

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 671 056**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/30** (2006.01)

**A61F 2/46** (2006.01)

**A61B 17/88** (2006.01)

**A61B 17/90** (2006.01)

**A61F 2/38** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.08.2010 PCT/US2010/044719**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.02.2011 WO11017620**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.08.2010 E 10807236 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.03.2018 EP 2461769**

54 Título: **Sistema de prótesis articular alineable**

30 Prioridad:

**31.08.2009 US 238463 P**

**06.08.2010 US 852035**

**06.08.2009 US 231859 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**04.06.2018**

73 Titular/es:

**SKELETAL DYNAMICS, LLC (100.0%)**

**8905 SW 87th Avenue, Suite 201**

**Miami, FL 33176, US**

72 Inventor/es:

**ORBAY, JORGE, L.;**

**NORMAN, THOMAS, H. y**

**DE QUEVEDO, WILLIAM GARCIA,**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 671 056 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

Sistema de prótesis articular alineable

### Campo técnico

La presente invención se refiere a un sistema de prótesis articular alineable y, más en particular, a un sistema para alinear una prótesis articular intraoperativamente.

### Descripción de la técnica relacionada

Según la técnica anterior, se conocen prótesis para varias articulaciones. Por ejemplo, se conoce una prótesis de hombro por la patente estadounidense US 5.741.335, así como una prótesis de cadera por la patente estadounidense US 2008/0109085 A1.

Dentro de la técnica se conocen sistemas de prótesis para reemplazar parte de una articulación. Por ejemplo, en conexión con la articulación del codo, existen sistemas modulares de prótesis para reemplazar la cabeza del radio, que posibilitan la replicación de los diferentes diámetros de una cabeza del radio extirpada, además de dar cabida a una capacidad de ajuste de la longitud total de la prótesis. Estos dispositivos conocidos permiten al cirujano instalar una prótesis para la cabeza del radio que se aproxima de forma general a la relación geométrica entre la cabeza del radio, el capitel del húmero y la escotadura radial del cúbito.

Por ejemplo, la patente estadounidense No. 6.270.529 (la patente '529) para Terrill-Grisoni divulga un implante modular y un sistema para reemplazar la cabeza del radio. El sistema de la patente '529 incluye implantes modulares de cabeza del radio, probadores (sizers) para una reducción tentativa de la articulación e instrumentación para preparar la cabeza del radio, verificar los probadores y montar los implantes. De manera similar, la patente estadounidense No. 6.656.225 (la patente '225) para Martin divulga una prótesis modular para la cabeza del radio y un sistema que incluye un componente vástago, que tiene una porción de anclaje y una porción de montaje, y un componente de la cabeza, que tiene un canal abierto en el que el canal abierto está configurado para conectar con la porción de montaje a lo largo de un eje de ensamblaje que está transversal con respecto al eje longitudinal del componente vástago. Aunque dicha prótesis alineable modular proporciona cierto grado de capacidad de ajuste de la posición de la prótesis de cabeza del radio en el capitel del húmero, sería ventajoso poder proporcionar un grado incluso mayor de capacidad de ajuste. En particular, dado que estos dispositivos no abordan expresamente el alineamiento angular de la prótesis en el capitel en los correspondientes planos, se ha observado que, tras el implante, pueden "cabecear" en la articulación de manera similar al cabeceo de la rueda de un vehículo que no está correctamente alineada con respecto a su eje.

En un intento de abordar la cuestión del alineamiento, se han diseñado otros tipos de prótesis para la cabeza del radio en los que se deja oscilar libremente la cabeza del radio de la prótesis dentro de un determinado arco en relación con el canal medular del hueso del radio. Por ejemplo, la patente estadounidense No. 5.879.395 para Tornier et al., (la patente '395), divulga una prótesis de codo que incluye un elemento radial que tiene un vástago de anclaje provisto de un cuello que está inclinado en un ángulo comprendido entre 0 y 30 grados con respecto al eje del vástago de anclaje. En la patente '395, el cuello lleva integrada una bola en la que se articula una cabeza cilíndrica. Dichos dispositivos se conocen dentro de la técnica como prótesis "bipolares". En la publicación de la solicitud de patente estadounidense No. 2006/0142866 para y para Baratz y la publicación de solicitud PCT No. WO07/109752 para Vander Meulen se divulgan otras prótesis bipolares. Por otra parte, en la patente estadounidense No. 7.160.329 para Cooney se divulga una prótesis bipolar, en el contexto de un implante de capitel-radio.

