



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 310 882**

51 Int. Cl.:
A61B 17/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06024884 .6**

96 Fecha de presentación : **04.06.2004**

97 Número de publicación de la solicitud: **1752105**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **14.02.2007**

54 Título: **Escariador articulado para la preparación de huesos.**

30 Prioridad: **25.06.2003 US 606304**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.01.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.01.2009

73 Titular/es: **DePuy Products, Inc.**
700 Orthopaedic Drive
Warsaw, Indiana 46581, US

72 Inventor/es: **Daniels, David Wayne y**
Dwyer, Kimberly Ann

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 310 882 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

Escariador articulado para la preparación de huesos.

5 La presente invención se refiere generalmente al campo de la ortopedia, y más particularmente a un implante para usar en artroplastia.

10 Los pacientes que padecen dolor e inmovilidad a causa de la osteoartritis y la artritis reumatoide tienen como posibilidad la cirugía de sustitución articular. La cirugía de sustitución articular es bastante común y permite a muchas personas moverse adecuadamente cuando de otro modo les sería imposible. Las articulaciones artificiales están normalmente compuestas por unos componentes metálicos, cerámicos o plásticos que se fijan al hueso existente.

15 Esta cirugía de sustitución de articulaciones se conoce también por artroplastia articular. La artroplastia articular es un procedimiento quirúrgico conocido por el cual una articulación enferma y/o dañada es sustituida por una articulación protésica. En una artroplastia articular total típica, se seccionan los extremos o porciones distales de los huesos adyacentes a la articulación, o se elimina una porción de la parte distal del hueso, y se sujeta a los mismos una articulación artificial.

20 Se conoce la existencia de muchos diseños y procedimientos para fabricar artículos implantables, tales como prótesis óseas. Tales prótesis óseas incluyen componentes de articulaciones artificiales tales como codos, caderas, rodillas y hombros.

25 Actualmente, en la artroplastia total de cadera la mayor preocupación es la inestabilidad de la articulación. La inestabilidad está asociada a la dislocación. La dislocación es un problema, particularmente en la artroplastia total de cadera.

30 Entre los factores asociados a la dislocación se incluye la técnica quirúrgica, el diseño del implante, la colocación del implante y los factores relativos al paciente. En la artroplastia total de cadera, los sistemas de implantes enfocan este problema presentando una serie de productos con un margen de voladizo (offset) lateral, voladizo de cuello, voladizo de cabeza, y longitud de pierna. La combinación de estos cuatro factores afecta a la laxitud del tejido blando. Optimizando la biomecánica, el cirujano puede proporcionar al paciente una cadera estable y mucho más resistente a la dislocación.

35 Para adaptarse al margen de antropometrías de los pacientes, DePuy Orthopaedics Inc y otras compañías fabrican normalmente una amplia gama de geometrías de implantes. En particular, los sistemas totales de cadera comercializados por DePuy Orthopaedics Inc con la marca S-ROM incluyen tres voladizos, tres longitudes de cuello, cuatro longitudes de cabeza y un ajuste de longitud de la pierna. La combinación de todas estas opciones biomecánicas es bastante compleja.

40 La anteversión de un sistema total de cadera está estrechamente ligada a la estabilidad de la articulación. Una anteversión inadecuada puede llevar a una dislocación y a la insatisfacción del paciente. El control de la anteversión es importante en todos los sistemas de cadera. Sin embargo, la aparición de vástagos con modularidad adicional supone un reto mucho mayor.

45 La técnica anterior ha abordado de alguna forma el problema de la anteversión. Por ejemplo, los sistemas actualmente disponibles tienen unas marcas por láser en el vástago medial y el manguito proximal. Estas marcas permiten al cirujano medir la alineación relativa entre estos componentes. Puesto que el manguito tiene una anteversión infinita, no está necesariamente orientado con relación a un punto de referencia que pueda utilizarse para definir la anteversión. De hecho, los manguitos actuales se orientan a veces con el pico apuntando directa y lateralmente hacia el hueso disponible restante.

50 Cuando falla una artroplastia articular total de cadera, primaria o indicial, se efectúa un procedimiento de revisión en el cual se retiran los dispositivos indiciales (algunos o todos). Con bastante frecuencia el hueso restante se ve apreciablemente comprometido en comparación con un procedimiento de cadera primario. Se observa una pérdida de hueso apreciable, a menudo con una pérdida de los puntos de referencia del hueso típicamente utilizadas para la alineación.

60 Los vástagos de la técnica anterior pueden alinearse con relación a unos puntos de referencia óseos del paciente. Estos vástagos son monolíticos. No permiten situar el cuello independientemente del vástago distal. Por consiguiente, la anteversión es limitada. La mayoría de los vástagos monolíticos arqueados se comercializan con una anteversión fija; por ejemplo una anteversión de 15°. Estos vástagos monolíticos tienen una flexibilidad limitada para la alineación rotacional, ya que el vástago distal tiene que seguir el arco del fémur del paciente y puede que no se consiga un resultado biomecánico operable.

65 En una etapa común del procedimiento quirúrgico conocido por artroplastia total de cadera, en primer lugar se implanta en el paciente una prueba o vástago de sustitución. La prueba se utiliza para comprobar *in situ*, sobre el paciente, el tamaño y forma elegidos para el implante, y el paciente es sometido a lo que se conoce como reducción de prueba. Esta reducción de prueba supone mover la articulación, incluyendo el implante de prueba, a través de

unos movimientos seleccionados típicos de esa articulación. Los instrumentos de cadera actuales proporcionan una serie de pruebas de diferentes tamaños para ayudar al cirujano a valorar el ajuste y la posición del implante. Las pruebas, también conocidas como provisionales, permiten al cirujano efectuar una reducción de prueba para valorar la adecuación del implante y la estabilidad del implante antes de la elección del implante final. Para reducir los costes de inventario y la complejidad, muchos sistemas de prueba son modulares. Por ejemplo, en el sistema de instrumentos comercializado por DePuy Orthopaedics Inc con la marca Excel, hay una serie de mandriles y una serie de pruebas de cuello que pueden mezclarse y combinarse para representar la gama total de implantes. Existe una relación única y fija entre un mandril y una prueba de cuello, ya que estas pruebas representan un sistema de implantes de vástagos monolíticos.

Del mismo modo, en el sistema de instrumentos comercializado por DePuy Orthopaedics Inc con la marca S-ROM, hay pruebas de cuello, pruebas de cuerpo proximal, pruebas de vástago distal, pruebas de cabeza y pruebas de manguito. Mediante la combinación de todos estos componentes se representa el implante. Puesto que el implante es modular e incluye un vástago y un manguito, la relación angular o anteversión relativa entre el cuello y el vástago es independiente y está representada por la coincidencia dentada entre el cuello y la prueba de cuerpo proximal. La prueba de cuerpo proximal tiene unos pernos transversales fijos enchavetados en el manguito de la prueba como vástagos rectos primarios. Las pruebas de vástago largo no tienen los pernos transversales y por lo tanto no son rotacionalmente estables durante la reducción de prueba y por ello no siempre son utilizadas por el cirujano.

Con la introducción de la modularidad adicional en los implantes, existe la necesidad de la colocación independiente del vástago distal, el cuerpo proximal y cualquier manguito que comprendan los implantes. Normalmente arqueados, los vástagos monolíticos se presentan con un grado de anteversión fijo, típicamente 15°.

Existen muchos problemas con los actuales instrumentos, implantes y procedimientos quirúrgicos de sustitución articular. Uno de estos problemas es la inadecuada alineación de la prótesis en el hueso. La alineación inadecuada provoca el aumento de la probabilidad de dislocación de la articulación y la suboptimización de la tensión del tejido blando, resultando, por ejemplo, una laxitud del tejido blando. Esta laxitud puede conducir adicionalmente a la dislocación. La alineación inadecuada afecta también a la insatisfacción del paciente. La alineación inadecuada puede provocar además una anteversión inadecuada y los resultantes problemas de satisfacción del paciente.

Los implantes, pruebas e instrumentos resultan en un procedimiento quirúrgico largo. Este procedimiento quirúrgico largo incluye las etapas de preparar el canal, retirar los instrumentos de preparar el canal, implantar las pruebas, efectuar una reducción de prueba y después implantar la prótesis. Este largo procedimiento aumenta el riesgo de complicaciones quirúrgicas para el paciente.

Cuando utiliza los instrumentos, pruebas y procedimientos quirúrgicos actualmente disponibles, el cirujano debe efectuar la reducción de prueba sobre el paciente sin disponer de ninguna información sobre la adecuación de la prueba ni la colocación de la prueba en el cuerpo. Los ajustes de colocación y la selección de la prueba e implantes resultantes son por lo tanto difíciles y largos de realizar.

Utilizando los instrumentos actuales, tanto las pruebas como los implantes deben ser elegidos y colocados adecuadamente para obtener los resultados óptimos para el paciente. La colocación de la prueba con respecto al fémur y del implante con respecto a la prueba permite una gran variación entre un procedimiento y otro.

Para optimizar los resultados ante el paciente, la cirugía ortopédica conserva preferiblemente la mayor cantidad posible del hueso reseccionado. Los procedimientos quirúrgicos actuales requieren reseccionar y retirar del hueso proximal, mediante instrumentos, el hueso suficiente para dejar espacio para la prueba proximal y el implante proximal. Así pues, bajo las técnicas actuales, hay que retirar proximalmente material de hueso para conseguir la variedad de posiciones que puedan ser óptimas para el paciente.

Se hace referencia al documento EP-A-1430859 que describe un instrumento biomecánico ajustable de plantillado y resección y un procedimiento asociado, y al documento EP-A-1437107 que describe un dispositivo de alineación para implantes modulares y un procedimiento asociado, y al documento EP-A-1435223 que describe un instrumento y un procedimiento asociado para las pruebas de vástagos de cadera modulares.

El documento EP-A-1201191 describe un sistema escariador según el preámbulo de la reivindicación 1 que hace uso de un árbol que puede ser flexionado para que el eje de la porción proximal del árbol pueda variar con respecto al eje de la porción distal del árbol.

La presente invención permite una medición precisa de la biomecánica de la cadera en referencia al sistema de implante sin el uso de una prueba distal. La presente invención proporciona un escariador que replica la configuración de implante para un vástago distal largo anatómicamente curvado. El escariador articulado proporciona la centralización y alineación adecuadas para un escariador proximal. El escariador articulado proporciona la orientación correcta para efectuar las pruebas en la reducción de cadera. Arrastrando el escariador, se elimina la necesidad de las pruebas de vástago distal. El escariador articulado tiene una primera posición recta en la cual se usa el escariador para preparar el canal del hueso. El escariador tiene también una segunda posición en la cual una primera porción y una segunda porción del escariador están inclinadas. Una vez usado el escariador para preparar el canal, se inclina el escariador y se bloquea en la posición inclinada. Se coloca una prueba proximal sobre la porción proximal del escariador y se

ES 2 310 882 T3

utiliza para efectuar la reducción de prueba sobre el paciente. La orientación del escariador inclinado puede medirse con una herramienta que puede utilizarse para replicar una correspondiente orientación en el implante adecuado.

5 Consecuentemente, en un aspecto, la presente invención proporciona un escariador para preparar una cavidad en el canal intramedular de un hueso largo, que comprende:

10 un primer componente para la preparación de la cavidad en el canal, incluyendo dicho primer componente una porción del mismo para ser colocada al menos parcialmente en la cavidad del hueso largo, definiendo dicho primer componente un eje de rotación del mismo, y

15 un segundo componente conectado funcionalmente a dicho primer componente, definiendo dicho segundo componente un eje de rotación del mismo, teniendo el eje de rotación de dicho primer componente y el eje de rotación de dicho segundo componente una primera relación en la cual los ejes de rotación son coincidentes cuando el primer y el segundo componentes están directamente conectados entre sí y una segunda relación en la cual los ejes están inclinados el uno con respecto al otro, y

20 un conector en ángulo que tiene una primera parte del conector con unas formaciones que le permiten ser conectado al primer componente y una segunda parte del conector con unas formaciones que le permiten ser conectado al segundo componente, en el cual la primera parte del conector define un eje de la primera parte del conector y la segunda parte del conector define un eje de la segunda parte del conector de tal modo que el eje de la primera parte del conector está inclinado con un ángulo fijo respecto al eje de la segunda parte del conector, y de tal modo que el primer componente está inclinado con relación al segundo componente cuando la primera y la segunda partes del componente están conectadas entre sí por medio del conector en ángulo según la segunda relación.

25 En otro aspecto, la invención proporciona un conjunto escariador para preparar una cavidad en el canal intramedular de un hueso largo. El conjunto escariador incluye un escariador según se describió anteriormente, y una segunda porción de escariador que puede montarse sobre al menos una porción del segundo componente mediante deslizamiento.

30 En otro aspecto más, la invención proporciona un equipo para preparar una cavidad en el canal intramedular de un hueso largo, utilizado para efectuar una artroplastia articular, que comprende un escariador según se ha descrito anteriormente, y una prueba para ayudar a efectuar una reducción de prueba que puede montarse sobre el escariador.

35 Los instrumentos de la invención pueden utilizarse en un procedimiento para efectuar artroplastia articular que incluye las etapas de abrir el canal medular del hueso largo, proporcionar un escariador que incluye un primer elemento que tiene un eje del primer elemento y un segundo elemento que tiene un eje del segundo elemento, siendo móvil el eje del primer elemento con respecto al eje del segundo elemento, incluyendo el primer elemento una superficie para la eliminación de hueso, colocar el escariador en el canal, escariar una cavidad en el canal con el escariador siendo coincidente el eje del primer elemento con el eje del segundo elemento, y ajustar el escariador de manera que el eje del primer elemento quede inclinado con respecto al eje del segundo elemento.

45 Las ventajas técnicas de la presente invención incluyen la forma no lineal del escariador que replica la configuración del implante. La configuración angular del escariador replica así el vástago distal de un implante arqueado. Por ello la presente invención proporciona una forma de escariador que replica la configuración del implante.

50 Las ventajas técnicas de la presente invención incluyen además una reducción del tiempo de cirugía. La reducción del tiempo de cirugía mejora los resultados para el paciente y reduce las complicaciones provocadas por una cirugía larga. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, se proporciona un procedimiento quirúrgico que incluye la colocación de una prueba proximal sobre un escariador situado en el canal femoral. La realización de la prueba se produce por tanto fuera del escariador y se elimina la necesidad de retirar el escariador y colocar una prueba de vástago distal dentro del canal femoral. Así pues, la presente invención proporciona la eliminación de una etapa y la consecuente reducción del tiempo de cirugía.

55 Las ventajas técnicas de la presente invención incluyen adicionalmente la mejora de la biomecánica del implante resultante. La mejora de la biomecánica es el resultado de una mejor colocación del implante que además optimiza la tensión del tejido blando y elimina la laxitud del tejido blando. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, puede colocarse una prueba proximal sobre un escariador todavía en posición sobre el canal femoral y efectuar una reducción de prueba. La configuración del conjunto escariador de prueba puede ser duplicada en una prótesis modular que será adecuadamente colocada en el canal en base a la posición óptima obtenida durante la realización de la prueba. De este modo, la presente invención proporciona una mejora de la biomecánica.

60 Otra ventaja técnica más de la presente invención es una mejora de la anteversión resultante del implante. La óptima anteversión o ángulo para la colocación de la articulación en el cuerpo sirve para reducir la dislocación. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, el escariador incluye una porción proximal y una porción distal, estando la porción proximal situada de modo pivotante con respecto a la porción distal.

ES 2 310 882 T3

Mientras el escariador está recto, se prepara la cavidad incluyendo una porción de la porción curvada del canal. A continuación se cambia la configuración del escariador para obtener una forma similar a la de una prueba distal arqueada. Se coloca una prueba proximal sobre el escariador y se efectúa una reducción de prueba. De este modo, puede duplicarse sobre un implante una posición del escariador no lineal con respecto al cuerpo proximal de la prueba. Así se coloca el vástago distal del implante dentro del arco del fémur. De este modo el implante duplica la anteversión del conjunto escariador de prueba. Se alinea rotacionalmente el escariador de vástago distal arqueado en el canal intramedular. Se coloca la prueba proximal sobre el escariador distal y se gira hasta que alcanzar la anteversión adecuada. Esta posición puede ser bloqueada y medida con instrumentos auxiliares y reproducida en los implantes finales. De este modo, la presente invención proporciona una anteversión mejorada.

Una ventaja técnica adicional de la presente invención es la reducción del inventario y la simplificación del instrumental para el personal de quirófano. Al proporcionar un escariador que puede recibir una prueba proximal, se elimina la necesidad de vástagos distales de prueba. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, una prueba proximal es conectada funcionalmente a un escariador mientras el escariador aún se encuentra en posición en el canal. La reducción de prueba puede ser efectuada con la combinación de un escariador y una prueba proximal. Por lo tanto se elimina la necesidad de un vástago de prueba adicional. La eliminación del vástago distal de prueba reduce la necesidad de inventario o de capacidad de fabricación, utillaje e inventario necesarios para los vástagos distales de prueba. Por lo tanto, la presente invención proporciona una reducción del inventario. Adicionalmente, la eliminación de la necesidad de vástagos distales de prueba reduce la complejidad de los instrumentos de quirófano, simplificando los procedimientos de quirófano.