Si bien estos tipos de prótesis tienen como objetivo reducir o eliminar el cabeceo, se ha señalado que, más que proporcionar un alineamiento correcto de la prótesis de cabeza del radio con el capitel, las prótesis bipolares permiten varios alineamientos de la cabeza que cambian constantemente a medida que la articulación pasa por el arco de movimientos naturales y son propensas a bloquearse en un alineamiento extremo, abocando en una subluxación y/o una continua inestabilidad de la articulación.

Se necesita pues un dispositivo, un sistema y un método que solucionen los inconvenientes de las prótesis conocidas. En particular, existe la necesidad de un dispositivo, un sistema y un método para reemplazar una porción de hueso que constituye una articulación, en los que se pueda identificar intraoperativamente el eje de rotación natural de la articulación, y en los que se pueda fijar la prótesis en el alineamiento anatómico de la articulación identificado.

### Divulgación de la invención

Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema de prótesis articular alineable con el que se superen los inconvenientes de los dispositivos conocidos hasta ahora mencionados. El sistema de prótesis articular alineable de la presente invención se define según las características de la reivindicación 1. Más en

particular, se proporciona un sistema para reemplazar una porción de hueso que constituye una articulación. Se ajusta intraoperativamente la prótesis y, a continuación, se fija en la posición en el alineamiento anatómico apropiado de la articulación. De acuerdo con la presente invención, se utiliza un bastidor para determinar el eje de rotación de la articulación y se ajusta una porción de la prótesis y se fija alineada con respecto al eje determinado.

Si bien la invención se ilustra y se describe en el presente documento compendiada en sistemas de prótesis articulares alineables, no se pretende no obstante que quede limitada a los detalles mostrados, ya que es posible introducir diversas modificaciones y cambios estructurales sin por ello alejarse del alcance de la invención, tal como queda definido por las reivindicaciones adjuntas.

Sin embargo, la construcción de la invención, junto con otros objetivos y ventajas de la misma quedarán mejor comprendidos en virtud de la siguiente descripción de la realización específica acompañando la lectura con los dibujos adjuntos.

#### Breve descripción de los dibujos

Las Fig. 1A y 1B ilustran figurativamente la interacción entre los huesos radio y cúbito de un brazo humano.

La Fig. 2 es una vista de un dispositivo de prótesis instalado en el codo, en el que la superficie articular de la prótesis de cabeza del radio está correctamente alineada en los planos correspondientes con respecto al capitel y la escotadura radial.

La Fig. 3A es una vista alzada frontal de un dispositivo de prótesis de acuerdo con una realización en particular de la invención.

La Fig. 3B es una vista transversal lateral del dispositivo de prótesis de la Fig. 3A.

La Fig. 3C es una vista transversal en perspectiva del dispositivo de prótesis de la Fig. 3A.

La Fig. 3D es una vista detallada del dispositivo de prótesis de la Fig. 3A.

La Fig. 3E es una vista en alzado frontal de un dispositivo de prótesis de acuerdo con una realización alternativa de la invención.

La Fig. 3F es una vista transversal del dispositivo de prótesis de la Fig. 3E.

La Fig. 3G es una vista detallada del dispositivo de prótesis de Fig. 3E.

La Fig. 4A es una vista en alzado frontal detallada de una realización ilustrativa alternativa de una combinación de anclaje medular distal y cuello que se puede utilizar con un dispositivo de prótesis de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 4B es una vista en alzado frontal detallada de una realización más de una combinación de anclaje medular distal y cuello útil con una realización en particular de la presente invención.

La Fig. 4C es una vista en alzado lateral de otra realización ilustrativa más de un vástago unitario que se puede utilizar con un dispositivo de prótesis de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 5A es una vista en perspectiva de un tornillo de fijación que se puede utilizar con un dispositivo de prótesis de acuerdo con la presente invención visto desde el lateral de enganche de la herramienta.

La Fig. 5B es una vista en perspectiva de una realización en particular de tornillo de fijación que se puede utilizar con un dispositivo de prótesis de acuerdo con la presente invención visto desde el lado opuesto del lado de enganche de la herramienta.

La Fig. 5C es una vista en perspectiva de otra realización más en particular de un tornillo de fijación que se puede utilizar con un dispositivo de prótesis de acuerdo con la presente invención visto desde el lado opuesto del lado de enganche de la herramienta.