Otra ventaja técnica más de la presente invención es la capacidad de proporcionar una información inmediata sobre la longitud de la pierna antes de la reducción de prueba. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, el conjunto de escariador y accionador puede incluir marcas o señales sobre el conjunto que se utilizan para medir visualmente la posición del escariador con relación a un punto de referencia sobre la cadera. Esta medición está relacionada con la longitud de la pierna. Así pues, la presente invención proporciona una información inmediata sobre la longitud de la pierna previamente a la reducción de prueba.

Otra ventaja técnica más de la presente invención incluye la capacidad de regular, comparar y duplicar la alineación del escariador, la prueba y el implante. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, el escariador, la prueba y el implante tienen cada uno unas marcas de orientación o puntos de referencia que pueden medir y alinear la prueba proximal con el escariador o el implante proximal con el implante de vástago distal. Así pues la presente invención proporciona la regulación, comparación y duplicación de la alineación del escariador, la prueba y el implante.

Otra ventaja técnica más de la presente invención incluye minimizar la eliminación de hueso en la porción proximal del hueso largo. La eliminación mínima de hueso se denomina generalmente preservación del hueso y los cirujanos están muy a favor de la misma para aumentar el bienestar del paciente. Por ejemplo, según un aspecto de la presente invención, el escariador distal incluye una porción para recibir un escariador proximal. De este modo el escariador proximal es guiado por el escariador distal para asegurar que la escariación proximal se produzca en la posición óptima correspondiente al lugar en el cual deban preferiblemente ubicarse la prueba proximal y el cuerpo proximal del implante. Efectuando la escariación proximal en la posición anatómicamente correcta, puede minimizarse la escariación de hueso para dejar espacio para la prueba y el implante, minimizando así la eliminación de hueso en la zona proximal del hueso largo. Así pues, la presente invención proporciona una mínima eliminación de hueso.

A continuación se describirán realizaciones de la invención, a título de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

La Fig. 1 es una vista en planta de un conjunto de escariador no lineal ejemplar que incluye unas porciones escariadoras proximal y distal concordantes en la posición articulada;

La Fig. 2 es una vista inferior del escariador distal del conjunto escariador de la Fig. 1;

La Fig. 3 es una vista parcial en planta del escariador distal del conjunto escariador de la Fig. 1 mostrando el extremo proximal con mayor detalle;

La Fig. 4 es una vista en planta del conjunto escariador de la Fig. 1 incluyendo el accionador del escariador;

La Fig. 5 es una vista en perspectiva despiezada del conjunto escariador de la Fig. 1 incluyendo el accionador del escariador;

La Fig. 6 es una vista del accionador del escariador del conjunto escariador de la Fig. 5 en sección transversal tomada por la línea 6-6 en la dirección de las flechas;

La Fig. 7 es una vista en planta de un escariador proximal para usar con el escariador distal del conjunto escariador de la Fig. 1;

La Fig. 8 es una vista en sección transversal de un hueso largo que ha sido escariado con el conjunto escariador de la presente invención;

ES 2 310 882 T3

La Fig. 9 es una vista en sección transversal de un hueso largo que ha sido escariado con el conjunto escariador de la presente invención con la vista tomada en ángulo recto a la de la Fig. 8, mostrando la porción escariada proximal inclinada con respecto a la porción escariada distal;

5 La Fig. 9 es una vista en planta parcialmente en sección transversal de una prueba proximal para usar con el conjunto escariador de la Fig. 1;

La Fig. 11 es una vista superior de la prueba proximal para usar con el conjunto escariador de la Fig. 1;

10 La Fig. 12 es una vista superior de una tuerca para usar con la prueba proximal de la Fig. 10 y para usar con el escariador del conjunto escariador de la Fig. 1;

La Fig. 13 es una vista en planta parcialmente en sección transversal de la tuerca de la Fig. 12;

15 La Fig. 14 es una vista en perspectiva del conjunto escariador de la Fig. 1 con una prueba proximal montada sobre el conjunto escariador;

La Fig. 15 es una vista superior de un adaptador para usar con la prueba proximal de la Fig. 10 y para usar con el escariador del conjunto escariador de la Fig. 1;

20 La Fig. 16 es una vista en planta parcialmente en sección transversal del adaptador de la Fig. 15;

La Fig. 17 es una vista parcial del extremo del conjunto de escariador y prueba proximal de la Fig. 14;

25 La Fig. 18 es una vista superior parcial del conjunto de escariador y prueba proximal de la Fig. 14;

La Fig. 19 es una vista en planta parcialmente en sección transversal de una prótesis implantada en el hueso largo para usar en el hueso largo de la Fig. 9;

30 La Fig. 20 es una vista en planta parcialmente en sección transversal de la prótesis de la Fig. 19;

La Fig. 21 es una vista parcial en perspectiva del extremo roscado de la prótesis de la Fig. 19;

35 La Fig. 22 es una vista superior parcial del extremo roscado de la prótesis de la Fig. 19;

La Fig. 23 es una vista en planta de un juego de elementos que incluye un conjunto escariador, el escariador proximal de la Fig. 7 y la prueba de la Fig. 20;

40 La Fig. 24 es una vista en perspectiva de una herramienta de alinear representada según se usa al medir la alineación del conjunto de prueba de la Fig. 14 y para alinear la prótesis de la Fig. 19 de modo que corresponda a la alineación del conjunto de prueba de la Fig. 14, con el conjunto de prueba representado en línea de trazos;

45 La Fig. 25 es una vista en perspectiva de una herramienta de alinear representada según se usa para alinear la prótesis de la Fig. 19 de modo que corresponda a la alineación del conjunto de prueba de la Fig. 14, con el conjunto de prueba representado en posición sobre la herramienta;

La Fig. 26 es una vista en perspectiva de una herramienta de ensamblaje representada según se usa para ensamblar la prótesis de la Fig. 9;

50 La Fig. 27 es un diagrama de secuencias de un procedimiento que utiliza el escariador de la presente invención;

La Fig. 28 es una vista en planta despiezada del escariador articulado de la presente invención en el modo lineal; y

55 La Fig. 29 es una vista en planta despiezada del escariador de la Fig. 28 en el modo no lineal.

Refiriéndose a los dibujos, la Fig. 1 muestra un escariador 2 que puede usarse para preparar una cavidad 4 en el canal intramedular 6 de un hueso largo 8. El escariador 2 incluye un primer componente 10 para preparar la cavidad 4 en el canal. El primer componente 10 incluye una porción 14 del primer componente 10 para ser colocada al menos parcialmente en el canal 4 del hueso largo 8. El primer componente 10 define un eje de rotación 16 del primer componente 10. El escariador 2 incluye además un segundo componente 12.

60 El segundo componente 12 está funcionalmente conectado al primer componente 10. El segundo componente 12 define un eje de rotación 18 del segundo componente 12. El eje de rotación 16 del primer componente 10 y el eje de rotación 18 del segundo componente 12 tienen una primera relación (véase la Fig. 4) en la cual los ejes 16 y 18 son coincidentes y una segunda relación (véase la Fig. 4) en la cual los ejes 16 y 18 están inclinados el uno con respecto al otro.

ES 2 310 882 T3

Refiriéndose a la Fig. 1 y a la Fig. 2, el primer componente 10 del escariador 2 puede tener cualquier forma adecuada. La porción 14 del primer componente 10 puede tener cualquier forma adecuada capaz de preparar la cavidad 4 en el canal 6. La porción 14 puede incluir una pluralidad de ranuras 28. Las ranuras 28 están separadas por unos rebajos 30. Las ranuras 28 incluyen un plano 32 que forma unos bordes de corte 34. La porción 14 puede ser cilíndrica o, según se muestra en la Fig. 1, puede estar conificada. Si está conificada, la porción 14 define un ángulo comprendido α . Como ayuda adicional para la extracción de hueso, la porción 14 puede incluir una acanaladura 36 en espiral.

El componente 12 puede incluir una porción 38 que tiene un conector 40 para el accionador. La conexión 40 de accionamiento se usa para conectar el escariador 2 a un accionador 42 (véase la Fig. 5). El conector 40 para el accionador puede tener cualquier forma o configuración adecuada que pueda proporcionar una conexión de accionamiento para el accionador 42.

Refiriéndose a la Fig. 1 y la Fig. 3, se ha representado con mayor detalle el conector 40 de accionamiento. Por simplicidad, y según se muestra en la Fig. 1 y la Fig. 3, el conector 40 para el accionador incluye una escotadura 44 de accionamiento que se extiende desde el extremo 46 del componente 12 del escariador 2.

El conector 40 puede incluir adicionalmente un segundo elemento para asegurar que la escotadura 44 de accionamiento se mantenga enganchada al accionador 42. Por ejemplo, y según se muestra en la Fig. 3, el conector 40 para el accionador incluye adicionalmente una bayoneta 48 o canal en J para cooperar con el accionador 42.

Refiriéndose ahora a la Fig. 4, el accionador 42 aparece encajado sobre el escariador distal 2. El accionador 42 se coloca sobre el escariador 42 para proporcionar una conexión simple y estándar para ayudar a girar el escariador 2 y a extender el escariador 2 hasta pasado el canal 6 para poder girar fácilmente el escariador 2 desde el exterior de la herida. Según se muestra en la Fig. 4, el accionador 42 incluye un adaptador 50 de accionamiento que conecta funcionalmente el accionador 42 a un dispositivo 52 de accionamiento (representado con línea de trazos).

El adaptador 50 de accionamiento puede ser cualquier dispositivo capaz de girar el accionador 42. Por ejemplo, el dispositivo de accionamiento puede ser una herramienta de mano utilizada por el cirujano para efectuar la operación. Por otra parte, el dispositivo 52 de accionamiento puede ser una herramienta motorizada, por ejemplo una herramienta accionada neumática o eléctricamente.

El adaptador 50 de accionamiento puede tener cualquier forma adecuada y puede tener, según se muestra en la Fig. 4, la forma de un conector Hudson. El adaptador 50 de accionamiento puede incluir unas caras planas 54 y un cono invertido 56.

Según se muestra en la Fig. 4, el accionador 42 puede incluir unas marcas 58 formadas sobre el accionador 42. Las marcas 58 pueden usarse para ayudar a determinar la profundidad apropiada del escariador distal 2 durante la operación de escariado. Las marcas 58 se usarán preferiblemente en conjunción con una referencia visual a lo largo de la línea de visualización 60 con, por ejemplo, una señal ósea del paciente, por ejemplo el eje 62 de la cabeza. El cirujano alinea el eje 62 de la cabeza con las marcas 58 para determinar la profundidad adecuada del escariador 2. Las marcas 58 pueden tener la forma de unas marcas o líneas 64. Junto a las líneas 64 pueden colocarse unos números o letras 66 para referirse a una prueba o prótesis particular que deberá usarse cuando la línea 64 se corresponda con la línea de visualización 60.

Refiriéndose ahora a la Fig. 5, se muestra el accionador 42 desmontado del escariador distal 2. Por simplicidad y según se muestra en la Fig. 5 y la Fig. 4, el accionador 42 sirve para enderezar o alinear el primer componente 10 con el segundo componente 12 de tal modo que el primer eje de rotación 16 y el segundo eje de rotación 18 sean coincidentes. Esta alineación puede efectuarse simplemente dotando al accionador 42 con un orificio o abertura cilíndrica 68 que se extienda internamente desde el extremo distal 70 del accionador 42. Preferiblemente, el orificio 68 se ajusta con precisión sobre la periferia cilíndrica 72 del primer componente 10 y se ajusta con precisión sobre la periferia cilíndrica 74 del segundo componente 12.

El escariador 2 se instala en el accionador 42 ubicando el segundo componente 12 en el orificio 68 del accionador 42. A continuación se coloca en el orificio 68 la periferia exterior 72 de la primera porción 10. En esta condición ensamblada, según se muestra en la Fig. 4, el eje de rotación 17 del primer componente 10 y el eje de rotación 18 del segundo componente 12 son coincidentes.

Refiriéndose ahora a la Fig. 6, se muestra con mayor detalle el accionador 42. Se apreciará que puede utilizarse cualquier accionador capaz de sujetar y hacer girar el escariador. El accionador 42, según se muestra en la Fig. 6, puede incluir un pasador transversal 76 de accionamiento, extendido transversalmente a través de la abertura 68 del accionador 42. El accionador 42 puede incluir también unas clavijas internas opuestas 78 extendidas hacia el interior de la abertura 68 del accionador 42. Las clavijas internas 78 cooperan con la acanaladura en J o bayoneta 48 formada en el escariador 2. Un muelle 81 se encuentra situado en el accionador 42 para forzar al pasador transversal 76 de accionamiento a entrar en contacto con el escariador 2.

Para instalar el escariador 2 en el accionador 42, se introduce el segundo componente 12 del escariador 2 en la abertura 68 del accionador 42 hasta que la acanaladura en J o bayoneta 48 del escariador 2 apoye sobre las clavijas internas 78. El saliente 49 del canal en J 48 del escariador 2 detiene el avance del escariador 2 con respecto al accionador

ES 2 310 882 T3

42, y entonces se gira el escariador 2 con respecto al accionador 42 hasta que la escotadura 44 del accionador encaje en el pasador transversal 76 de accionamiento del accionador 42, sujetando así el escariador 2 dentro del accionador 42.

5 Refiriéndose ahora a la Fig. 7, se muestra un escariador proximal 80. El escariador proximal 80 se usa para proporcionar espacio a la porción proximal de las pruebas e implantes que se usan en la presente invención. El escariador proximal 80 puede ser cualquier escariador capaz de proporcionar espacio para el escariador proximal y las pruebas proximales y, según se muestra en la Fig. 7, puede incluir una porción de corte 82 y un vástago 84. La porción de corte 82 se usa para preparar el espacio para las pruebas e implantes. La porción de corte puede tener cualquier forma o configuración adecuada para proporcionar el espacio.

10 La porción de corte 82 puede incluir unas ranuras 86 para cortar hueso y otros tejidos. El escariador 80 puede tener formada una abertura central 88 extendida hacia dentro desde el extremo distal 90 de la porción de corte 82 del escariador 80. El escariador proximal 80 puede incluir adicionalmente un adaptador 92 para el accionador que se extiende hacia fuera desde el vástago 84. El adaptador 92 para el accionador puede ser cualquier adaptador de accionamiento capaz de cooperar con un mecanismo de accionamiento. El adaptador de accionamiento 92 puede ser igual al adaptador de accionamiento 50 del accionador 42 de la Fig. 4, y puede por tanto tener la forma de un adaptador Hudson.

15 Refiriéndose ahora a las Figs. 8 y 9, se muestra con mayor detalle unas vistas anteroposterior y lateral, respectivamente, de la cavidad 4 preparada en el canal intramedular 6 del hueso largo 8. Según se muestra en las Figs. 1 y 4, el escariador distal 2 se usa para preparar la porción distal escariada 142 de la cavidad 4, mientras que el escariador proximal 80 se usa para preparar la porción proximal escariada 144 de la cavidad 4. La porción distal escariada 142 está definida por un eje 146 mientras que la porción proximal escariada 144 está definida por un eje 148.

20 Se observará inmediatamente que las Figs. 8 y 9 representan una vista por el plano que define el eje de rotación distal 146 y el eje de rotación proximal 148. Así pues, según se muestra en la Fig. 9, los ejes 146 y 148 están inclinados el uno con respecto al otro. Puesto que la Fig. 8 representa una sección transversal perpendicular a la sección transversal de la Fig. 9, los ejes 146 y 148 de la Fig. 8 aparecen paralelos.

25 Refiriéndose ahora a las Figs. 10 y 11, se muestra una prueba proximal 150 para usar con el escariador 2 de la presente invención. La prueba proximal 150 puede fabricarse con cualquier material duradero adecuado, por ejemplo un plástico o un metal. Si se fabrica con metal, la prueba proximal 150 puede fabricarse con cualquier material fácilmente mecanizable que pueda ser esterilizado utilizando un autoclave u otras técnicas de esterilización.

30 El escariador 2, el accionador 42 y el escariador 80 pueden fabricarse con cualquier material duradero adecuado que pueda ser esterilizado utilizando técnicas estándar de esterilización tales como un autoclave. Preferiblemente, el escariador 2, el accionador 42 y el escariador 80 pueden fabricarse con un material duradero, por ejemplo metal.

35 La prueba proximal 150 puede incluir un cuerpo 152 que define una abertura central 154 concéntrica con el eje longitudinal 156 de la prueba proximal 150. Un cuello 158 se extiende hacia fuera desde el cuerpo 152 con un ángulo $\beta\beta$ o ángulo de cuello $\beta\beta$ respecto al eje longitudinal 156 de, por ejemplo, 30 a 80°. Una cabeza 160 (representada con línea de trazos) puede estar situada sobre el cuello 158. Un par de bridas internas 162, separadas y paralelas, pueden extenderse desde el cuerpo 152 hacia el interior de la abertura central 154. Las bridas internas 162 definen una acanaladura 164 para contener un muelle 166. Las bridas internas 162 dividen la abertura central 154 en una porción proximal 168 de la abertura y una porción distal 170 de la abertura. El cuerpo 152 puede estar atravesado por unos orificios opuestos 172 de montaje y bloqueo alineados con la abertura central 154. Igualmente, el cuerpo 152 puede tener practicados unos orificios opuestos 174, para pasadores de bloqueo, alineados con la abertura central 154.

40 Una tuerca 176 (representada con línea de trazos) puede estar situada en la porción proximal 168 de la abertura central 154 del cuerpo 152 de la prueba proximal 150. La tuerca 176 puede ser utilizada para sujetar el escariador 2 a la prueba proximal 150. La tuerca 176 se ajusta de manera deslizante en la porción proximal 168 de la abertura. La tuerca 176 puede incluir un par de bridas separadas 178 que cooperan con un pasador 180 fijado en los orificios 174 de los pasadores de bloqueo para enchavetar la tuerca 176 dentro de la abertura central 154.

45 Refiriéndose ahora a las Figs. 12 y 13, se muestra la tuerca 176 con mayor detalle. La tuerca 176 puede incluir un moleteado 182 formado sobre la tuerca 176 para ayudar a apretar la tuerca 176 sobre el escariador 2. La tuerca 176 puede incluir adicionalmente un par de ranuras axiales 184, separadas y extendidas distalmente desde el extremo proximal 186 de la tuerca 176. La tuerca 176 puede incluir adicionalmente una abertura central roscada 188 para cooperar con el escariador 2.

50 Refiriéndose ahora a la Fig. 14, se apreciará que la prueba proximal 150 puede conectarse directamente al escariador 2. También se apreciará que, para que el escariador 2 sea conectable tanto al accionador 42 como a la prueba proximal 150, puede usarse un adaptador tal como el adaptador 182 para proporcionar una conexión para la prueba proximal 150 que pueda ser más conducente para una prueba proximal utilizable también con pruebas de vástago distal (no representadas). Por consiguiente, según se muestra en la Fig. 14, para conectar la prueba proximal 150 al escariador 2 puede usarse un adaptador 189 que puede enchavetarse a la prueba proximal 150.

ES 2 310 882 T3

Refiriéndose otra vez a las Figs. 10 y 11, la prueba proximal 150 incluye adicionalmente una porción troncocónica 183 formada en el cuerpo 150 y que es concéntrica con el eje longitudinal 156. La porción troncocónica 183 tiene un ángulo comprendido $\theta\theta$ similar al ángulo comprendido $\alpha\alpha$ de la porción de corte 82 del escariador proximal 80 (véase la Fig. 7) y preferiblemente similar al del implante de geometría correspondiente.

El extremo distal 187 de la porción troncocónica 182 del cuerpo 152 de la prueba proximal 150 puede tener formados unos dientes radiales 185. Puede usarse cualquier número de dientes para los dientes radiales 185. Por ejemplo, puede haber treinta y seis (36) dientes radiales uniformemente separados a lo largo del extremo 186. Cada uno de los treinta y seis (36) dientes representará entonces una rotación de 10 grados desde el eje longitudinal 156.

Refiriéndose ahora a las Figs. 15 y 16, se muestra el adaptador 189 con mayor detalle. El adaptador 189 incluye un anillo central 190. El anillo central 190 incluye una cara proximal 192. La cara proximal 192 incluye una pluralidad de dientes radiales separados 194. Los dientes radiales 194 coinciden preferiblemente con los dientes radiales 185 de la prueba proximal 150 (véase la Fig. 10). El adaptador 189 incluye adicionalmente una primera porción tubular 196 que se extiende hacia fuera desde la primera cara 192 del anillo central 190 del adaptador 189. Una segunda porción tubular 198 se extiende desde el anillo central 190 en dirección opuesta a la primera porción tubular 196. Un orificio cilíndrico pasante 200 está formado en la primera porción tubular 196, el anillo central 190 y la segunda porción tubular 198. Una brida interna 201 se extiende hacia dentro desde el orificio cilíndrico pasante 203 del extremo proximal 202 del adaptador 189. La brida 201 forma unas caras paralelas opuestas 204.

Refiriéndose otra vez a la Fig. 14 y a la Fig. 17, se muestra el adaptador 189 en posición sobre el escariador 2. La prueba proximal 150 está representada en posición sobre el escariador 2 y en posición contra el adaptador 189. La tuerca 176 está representada montada en la prueba proximal 150 y en el escariador distal 2. El escariador 2, el adaptador 189, la prueba proximal 150 y la tuerca 176 se combinan para formar un conjunto escariador de prueba 206.

Refiriéndose ahora a la Fig. 18, se apreciará que puesto que el escariador 2 está inclinado, o no lineal, y la prueba proximal 150 incluye el cuello 158 que se extiende desde el eje 154 de la prueba 150, durante el montaje es preciso alinear el cuello 158 y el escariador 2 con respecto al eje 154 o eje de prueba. Según se muestra en la Fig. 18, el escariador 2 y el cuello 158 forman un ángulo $\alpha\alpha$ con respecto al eje de prueba 154. Este ángulo $\alpha\alpha$ debe ser fijado durante el montaje de la prueba proximal 150 sobre el escariador 2.

Refiriéndose ahora a la Fig. 27, y según un aspecto de la presente invención, el conjunto escariador de prueba 206 puede incluir un elemento de orientación angular 208 que puede usarse para variar con precisión el ángulo $\alpha\alpha\alpha$ (véase la Fig. 30).

El elemento de orientación 208 incluye una brida 212 que se extiende hacia fuera desde el cuerpo 94 del escariador 2. Cuando se desplaza el escariador 2 hasta encajarlo con el cuerpo proximal 152, la brida 212 del escariador 2 ajusta de golpe sobre el muelle 166 del cuerpo proximal 150 proporcionando un elemento de ajuste a presión para el conjunto escariador de prueba 206. La tuerca 176 incluye la rosca interna 211 que se enrosca en la rosca externa 210 del escariador 2. A medida que se enroscan las roscas 211 y 210, el escariador 2 va encajándose más en el cuerpo proximal 150. La unión roscada se ajusta para proporcionar una estabilidad axial, y por lo tanto rotacional, entre el cuerpo proximal 150 y el escariador 2.

El muelle 166 y la brida 212 sirven por lo tanto para mantener temporalmente el cuerpo proximal 150 sobre el escariador 2. En esta condición puede girarse el cuerpo proximal 150 con respecto al escariador 2 en la dirección de la flecha 214 para ajustar la anteversión. El muelle 166 coincide con la brida 212 empuja los dientes radiales 185 de la prueba proximal para engranarlos con los dientes radiales 194 del adaptador 189. Por lo tanto los dientes radiales 185 y los dientes radiales 194 saltan o hacen de trinquete cuando se gira el cuerpo proximal 150 con respecto al escariador 2. Si, por ejemplo, los dientes 194 incluyen treinta y seis (36) dientes separados, y los dientes 185 incluyen treinta y seis (36) dientes separados, cada salto o desplazamiento del cuerpo proximal 150 proporciona un cambio de 10° en el ángulo $\alpha\alpha$. Por lo tanto, el elemento de orientación 208 sirve para proporcionar una orientación graduable precisa, por ejemplo la anteversión del cuerpo proximal 150 con respecto al escariador 2.

Refiriéndose a las Figs. 19, 20, 21 y 22, se muestra una prótesis 216 para usar con el escariador y la prueba de la presente invención. La prótesis 216 incluye un vástago distal 218 que encaja coincidentemente con un cuerpo proximal 220. El vástago distal 218 y el cuerpo proximal 220 pueden encajarse coincidentemente de cualquier manera adecuada como, por ejemplo y según se muestra en las Figs. 31 y 33, con una conicidad externa 222 formada en el vástago distal 218 que coincide con una conicidad interna 224 formada en el cuerpo proximal 220.

Según se muestra en la Fig. 19, el vástago distal 218 puede tener una porción distal 217, que tiene un eje longitudinal 219, la cual está inclinada con respecto a una porción proximal 221 del vástago 216, teniendo la porción 211 un eje longitudinal 223. Los ejes 219 y 223 de las porciones 217 y 221 forman un ángulo comprendido α que puede ser similar al ángulo α del escariador 2 de la Fig. 1.

Refiriéndose ahora a la Fig. 20, aunque se apreciará que la conicidad interna 224 y la conicidad externa 222 pueden ser suficientes para sujetar apropiadamente el vástago al cuerpo, puede usarse una tuerca 226 para sujetar el cuerpo 220 al vástago 216. La tuerca 226 puede incluir una rosca interna 228 que coincide con la rosca externa 230 formada sobre el vástago distal 218.

ES 2 310 882 T3

Con el fin de orientar el cuerpo 220 con respecto al vástago distal 218, el cuerpo proximal 220 puede tener unos elementos en forma, por ejemplo, de unos orificios 238 para extracción y ubicación que atraviesan el cuerpo proximal 220.

5 Refiriéndose ahora a las Figs. 21 y 22, el vástago distal 218 puede incluir un elemento de orientación angular en forma de una escotadura alargada 240. La escotadura alargada 240 define una anchura W que puede ser similar a la anchura SW de la escotadura 44 del escariador (Véase la Fig. 8).

10 Refiriéndose ahora a la Fig. 23, se muestra otra realización de la presente invención en forma de un juego de elementos 242. El juego 242 se usa para preparar la cavidad 4 en el canal intramedular 6 de un hueso largo 8 que se usa para efectuar la artoplastia articular. El hueso largo 8 puede ser un fémur, un húmero o cualquier hueso largo adecuado. El juego 242 incluye el primer escariador 2 y la prueba 150. El primer escariador 2 incluye la primera porción 10 para preparar la cavidad 4 en el canal 6. La primera porción 10 define el eje de rotación 216 de la primera porción 10. El juego 242 puede incluir también un accionador, tal como el accionador 42 de la Fig. 5.

15 El primer escariador 2 incluye también la segunda porción 12 que está funcionalmente conectada a la primera porción 10. La segunda porción 12 define el eje de rotación 18 de la segunda porción 12. El eje de rotación 16 de la primera porción 10 y el eje de rotación 18 de la segunda porción 12 tienen una primera relación en la cual los ejes son coincidentes, y una segunda relación en la cual los ejes están inclinados el uno respecto al otro. La prueba 20 150 se utiliza para ayudar a efectuar una reducción de prueba. La prueba 150 está funcionalmente asociada al primer escariador 2.

El juego 242 puede incluir adicionalmente el segundo escariador 80. El segundo escariador 80 está adaptado para que pueda ajustarse de manera deslizante sobre al menos una sección de la segunda porción 12 del primer escariador 2.

25 Refiriéndose ahora a la Fig. 24, se muestra un dispositivo de alineación 300 en posición sobre el conjunto escariador de prueba 206. El dispositivo de alineación 300 se utiliza para obtener primero una orientación de la prueba 150 con respecto al escariador y poder transferir esa orientación a la prótesis.

30 El dispositivo de alineación 300 puede ser cualquier dispositivo capaz de transferir esta relación. Por ejemplo y según se muestra en la Fig. 24, el dispositivo de alineación 300 incluye un cuerpo 320 que incluye una abertura central 322 en la cual la barra 324 ajusta de modo deslizante y se desplaza en la dirección de la flecha 344. Unos brazos 316 están sujetos de modo pivotante al cuerpo 320. Unas clavijas 318 se extienden hacia dentro desde los brazos 316.

35 Una punta 366 situada en el extremo distal de la barra 324 está ajustada coincidentemente para que encaje en la escotadura 44 del escariador 2 del conjunto escariador de prueba 206. Adicionalmente las clavijas 318 encajan en unos orificios de rotación 172 formados en la prueba 150 del conjunto escariador de prueba 206. Mediante el enganche de la escotadura 44 con la punta 366 y de los orificios de ubicación 172 con las clavijas 318, la barra 324 se orienta con respecto al cuerpo 320 de un modo similar a la orientación del escariador 2 con la prueba 150 del conjunto escariador de prueba 206.

40 La relación del cuerpo 320 con respecto a la barra 324 puede ser registrada mediante el uso, por ejemplo, de las marcas 354. Las marcas 354 pueden tener la forma, por ejemplo, de unas líneas 360 sobre el cuerpo 320 que pueden alinearse con una línea 356 formada sobre la barra 324. Adicionalmente, puede asegurarse la alineación del cuerpo 320 sobre la barra 324 por medio de, por ejemplo, un mecanismo de bloqueo 330 utilizado para bloquear rotativamente el cuerpo 320 sobre la barra 324.

45 Refiriéndose ahora a la Fig. 25, se muestra el dispositivo de alineación enganchado con la prótesis 216. Para alinear rotativamente el cuerpo proximal 220 con el vástago distal 218, la punta 366 de la barra 324 del dispositivo de alineación 300 se encaja en la escotadura 240 formada en el vástago 218 de la prótesis 216. Similarmente, las clavijas 318 montadas en los brazos 316 sujetos al cuerpo 320 del dispositivo de alineación 300 encajan en los orificios 238 del cuerpo 220 de la prótesis 216. De este modo el dispositivo de alineación 300 alinea rotativamente el cuerpo proximal 220 con el vástago distal 216 de un modo similar a la orientación del conjunto escariador de prueba 206 de la Fig. 24.

55 Deberá apreciarse que un ligero golpe entre el cuerpo 220 y el vástago 218 puede, temporalmente, sujetar angularmente el cuerpo 220 al vástago 218 de la prótesis 216 hasta que el dispositivo pueda ser sujeto más permanentemente.

60 Refiriéndose ahora a la Fig. 26, se muestra un dispositivo de montaje 400 que se usa para montar la prótesis 216. Puede usarse cualquier herramienta capaz de unir el vástago distal 218 con el cuerpo proximal 220. Por ejemplo y según se muestra en la Fig. 26, el dispositivo de montaje 400 puede incluir un segundo elemento 435 en forma de, por ejemplo, un árbol alargado. El segundo elemento 435 está asociado funcionalmente al vástago distal 218 y puede estar, por ejemplo, unido a rosca con el vástago distal 218.

65 El dispositivo de montaje 400 puede incluir adicionalmente un primer elemento 437 asociado funcionalmente al segundo elemento 435. El primer elemento 437 puede tener la forma, por ejemplo, de un cilindro hueco que ajusta de modo deslizante sobre el segundo elemento 435. El primer elemento 437 puede incluir una porción que topa contra el cuerpo proximal 220. El segundo elemento 435 puede incluir un brazo de actuación 445 que incluye una clavija 443

ES 2 310 882 T3

que ajusta coincidentemente de modo deslizante en una escotadura 441, alargada y helicoidal, formada en el primer elemento 437.

5 Cuando se gira el brazo de actuación 445 sobre el eje 439, en la dirección de la flecha 447 y hacia el brazo de restricción 446, el segundo elemento 435 es empujado en la dirección de la flecha 451, provocando que el vástago distal 218 se desplace con respecto al cuerpo proximal 220 en la dirección de la flecha 451, sujetando así la prótesis 216.

10 Refiriéndose ahora a la Fig. 27, un procedimiento para usar el instrumento de la invención incluye una primera etapa 502 de abrir un canal medular del hueso largo. El procedimiento 500 incluye adicionalmente una segunda etapa 504 de proporcionar un escariador que incluye un primer elemento que tiene un eje del primer elemento y un segundo elemento que tiene un eje del segundo elemento, siendo móvil el eje del primer elemento con respecto al eje del segundo elemento, incluyendo el primer elemento una superficie para la extracción de hueso. El procedimiento 500 incluye adicionalmente una tercera etapa 506 de colocar el escariador en el canal y una cuarta etapa 508 de escariar una
15 cavidad en el canal con el escariador, siendo el eje del primer elemento coincidente con el eje del segundo elemento. El procedimiento 500 incluye adicionalmente una quinta etapa 510 de ajustar el escariador de tal modo que el eje del primer elemento esté inclinado con respecto al eje del segundo elemento.

20 Refiriéndose ahora a las Figs. 28 y 29, se muestra otra realización de la presente invención en forma de unos conjuntos escariadores 602 y 603. Refiriéndose ahora a la Fig. 28, el conjunto escariador 602 incluye un primer componente 610. El primer componente 610 es similar al primer componente 10 del escariador 2 de la Fig. 1 excepto que, a diferencia del primer componente 10 del escariador 2, el primer componente 610 no incluye una conexión pivotante o junta 20. En lugar de esta, el primer componente 610 incluye un conector del componente en forma, por ejemplo, de una conicidad interna 621. El primer componente 610 incluye una porción 614 para colocarla al menos
25 parcialmente en la cavidad 4 del canal medular 6 del hueso largo 8. La porción 614 es similar a la porción 14 del escariador 2 (véase la Fig. 1).