La Fig. 6A es una vista en alzado frontal de una porción de la cabeza de un dispositivo de prótesis de acuerdo con una realización en particular de la presente invención.

La Fig. 6B es una vista en alzado trasera de una porción de la cabeza de la Fig. 6A.

La Fig. 6C es una vista en alzado lateral una porción de la cabeza de la Fig. 6A.

La Fig. 6D es una vista plana superior de una porción de la cabeza de la Fig. 6A.

La Fig. 6E es una vista plana inferior de una porción de la cabeza de la Fig. 6A.

La Fig. 6F es una vista en alzado frontal una porción de la cabeza de un dispositivo de prótesis de acuerdo con otra realización de la presente invención.

La Fig. 6G es una vista en perspectiva de la porción de la cabeza de un dispositivo de prótesis de la Fig. 6F.

La Fig. 7 es una vista detallada parcial de una realización de un sistema de prótesis para llevar a cabo el método de la presente invención.

La Fig. 8 es una vista detallada parcial de otra realización de un sistema de prótesis para llevar a cabo el método de la presente invención.

La Fig. 9 presenta una vista en perspectiva de otra realización de una cola útil con un sistema de prótesis de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 10 es una vista parcial de una articulación radio-cubital proximal.

La Fig. 11 es una vista parcial de la articulación radio-cubital proximal de la Fig. 10 después de haber extirpado la cabeza del radio.

La Fig. 12 es una vista detallada de un dispositivo de prótesis de una realización de la presente invención para el reemplazamiento de la cabeza del radio extirpada.

La Fig. 13 es una vista parcial de la articulación radio-cubital proximal de la Fig. 11 que tiene el vástago y el cuello del dispositivo de prótesis de la Fig. 12 insertado en el canal medular del radio.

La Fig. 14 es una vista parcial de una articulación radio-cubital proximal que tiene la cabeza, el cuello y el eje de un dispositivo de prótesis insertado de acuerdo con una realización en particular de la presente invención.

La Fig. 15A presenta la articulación radio-cubital proximal de la Fig. 14, incluyendo una vista parcial de un bastidor para alinear la cabeza de la prótesis en el alineamiento anatómico correcto en relación con el capitel, fijándose el alineamiento utilizando un tornillo de fijación, de acuerdo con una realización en particular de la invención.

La Fig. 15B presenta la posición del bastidor de la Fig. 15A en relación con el eje de rotación del antebrazo con el brazo en pronación, es decir, con la palma de la mano hacia abajo, y un bastidor para alinear la cabeza de una prótesis en el alineamiento anatómico correcto para la articulación.

La Fig. 16 es una vista aumentada de la articulación radio-cubital proximal que tiene un dispositivo de prótesis instalado de acuerdo con el sistema y los métodos de una realización en particular de la presente invención.

Las Figs. 17A y 17B son vistas en aumento de la articulación radio-cubital proximal que tiene un dispositivo de prótesis instalado de acuerdo con el sistema y los métodos de otra realización de la presente invención en particular.

### Mejor modo de realización de la invención

La presente invención se refiere a un sistema para reemplazar una porción de hueso que constituye una parte de una articulación, tal que el dispositivo que reemplaza la porción de hueso puede instalarse con la geometría y el alineamiento correctos, es decir, lo más próximo posible a la geometría y alineamiento anatómicos originales de la porción de hueso nativa. A fin de simplificar la descripción del presente documento, se describirá la invención en conexión con el reemplazamiento de la porción de la cabeza del radio de una articulación del codo. Sin embargo, debe entenderse a partir de la siguiente descripción que el sistema de la invención se puede adaptar para su uso con otras articulaciones del cuerpo.

Más particularmente, en referencia a continuación a las Figs. 1A y 1B, se muestra una representación figurativa de la interacción entre los huesos del cúbito U y el radio R de un brazo humano. En el codo, o articulación proximal E, la escotadura radial 14 del cúbito U y la cabeza del radio 24 del hueso radio R interactúan entre sí, y con el capitel del húmero (no se muestra) para permitir el movimiento del codo. En la muñeca, o articulación distal W, la escotadura cubital 22 del radio R se articula a través de la interacción con la cabeza 12 del cúbito U. Puede establecerse un eje de rotación del antebrazo A – A', no a partir de la geometría del radio solamente, sino más bien, de una línea que pasa a través de la fovea 24a de la cabeza del radio 24 y a través de la fovea 12a de la cabeza del cúbito 12. Se ha observado también que un plano imaginario tangencial a la fovea 24a del radio forma un ángulo recto 24b con el eje A-A' (es decir, es perpendicular al eje A -A').

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un dispositivo de prótesis 30 para reemplazar una porción de un hueso que constituye una parte de una articulación. En esta realización en particular, el dispositivo 30 es un dispositivo de prótesis para reemplazar una cabeza del radio que está dañada.

Haciendo referencia a continuación a la Fig. 2, se muestra una realización en particular de un dispositivo y sistema de prótesis instalado en una articulación del codo, de acuerdo con la presente invención. En particular, cuando se reemplaza la cabeza del radio R con un dispositivo de prótesis 30, se puede conseguir un óptimo resultado fijando el centro de una superficie articular cóncava 36e de la cabeza de la prótesis 36 en el alineamiento anatómico correcto con el capitel C del húmero H. Tal como se ha observado anteriormente, el alineamiento anatómico correcto de la cabeza de la prótesis se define por un plano imaginario tangencial a la parte inferior de la superficie cóncava 36e (es decir, la porción más profunda, o el "plato" que corresponde a la fovea de la cabeza del radio anatómica) que es perpendicular al eje A - A' en torno al cual rota el antebrazo a través de su arco de movimiento en el codo. La presente invención se refiere a un dispositivo de prótesis, un sistema y un método que permiten al cirujano alinear y después fijar la cabeza de la prótesis intraoperativamente en la orientación anatómica correcta (es decir, perpendicular al eje A - A').

Más en particular, tal como se puede observar más claramente en la Fig. 3D, se muestra el dispositivo de prótesis 30 que está formado de tres componentes principales; un vástago 31, una cabeza 36' y un tornillo de fijación 38', que se describen con mayor detalle a continuación.

Se diseña el vástago 31, en parte, para anclarlo en el canal medular del radio, tras extirpar la cabeza del radio. Tal como se observa en las Fig. 3A - 3D, el vástago 31 incluye una porción de anclaje medular distal 32; una pestaña 32c, cuyo tamaño y localización se ajusta para quedar alineada con un corte hecho en el hueso durante la cirugía tal como se muestra con mayor claridad en la Fig. 2, y una porción del cuello proximal 34 diseñada para enganchar en una cavidad o una cámara de la cabeza 36' del dispositivo de prótesis 30. Asimismo, la porción del cuello 34 incluye una sección de cintura estrechada 34b y, más distalmente, una porción de bola o protuberancia esférica 34c que permite una rotación libre (es decir, basculante) dentro de la cámara o cavidad mencionadas dentro de la cabeza 36', hasta que el cirujano las restringe intencionadamente en la posición permanente alineada correctamente deseada. En un ejemplo en particular, la "posición permanente alineada correctamente deseada" corresponde a la posición en la que el plano imaginario tangencial al fondo de la superficie cóncava 36e se fija en un ángulo deseado

en relación con un eje que atraviesa la longitud del vástago 31. Cuando se fija en este "ángulo deseado", el plano imaginario es perpendicular realmente (es decir, en un ángulo recto) al eje de rotación de la articulación.

Haciendo referencia a continuación las Fig. 3E - 3G, se muestra una realización alternativa del dispositivo de prótesis 30', en particular, en lo que se refiere a una configuración diferente del vástago 31'. En esta realización en particular, la porción del cuello 34' del vástago 31' está configurada como una pieza separada, es decir, no está integrada con el vástago 31' pero tiene como objeto su integración cuando se une a propósito (es decir, se acopla) con la porción de anclaje medular distal 32'. Tal como se puede apreciar mejor en la Fig. 3B de la realización descrita en este punto, la porción del anclaje medular distal 32' incluye además un taladro central 32b que se extiende hacia dentro del cuerpo de la porción del anclaje medular 32'. El taladro central 32b se configura para recibir y enganchar permanentemente el extremo del pasador 34a, configurado congruentemente, de un cuello 34', tal como se describirá con mayor detalle más adelante. Se ajustan al tamaño las porciones de anclaje modular 32' para su adaptación a diferentes diámetros de canal medular anatómico, al mismo tiempo que los cuellos 34' varían en cuanto a su longitud para adaptarse a los diferentes huecos que quedan al extirpar la cabeza del radio nativa dañada. El fin ventajoso de tener una porción del cuello 34' como un accesorio de la porción de anclaje modular 32' separado pero permanentemente articulable es el de aumentar el número de posibles combinaciones que se pueden conseguir para adaptarse a las diferentes situaciones quirúrgicas. Por ejemplo, proporcionar porciones de anclaje modular 32' en cinco diámetros y porciones de cuello 34' diferentes en cinco longitudes diferentes permite obtener 25 combinaciones diferentes solamente con 10 piezas diferenciadas.