El conjunto escariador 602 incluye también un segundo componente 612. El segundo componente 612 es similar al segundo componente 12 del escariador 2 de la Fig. 1 excepto que, a diferencia del segundo componente 12 del escariador 2, el segundo componente 612 no incluye una conexión pivotante o junta 20. En lugar de esta, el segundo componente 612 incluye un conector del componente en forma, por ejemplo, de una conicidad externa 623 que coincide con la conicidad interna 621 del primer componente 610. El segundo componente 612 incluye un conector de accionamiento 640 similar al conector de accionamiento 40 del escariador 2 de la Fig. 1. El conector de accionamiento 640 permite que el conjunto escariador 602 sea accionado por el accionador 42 de la Fig. 4.
35

Continuando la referencia a la Fig. 29, el primer componente 610 y el segundo componente 612 están representados en una posición a punto de ser ensamblados para formar el conjunto escariador 602. El primer componente 610 define un eje de rotación 616 del mismo y el segundo componente 612 define un eje de rotación 618 del mismo. Cuando el primer componente 610 y el segundo componente 612 son combinados para formar el conjunto escariador 602, los ejes de rotación 616 y 618 son coincidentes.
40

Refiriéndose ahora a la Fig. 30, se muestra un conjunto escariador 603. El conjunto escariador 603 incluye el primer componente 610 y el segundo componente 612 del conjunto escariador 602 así como una cuña 698. La cuña 698 es similar a la cuña 98 del escariador 2 de la Fig. 1, excepto que la cuña 698 no es hueca e incluye un conector del primer componente en forma, por ejemplo, de una conicidad externa 697 y un conector del segundo componente en forma, por ejemplo, de una conicidad interna 699. La conicidad interna 699 de la cuña 698 puede coincidir con la conicidad externa 623 del segundo componente 612. Similarmente, la conicidad externa 697 de la cuña 698 puede coincidir con la conicidad interna 621 del primer componente 612.
45

50 Las caras opuestas 693 y 694 de la cuña 698 no son paralelas y forman un ángulo comprendido β' .

Según se muestra en la Fig. 30, el primer componente 610, el segundo componente 612 y la cuña 698 están representados en una posición a punto de ser ensamblados para formar el conjunto escariador 603. El primer componente 610 define el eje de rotación 616 del mismo y el segundo componente 612 define el eje de rotación 618 del mismo. Los ejes de rotación 616 y 618 están inclinados.
55

Puesto que las caras 693 y 694 de la cuña no son paralelas, cuando el primer componente 610, la cuña 698 y el segundo componente 612 se combinan para formar el conjunto escariador 603, los ejes de rotación 616 y 618 están inclinados y están definidos por un ángulo comprendido β' de la cuña 698.
60

Aunque el conector 621 del primer componente 610, el conector 623 del segundo componente 612, el conector 697 de la cuña 698 para el primer componente y el conector 699 de la cuña 698 para el segundo componente pueden tener, según se muestra en las Figs. 28 y 29, forma de conicidades, deberá apreciarse que los conectores 621, 623, 697 y 699 de los componentes pueden ser roscas, conectores de bayoneta, conectores de reborde elástico, o conectores de cualquier otro diseño disponible.
65

ES 2 310 882 T3

REIVINDICACIONES

1. Un escariador para preparar una cavidad en el canal intramedular de un hueso largo, que comprende:

5 un primer componente (610) para la preparación de la cavidad en el canal, incluyendo dicho primer componente una porción (614) del mismo para ser colocada al menos parcialmente en la cavidad del hueso largo, definiendo dicho primer componente un eje de rotación (616) del mismo, y

10 un segundo componente (612) conectado funcionalmente a dicho primer componente, definiendo dicho segundo componente un eje de rotación (618) del mismo, teniendo el eje de rotación de dicho primer componente y el eje de rotación de dicho segundo componente una primera relación en la cual los ejes de rotación son coincidentes cuando el primer y el segundo componentes están directamente conectados entre sí y una segunda relación en la cual los ejes está inclinados el uno con respecto al otro,

15 **caracterizado** por un conector (698) en ángulo que tiene una primera parte (697) del conector con unas formaciones que le permiten ser conectado al primer componente y una segunda parte (699) del conector con unas formaciones que le permiten ser conectado al segundo componente, en el cual la primera parte del conector define un eje de la primera parte del conector y la segunda parte del conector define un eje de la segunda parte del conector de tal modo que el eje de la primera parte del conector está inclinado con un ángulo fijo (β') con relación al eje de la segunda parte del conector, y de tal modo que el primer componente está inclinado con relación al segundo componente cuando la primera y la segunda partes del componente están conectadas entre sí por medio del conector en ángulo según la segunda relación.

25 2. Un escariador según se reivindica en la reivindicación 1, en el cual las formaciones sobre el conector (697) en ángulo incluyen al menos una de entre una parte de un conjunto de unión cónica de cubo y espiga, una rosca, una parte de un conector de bayoneta, y una parte de un conector de reborde elástico.

30 3. Un escariador según se reivindica en la reivindicación 1, en el cual el primer componente (610) incluye una porción del mismo que tiene una periferia externa conificada; y en el cual el segundo componente incluye una porción (640) del mismo que tiene una conexión de accionamiento.

4. Un escariador según se reivindica en la reivindicación 1, el cual incluye un elemento de sujeción (621, 623) para unir rígidamente dicho primer componente (612) a dicho segundo componente (612).

35

40

45

50

55

60

65

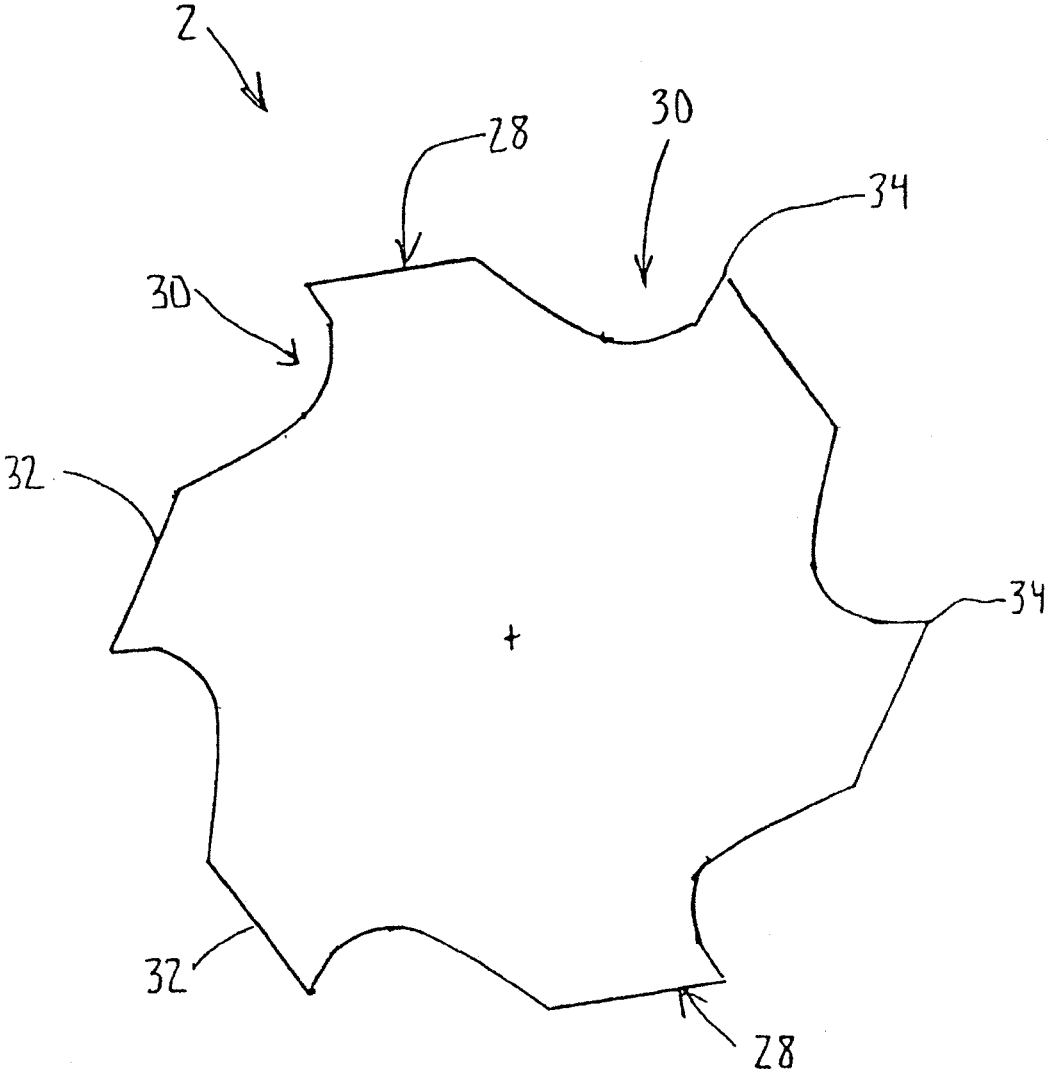


FIG 2

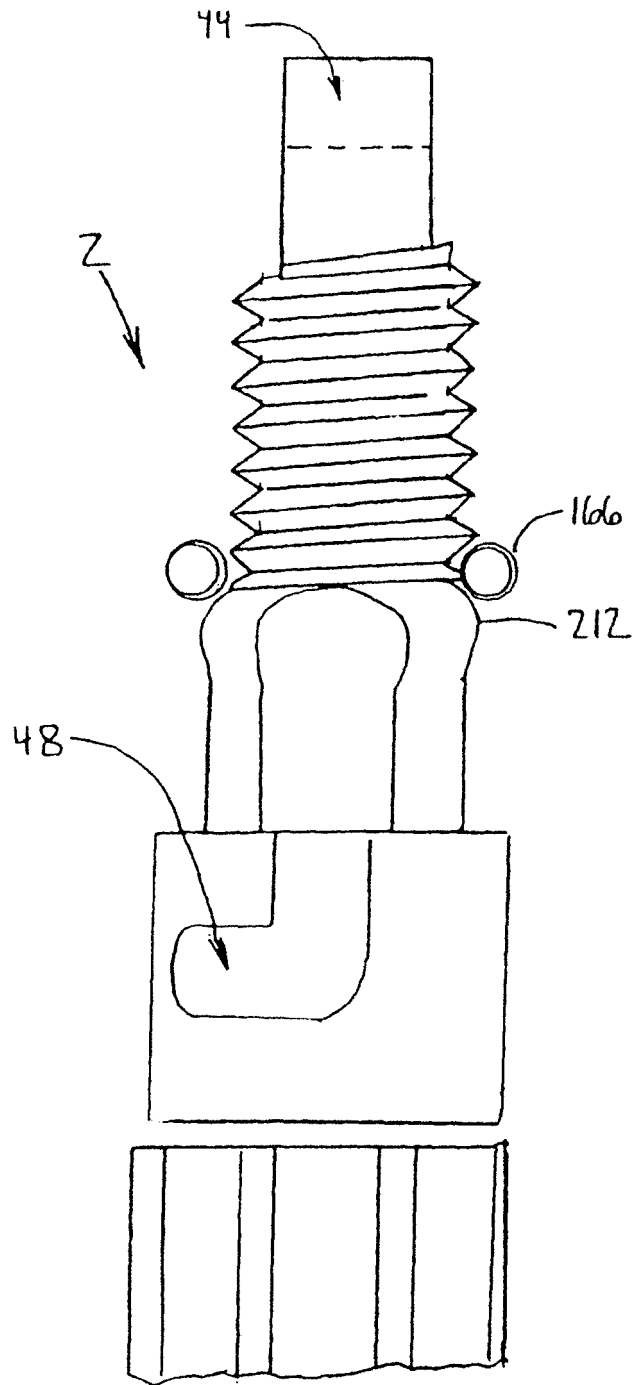


FIG 3

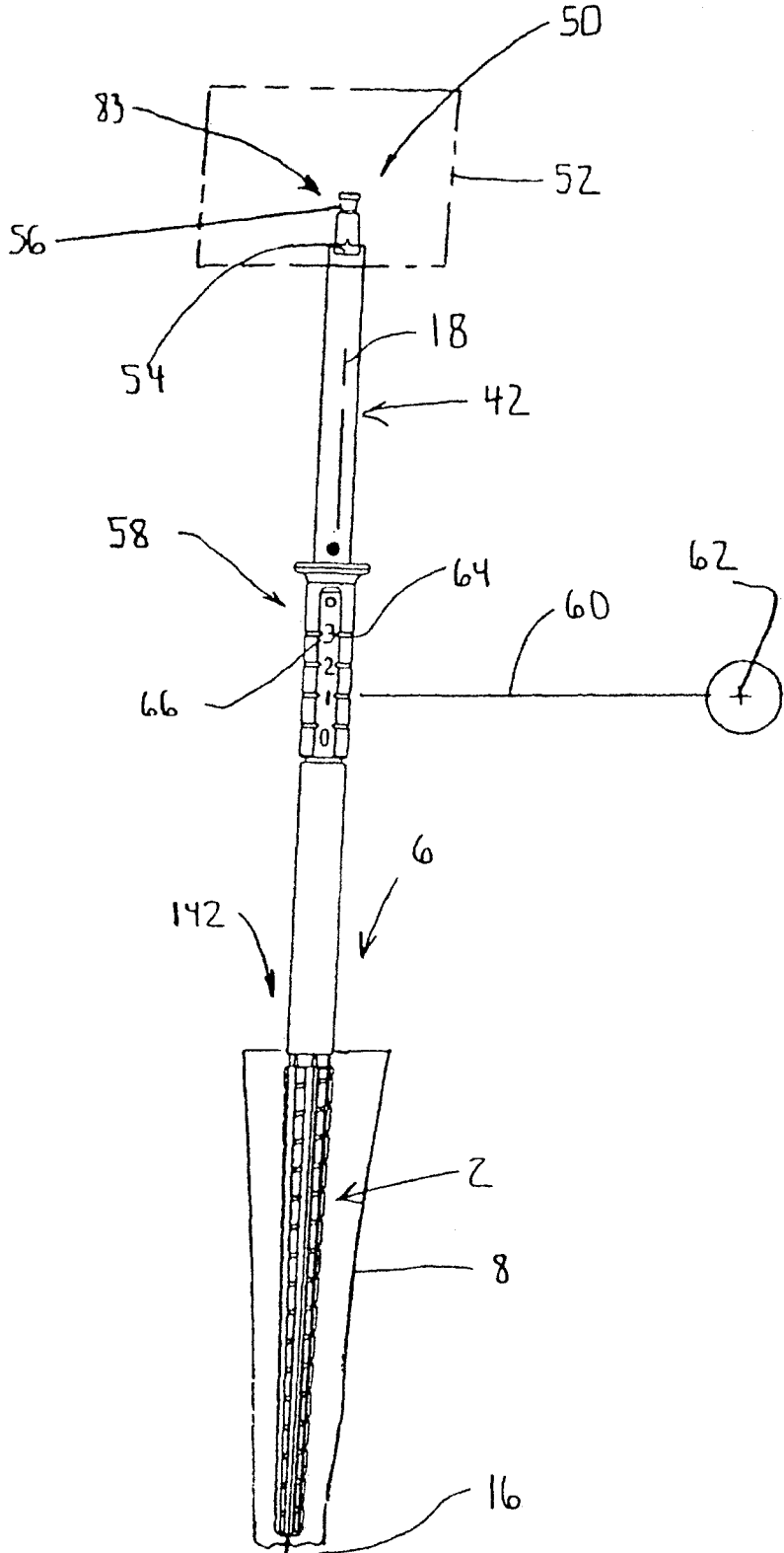


FIG 4

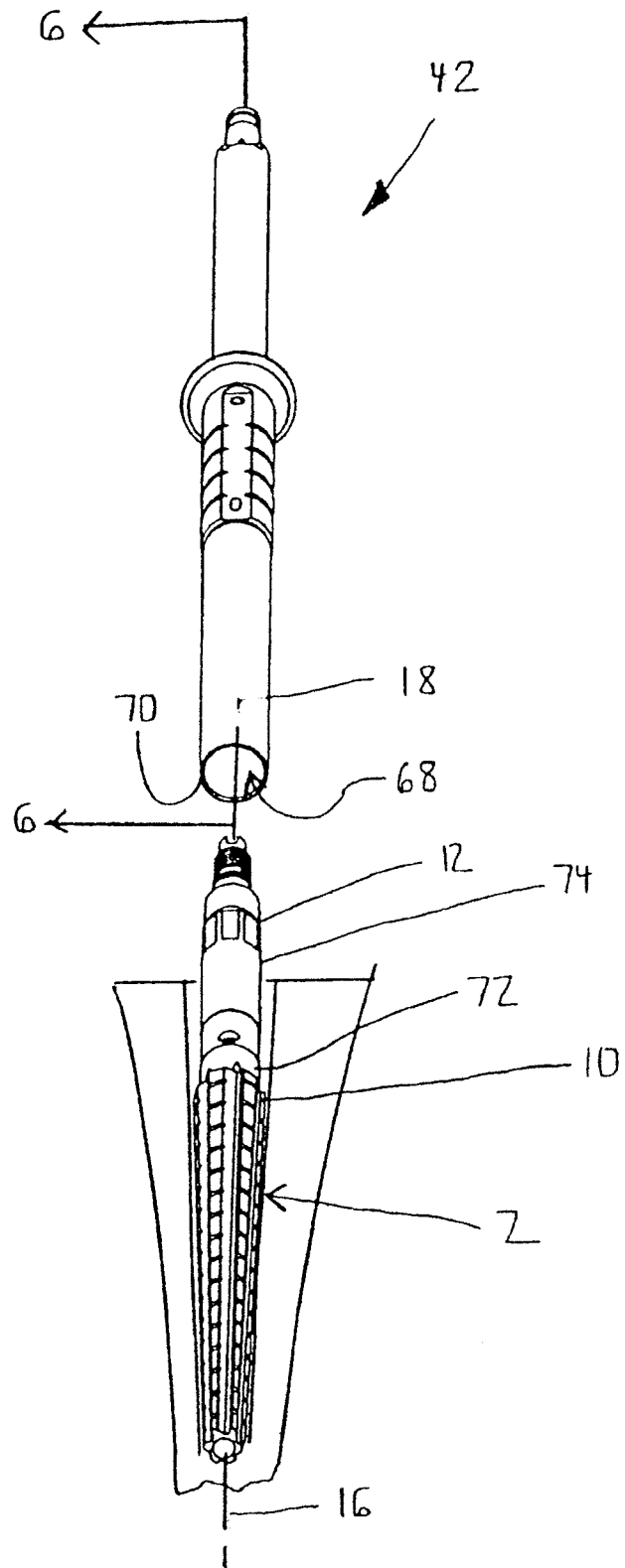
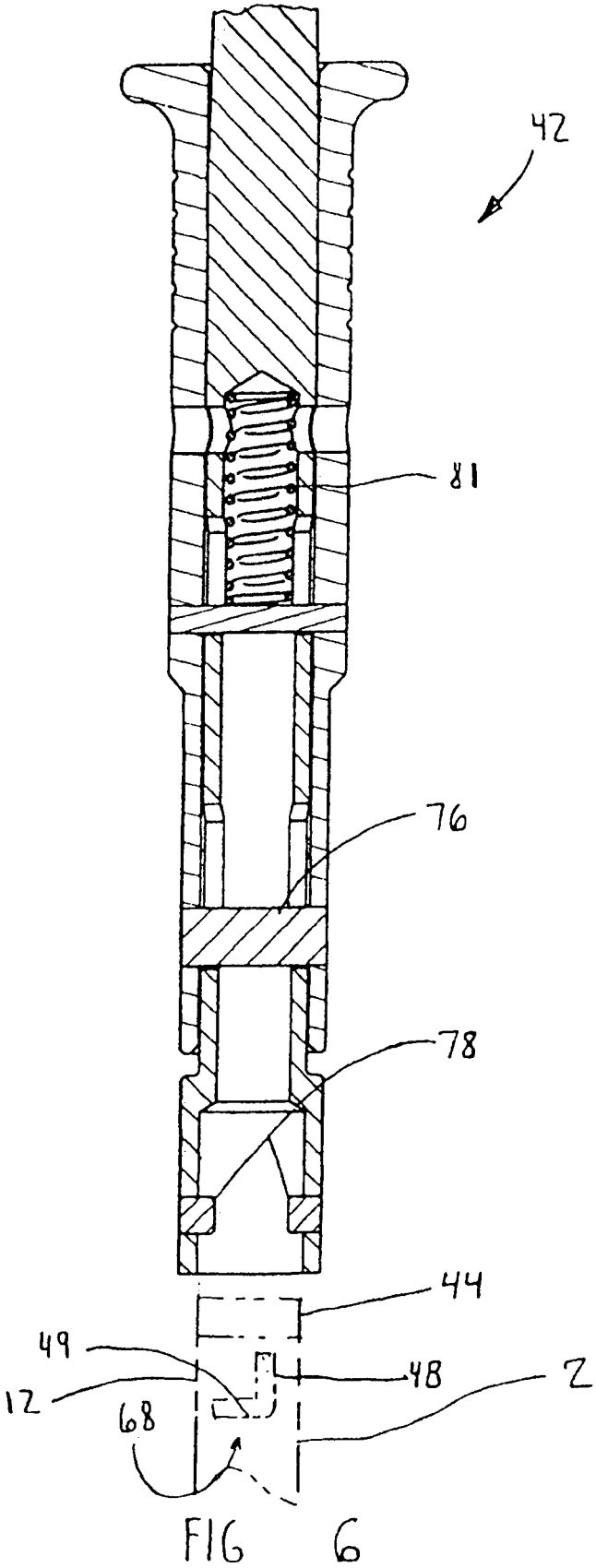


FIG 5



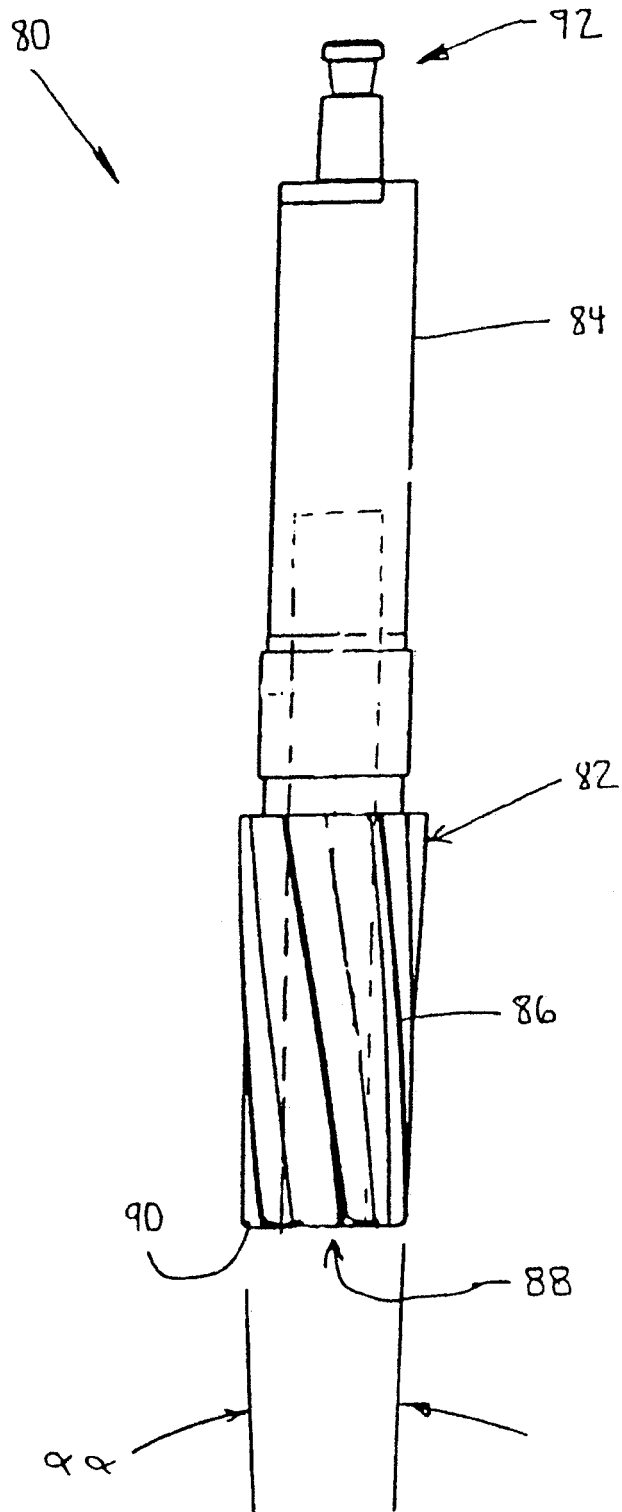


FIG 7

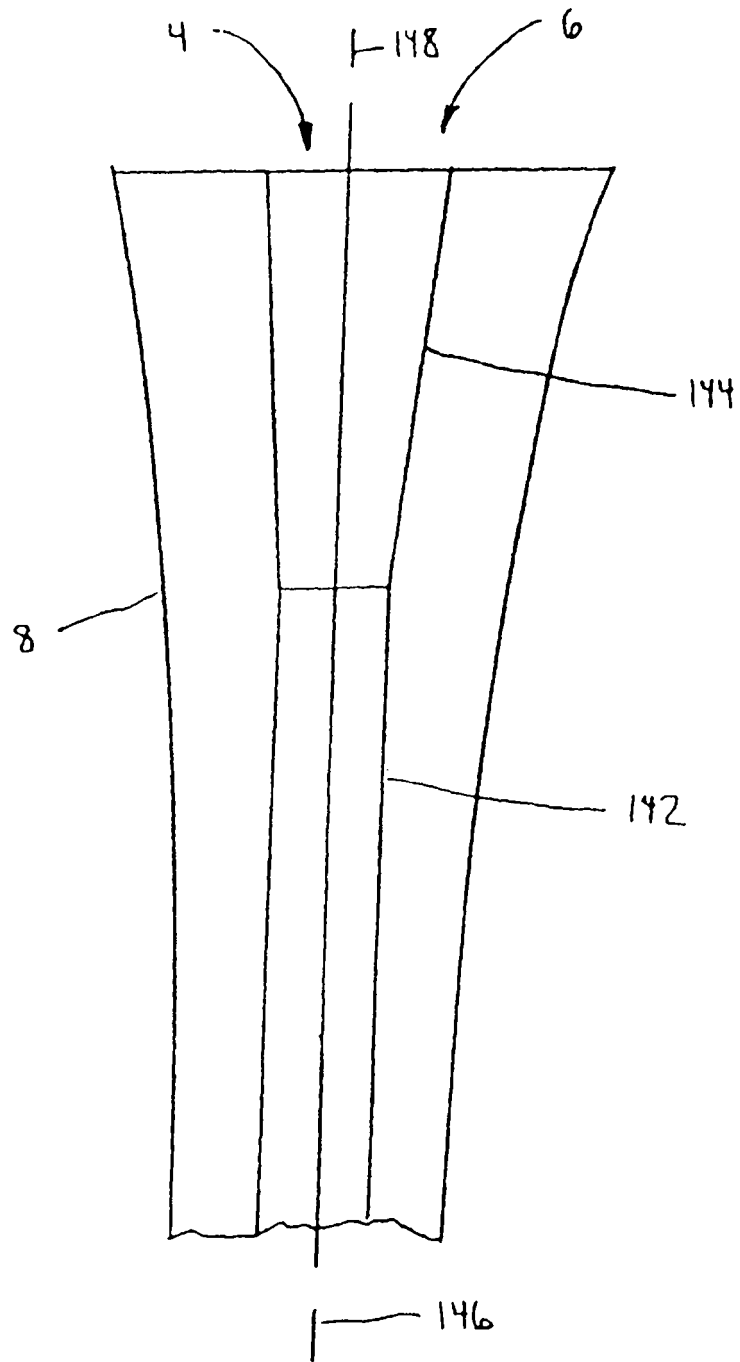


FIG. 8

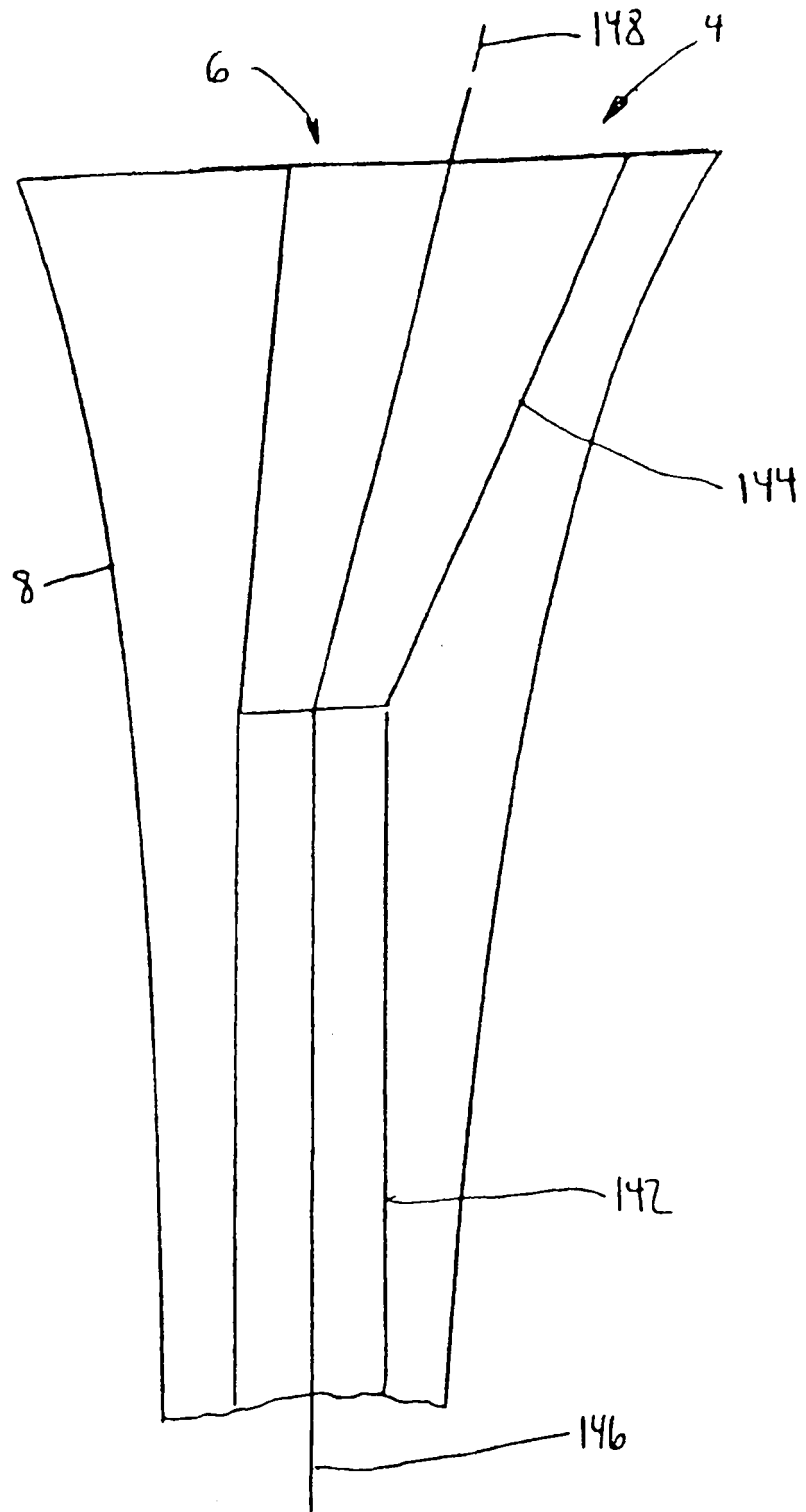


FIG. 9

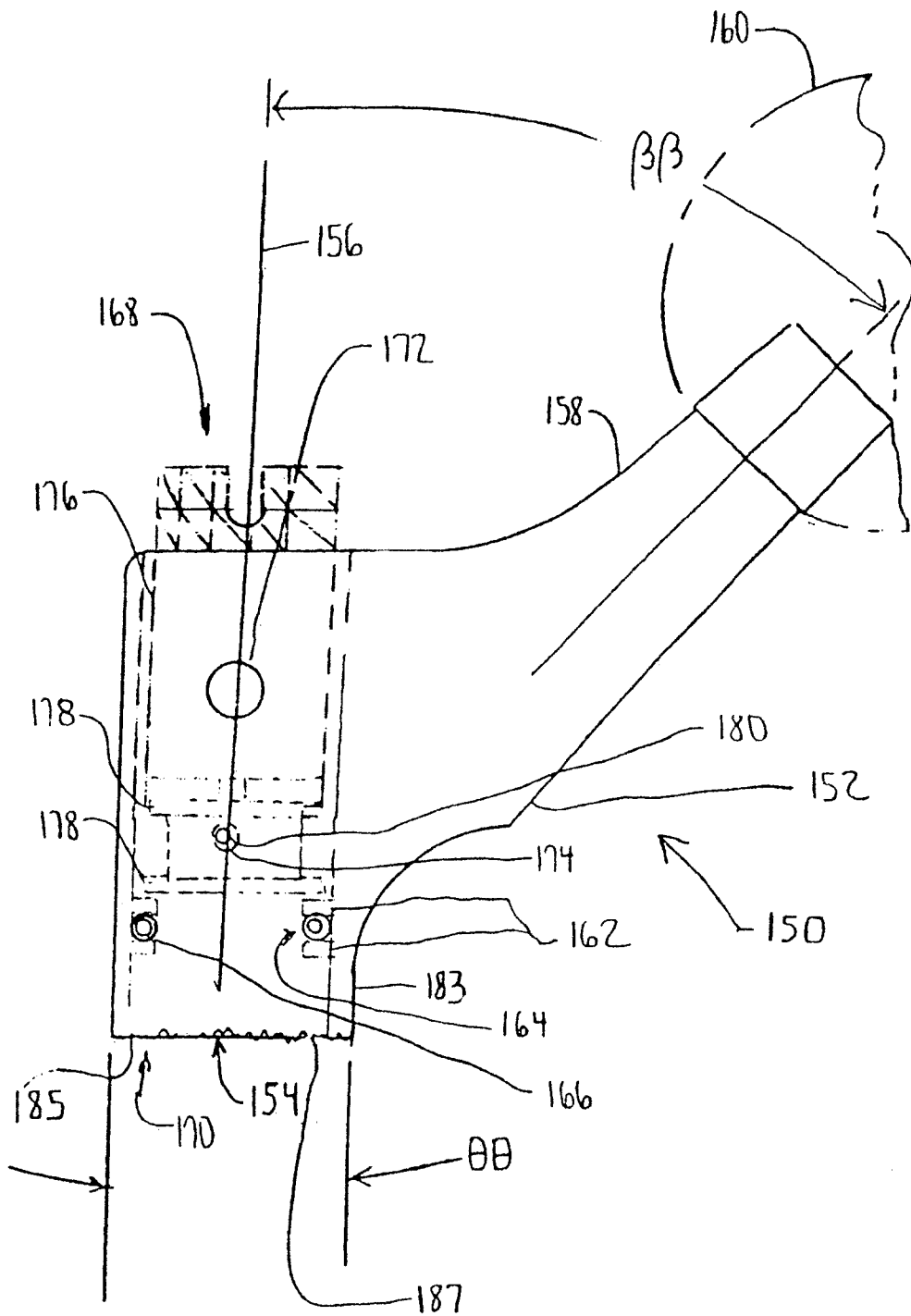


FIG. 10

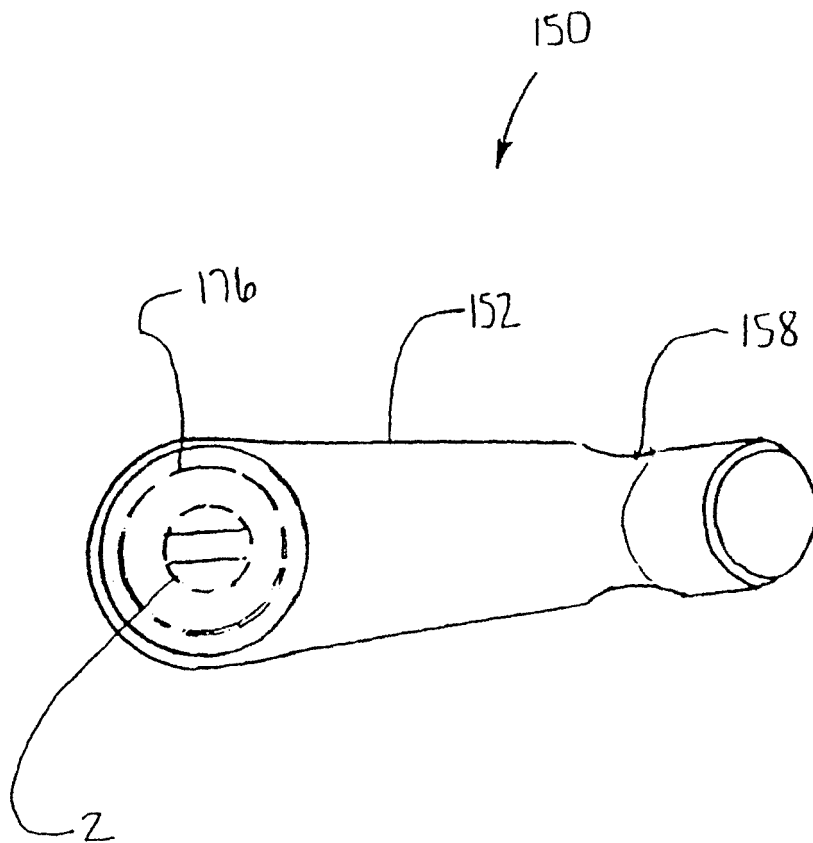


FIG. 11

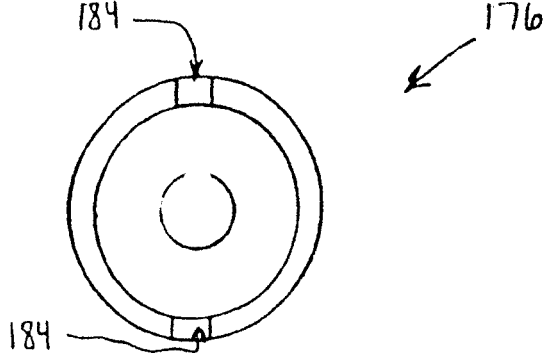


FIG. 12

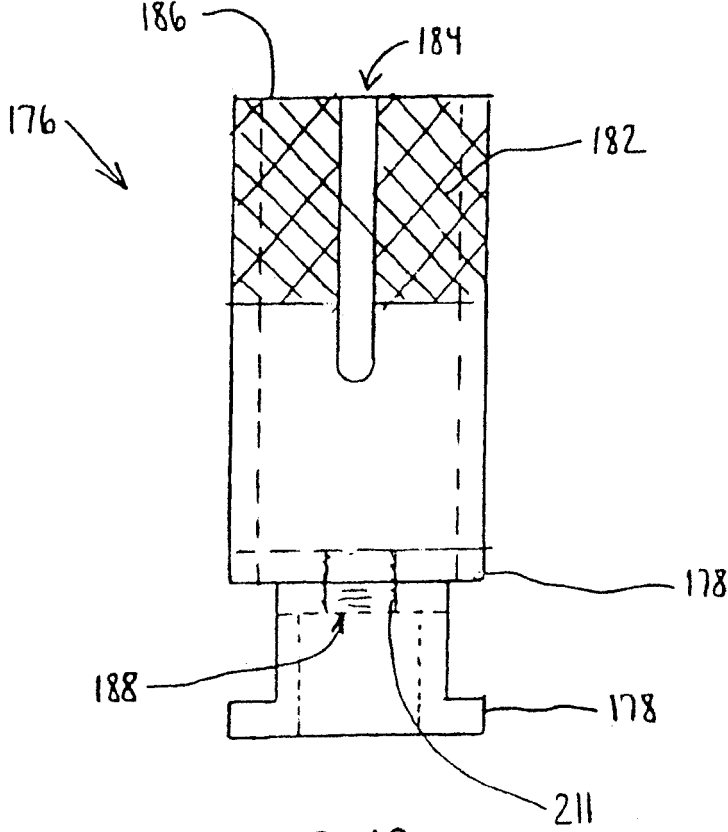


FIG. 13

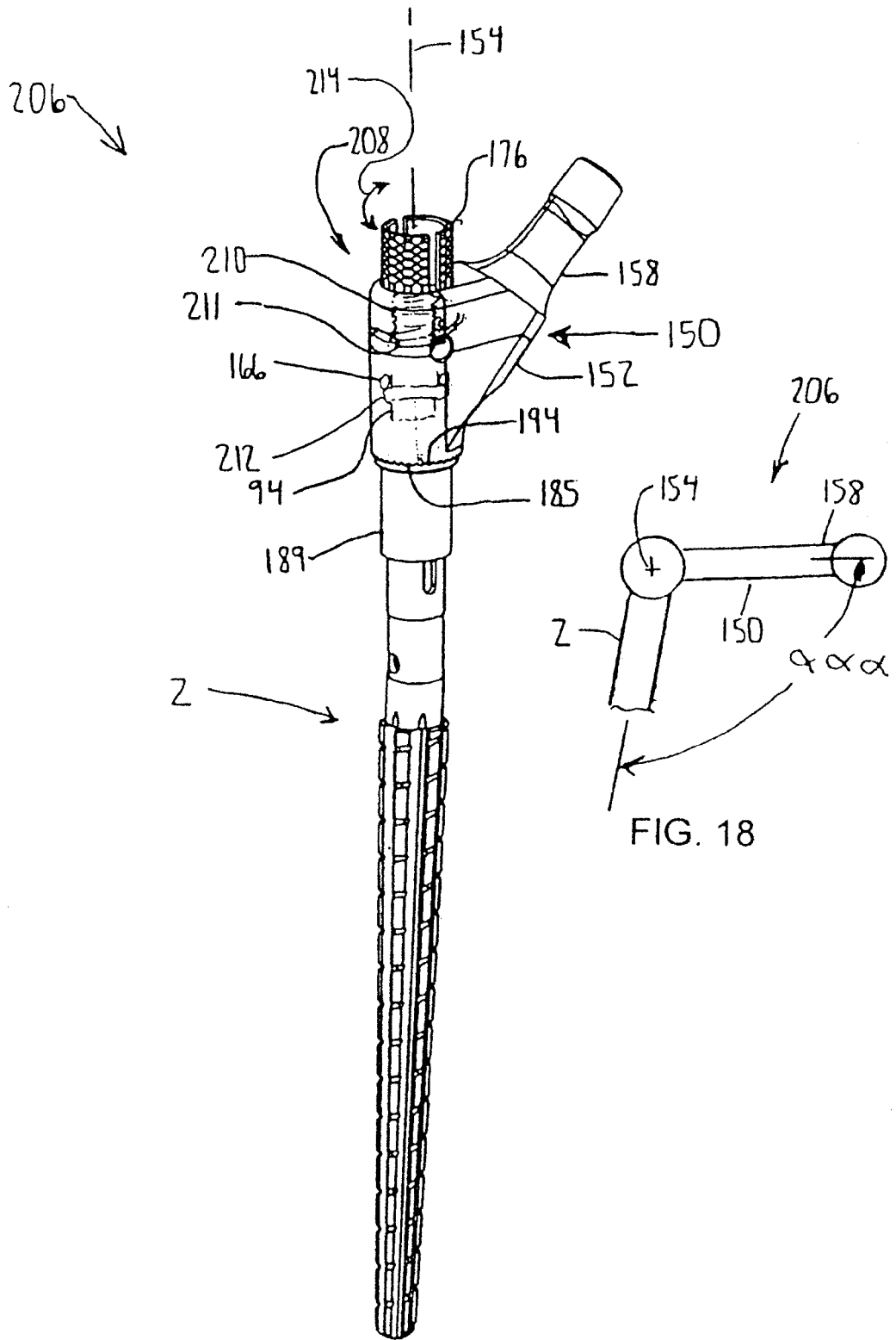
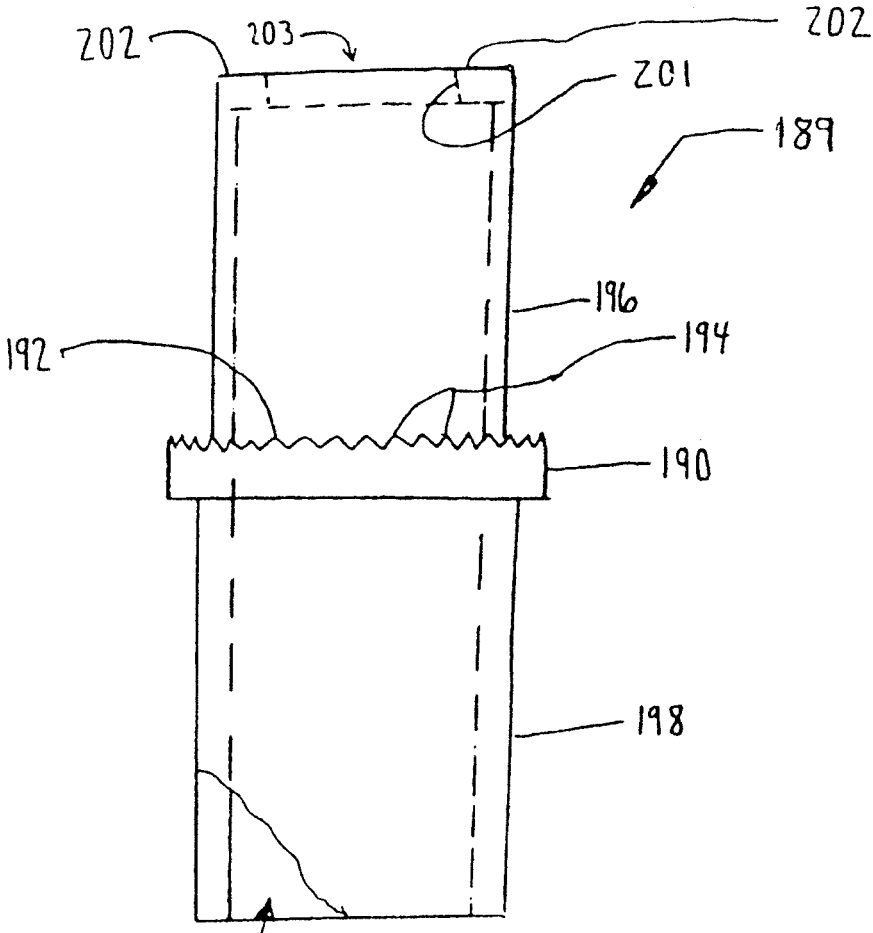


FIG. 14

FIG. 18



200 FIG. 16

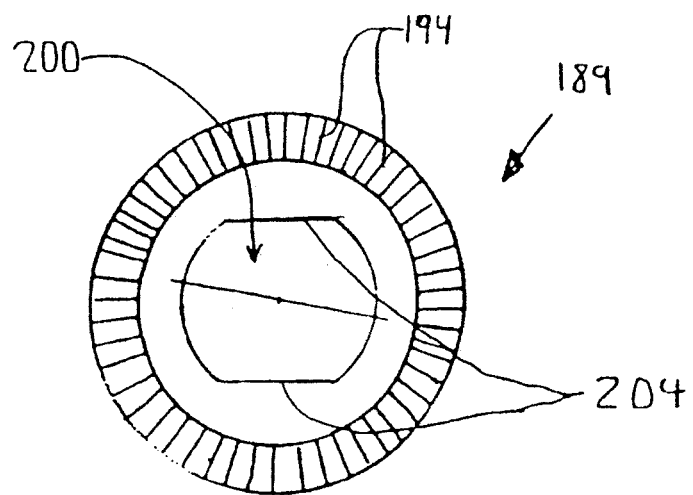


FIG. 15

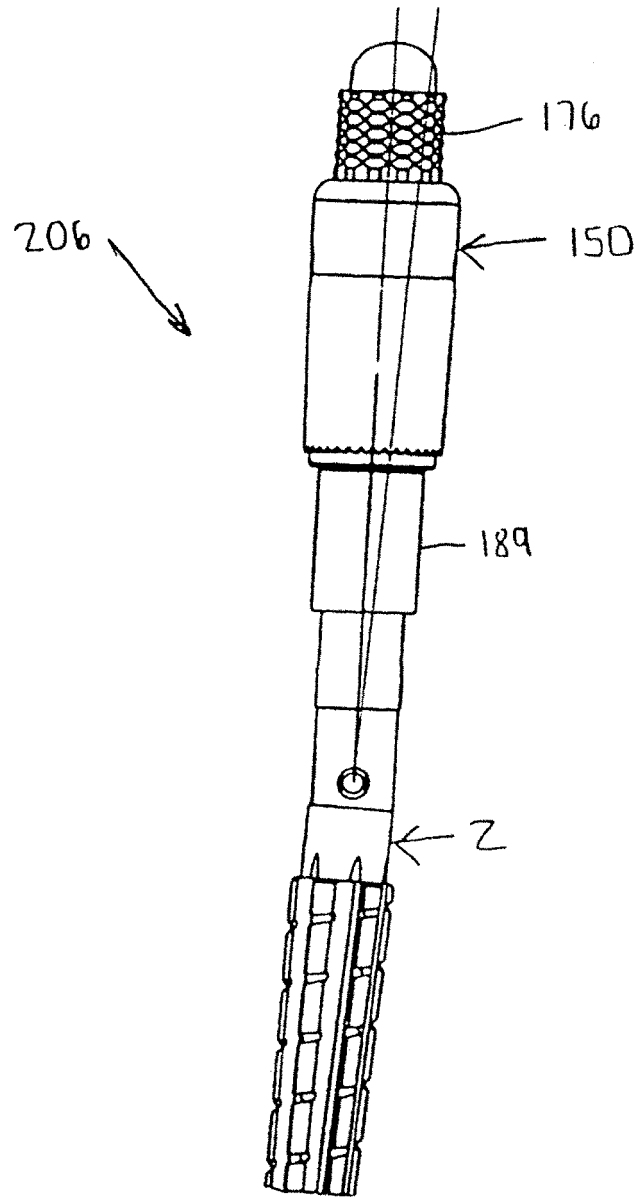
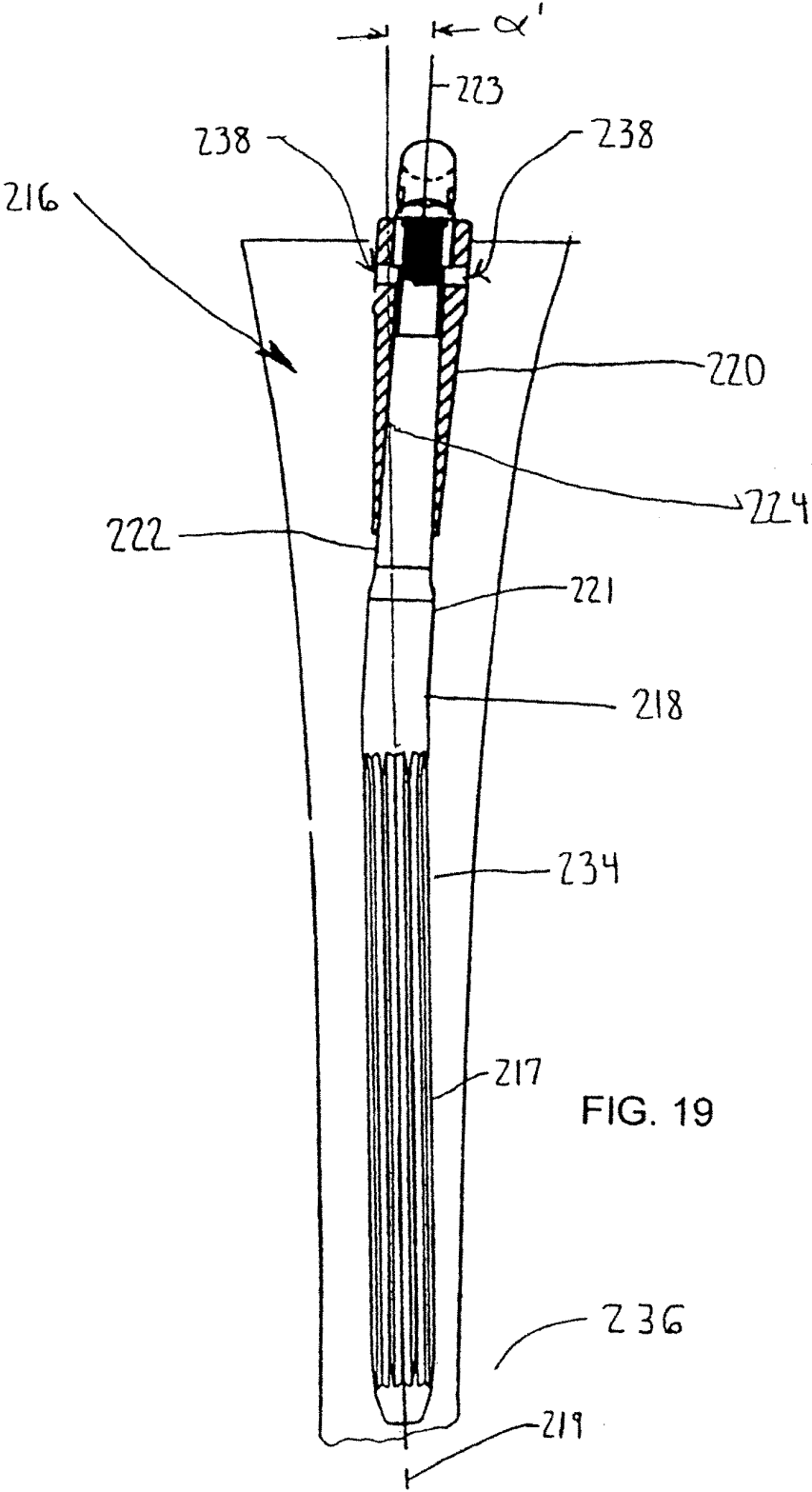


FIG. 17



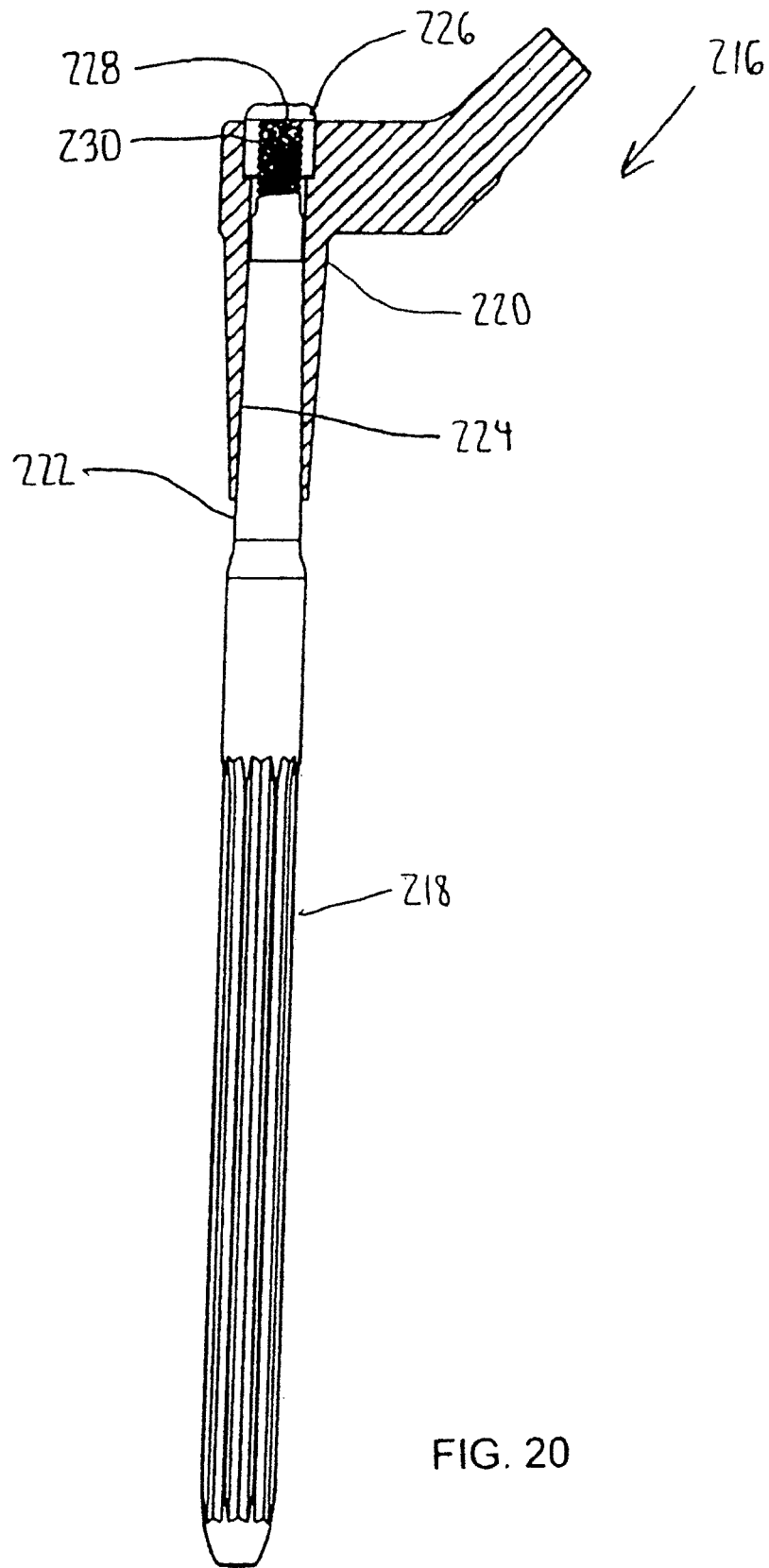


FIG. 20

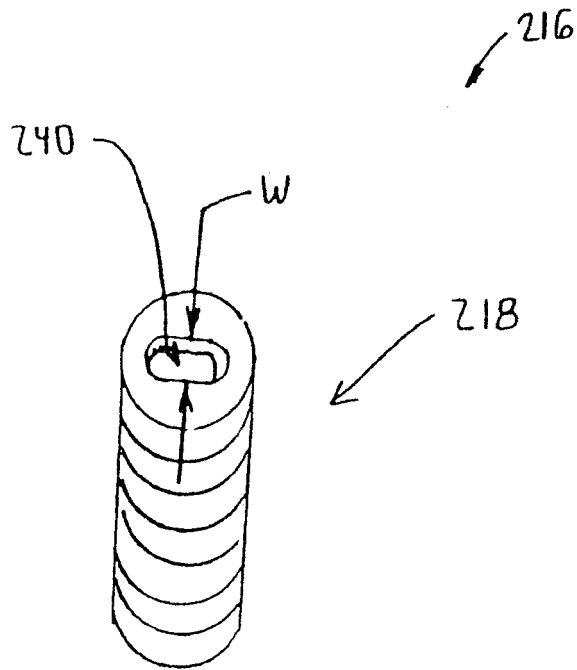


FIG. 21

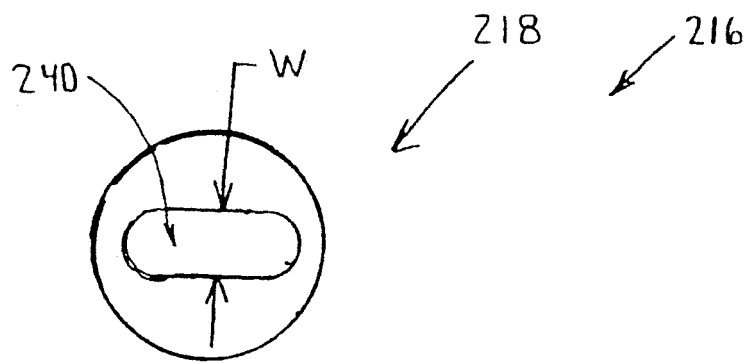


FIG. 22

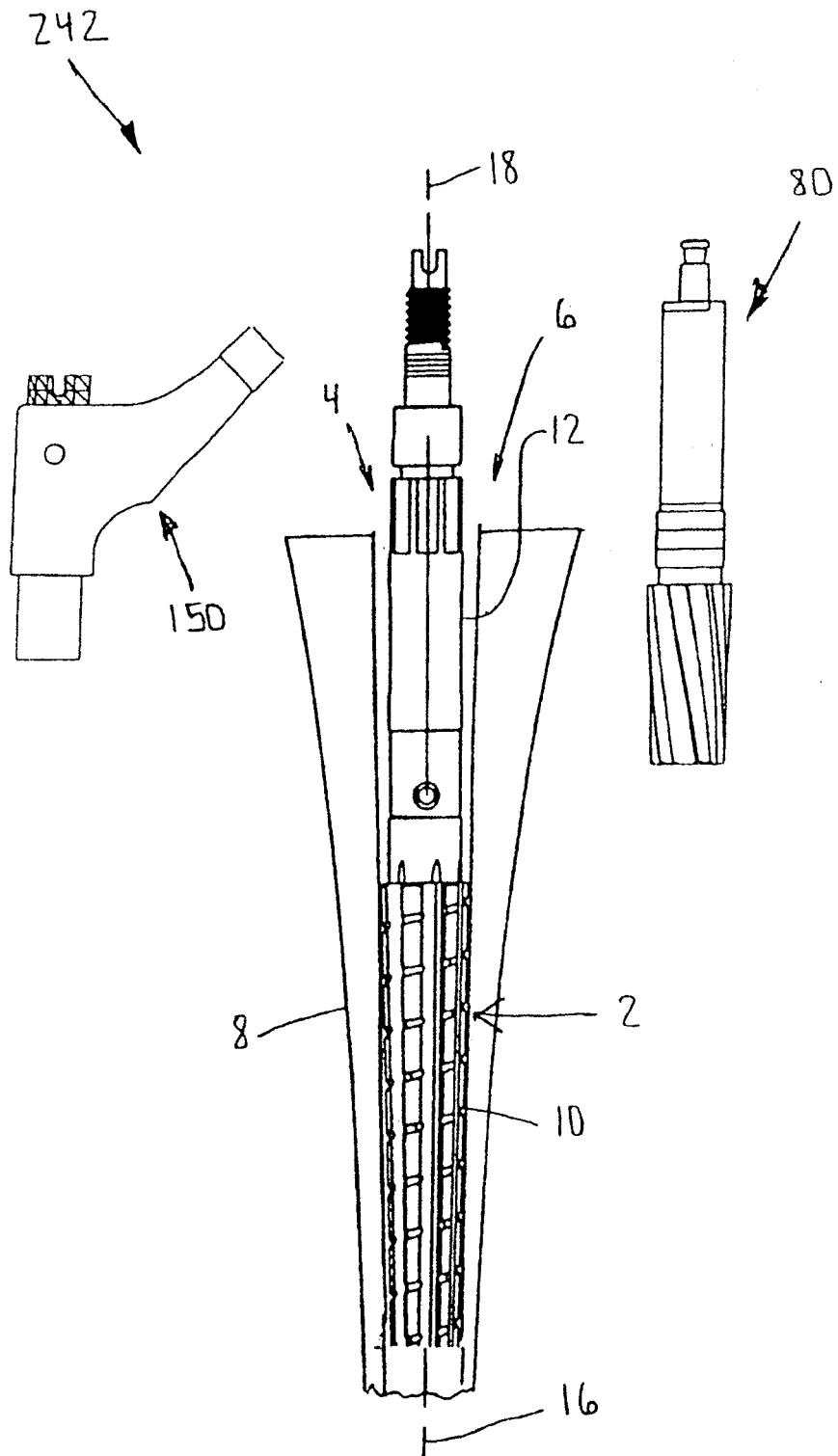


FIG. 23

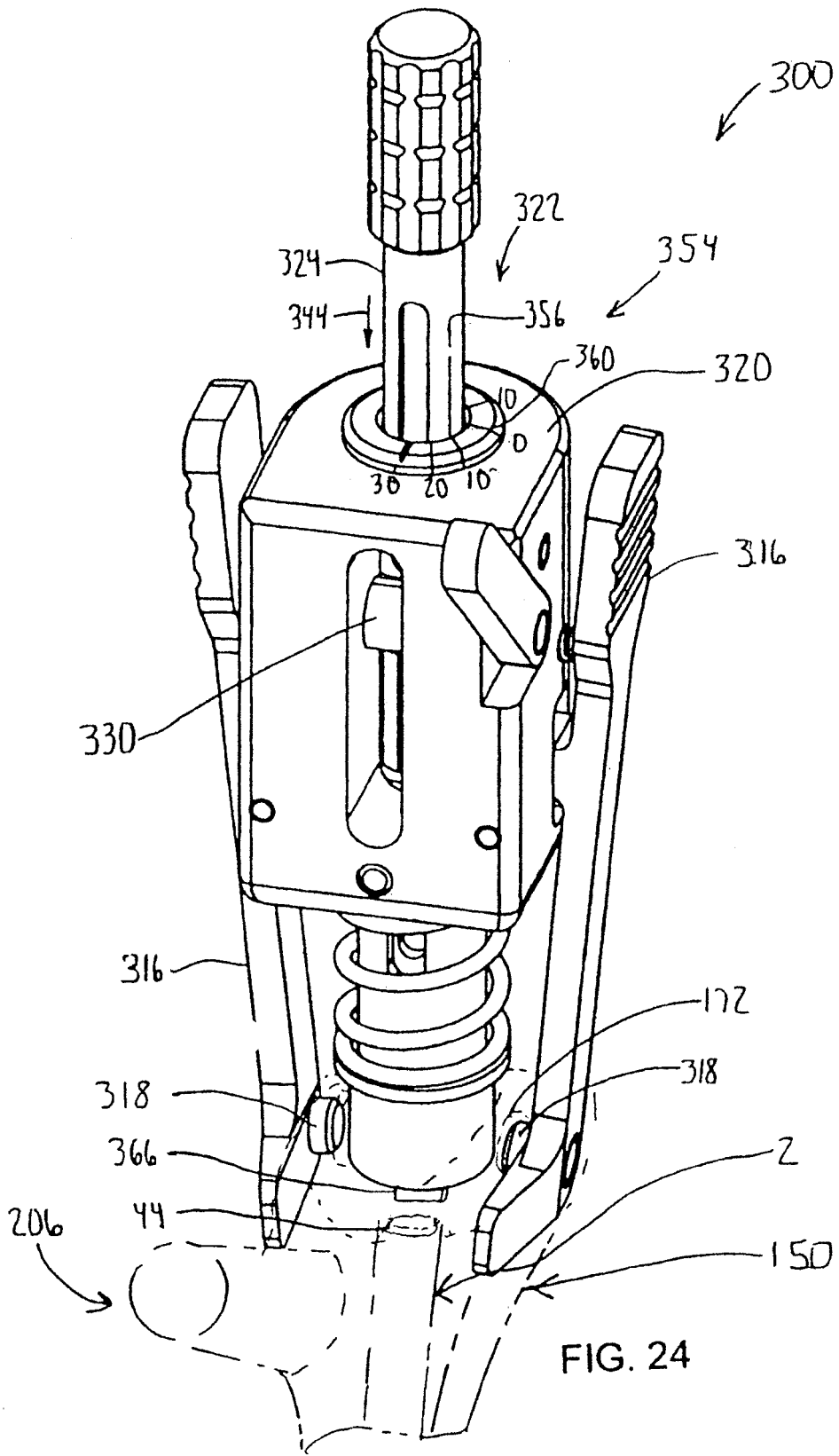


FIG. 24

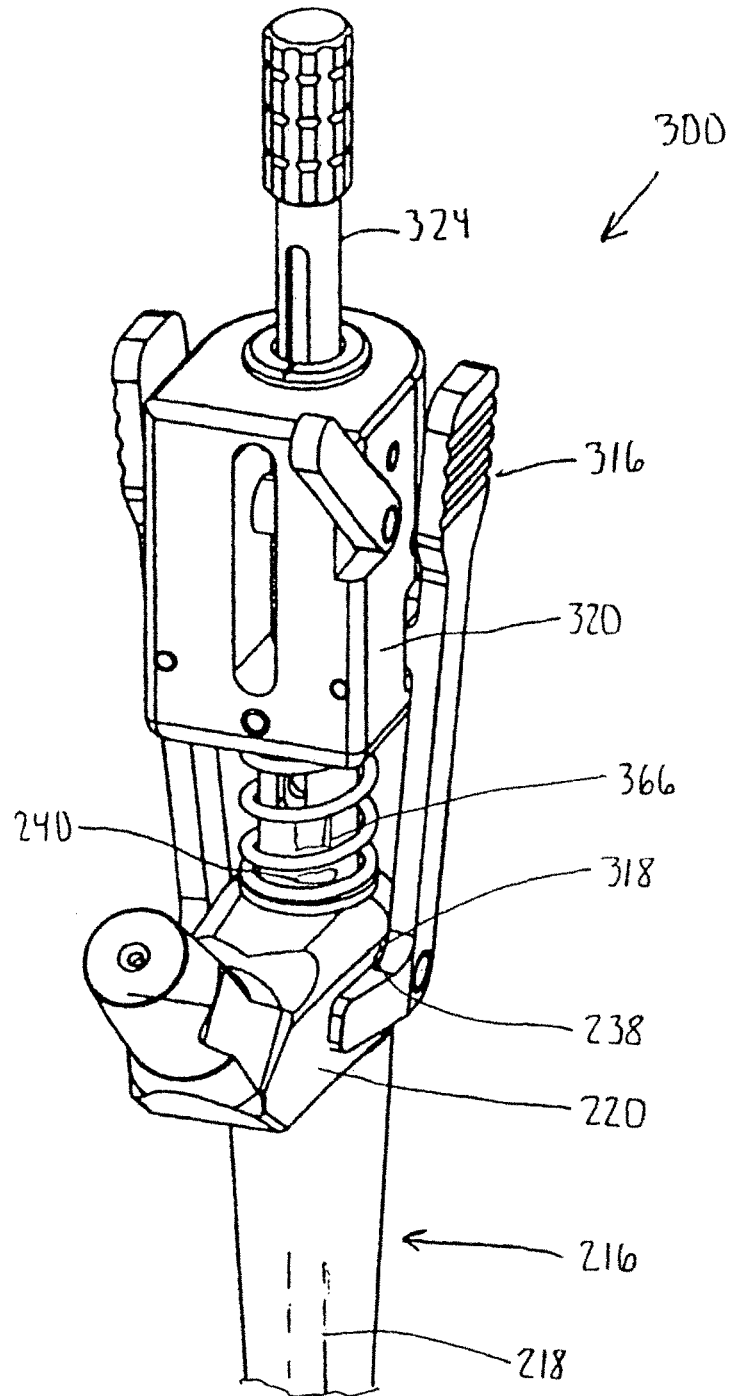


FIG. 25

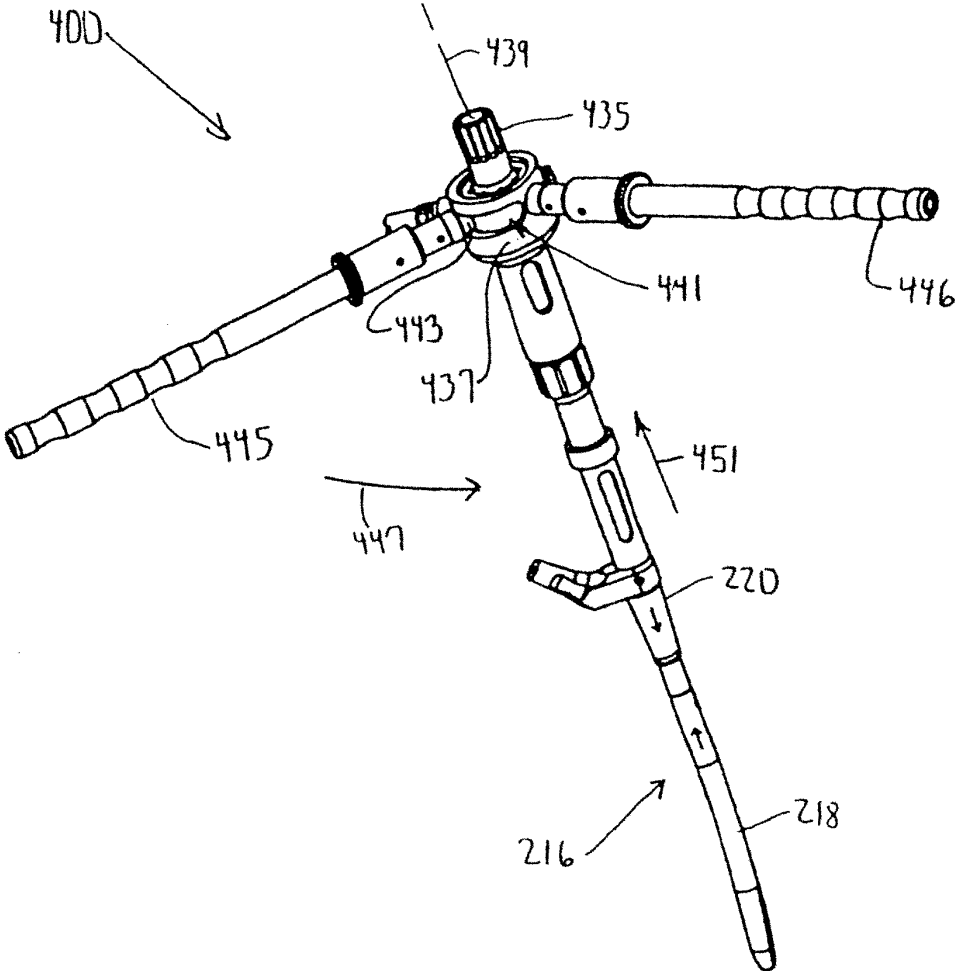


FIG. 26

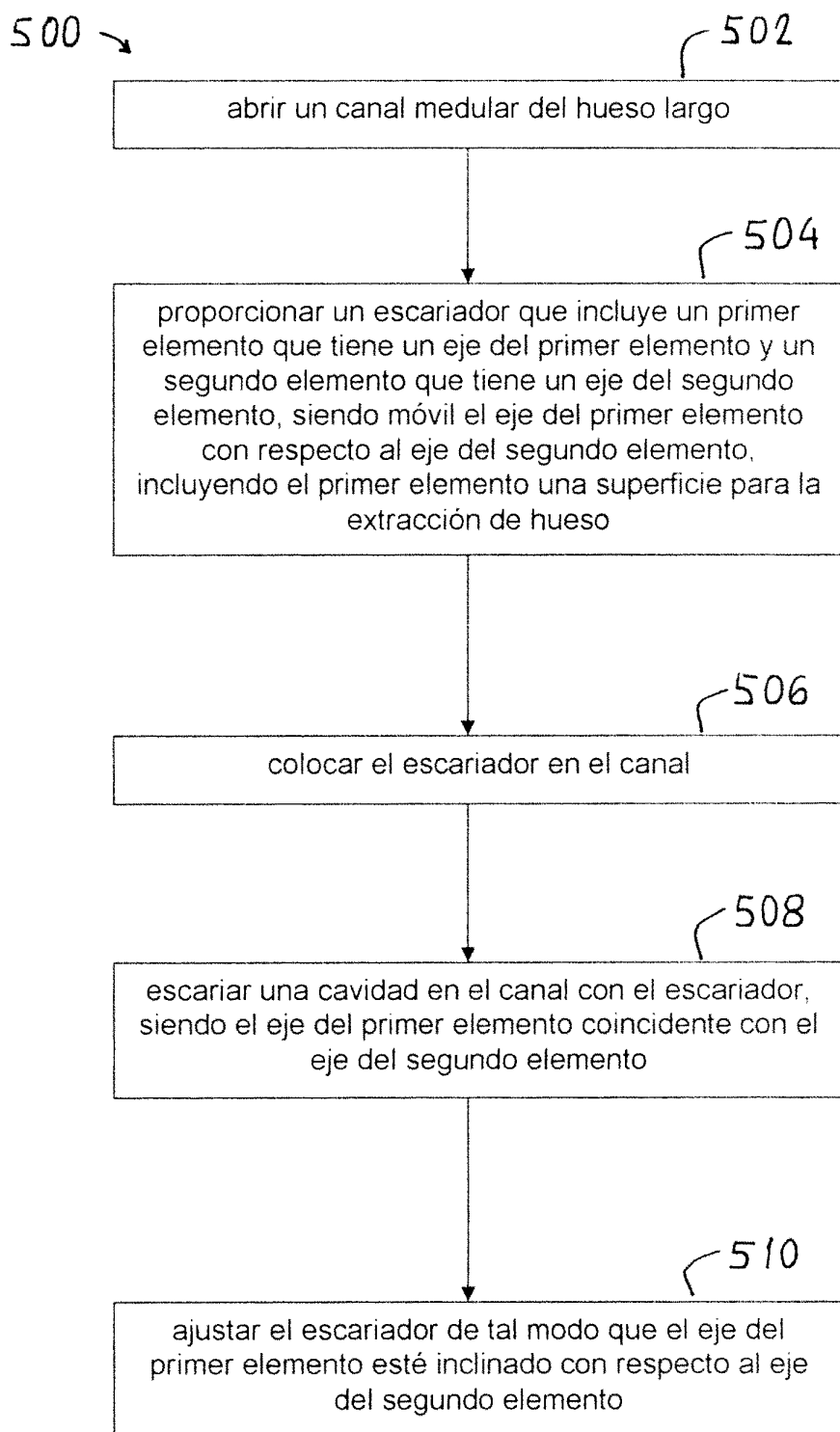


Fig 27

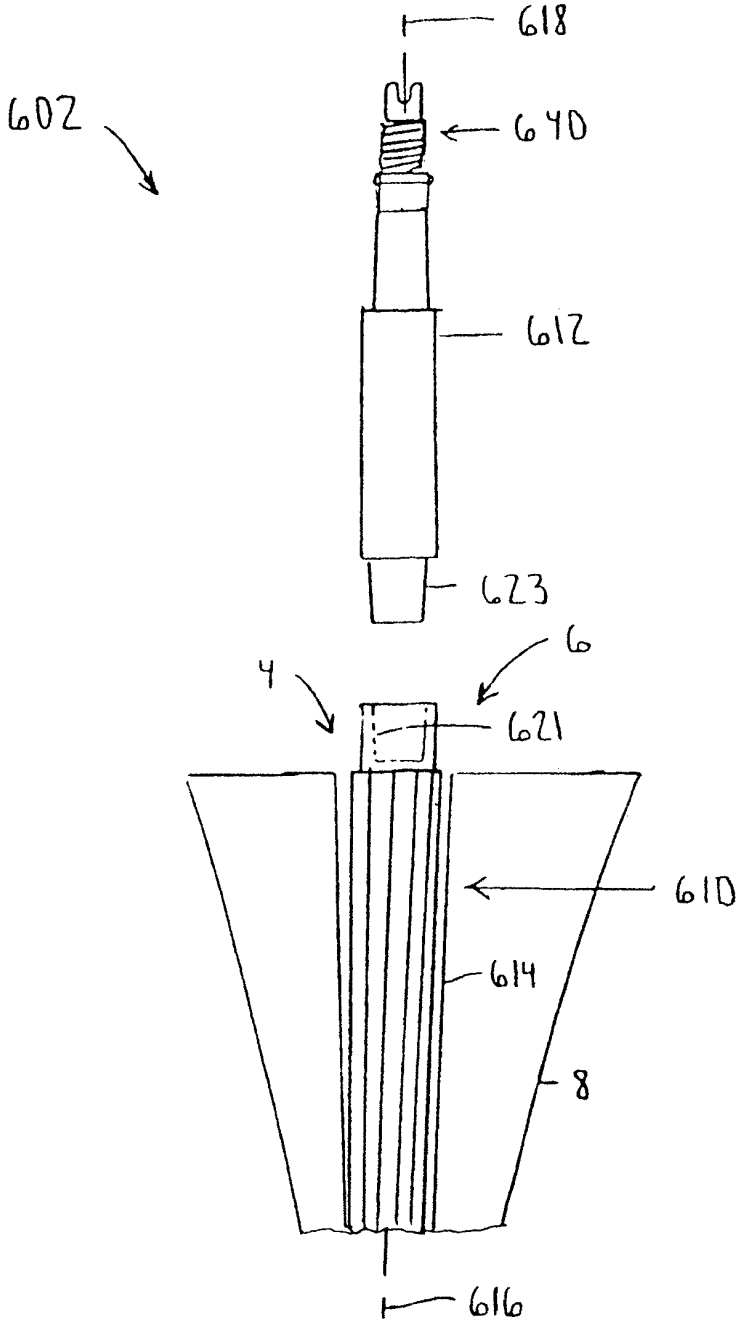


FIG. 28

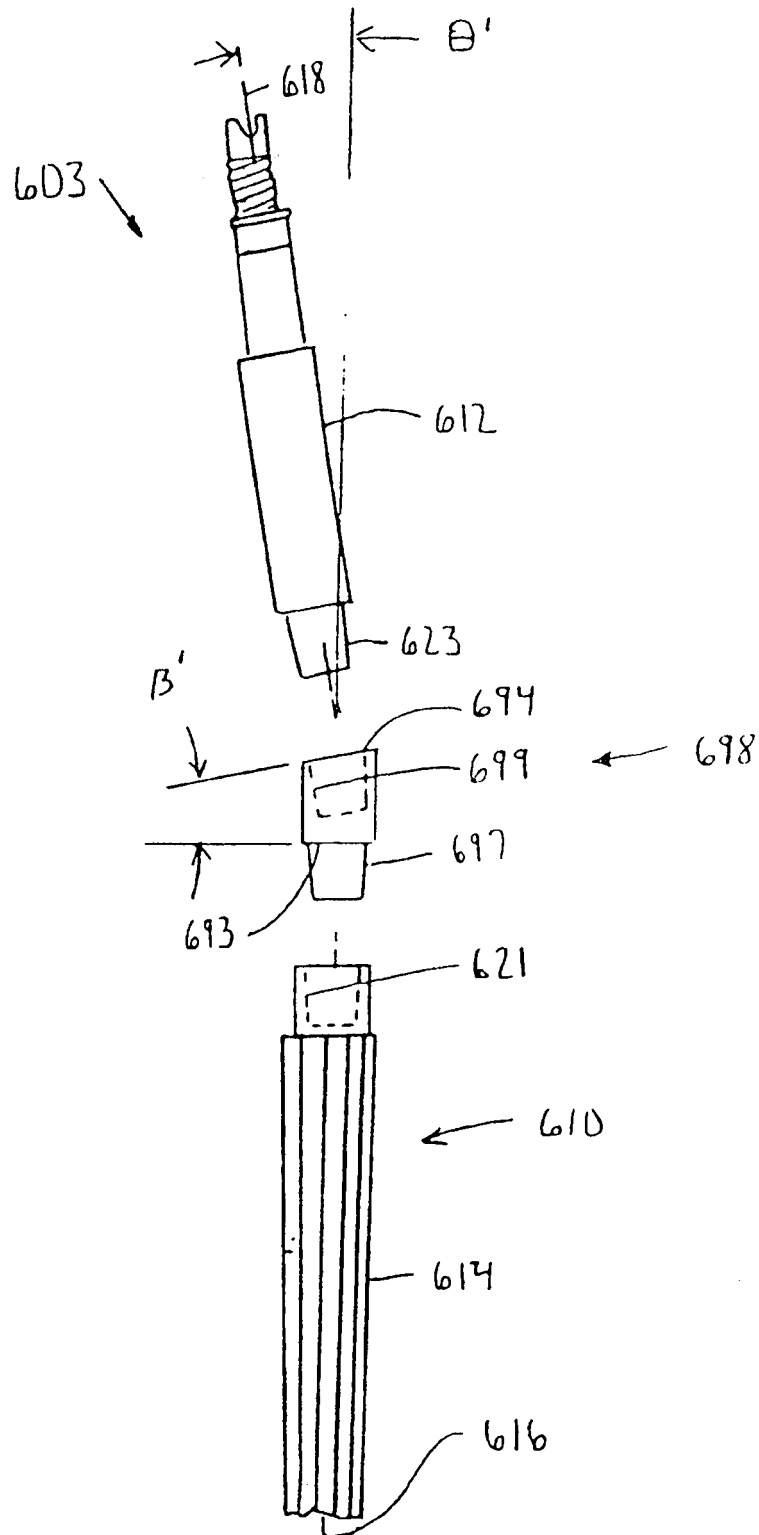


FIG. 29