En una realización particularmente preferente del dispositivo de prótesis 30', el taladro central 32b de la porción de anclaje medular distal 32' tiene un diseño ahusado (es decir un cono Morse) que corresponde a un cono formado en la porción del pasador 34a del cuello 34'. Este cono asegura la fijación permanente de la porción del pasador 34a del cuello 34' al taladro central 32b de la porción del anclaje medular distal 32', una vez acoplado. En la presente realización de la invención, la porción de anclaje 32' y el cuello 34' se acoplan antes de la inserción del vástago 31' en el canal medular del radio. En una realización en particular, se proporciona un bloque que tiene un taladro central dimensionado para recibir la porción de anclaje de mayor diámetro. Este bloque puede soportar la porción de anclaje 32' al mismo tiempo que se engancha la porción ahusada 34a del cuello 34' con el taladro central 32b de la porción de anclaje 32', por ejemplo, con un toque de martillo. Debe señalarse que una vez realizada esta operación, la construcción pasa a ser esencialmente unitaria y funcionalmente idéntica al vástago unitario 31 de las Fig. 3A - 3D.

Haciendo referencia a continuación a las Fig. 4A - 4C, se muestran diferentes realizaciones alternativas del vástago 31, todos ellos hechos de un material biocompatible como titanio. Los vástagos 31', 31" de las Fig. 4A y 4B son representativos de la realización en la que el cuello 34' y el anclaje medular distal 32', 32" son partes separadas destinadas a unirse permanentemente una vez que el cirujano ha determinado el tamaño apropiado de cada parte y seleccionado cada parte. En cambio la Fig. 4C es una realización unitaria del vástago 31. Asimismo, en una realización preferente en particular del anclaje medular distal 32s de la Fig. 4<sup>a</sup>, tiene forma de bala y se hace rugoso, por ejemplo, mediante la aplicación de un pulverizador de plasma de titanio, TCP u otro revestimiento según se desee. En la Fig. 4B, el anclaje medular distal 32" incluye las acanaladuras 32a, para favorecer la inserción del anclaje 32" en el canal medular y, una vez insertado, resistir la rotación del anclaje 32" dentro del canal medular. La Fig. 4C presenta un vástago unitario 31 en el que el anclaje medular distal 32 está acanalado en su porción distal con acanaladuras 32a. El anclaje medular distal 32 puede tratarse además con pulverización de plasma de titanio en su porción más próxima, hasta la parte inferior de la pestaña 32c, si se desea. Se pueden preparar otros tamaños y formas del vástago y utilizarse en el lugar de los mostrados. Debe señalarse que con la exposición de estos ejemplos de vástagos en particular no se pretende limitar la invención a los mismos, ya que es posible seleccionar, si se desea, otros tamaños, formas de cuerpo, revestimientos y formas de la pestaña.

Haciendo referencia a continuación a las Fig. 5A - 5C, se muestra una vista en aumento de un tornillo de fijación 38, cuyo fin es fijar la cabeza 36 con el cuello 34, en una orientación deseada (es decir, un "ángulo deseado"). La Fig. 5A presenta un tornillo de fijación 38 que tiene un rebaje de enganche de herramienta 34r, que en esta realización, es hexalobular. El rebaje 38r puede estar ranurado también, con una configuración Allen, Phillips y/u otra configuración que se desee. La Fig. 5B presenta un tornillo de fijación 38 con un extremo distal plano 38f (es decir, el extremo que colinda con la porción del cuello). En cambio, la Fig. 5C presenta un tornillo de fijación 38' con un extremo distal apuntado 38p. Los tornillos de fijación 38, 38', así como la cabeza 36 están hechos preferentemente de un metal biocompatible más duro que el titanio, como por ejemplo cobalto-cromo, para garantizar una fijación segura de la bola del cuello de titanio 34c con la cabeza de cromo-cobalto 36 con el tornillo de fijación 38, 38'.

En una realización en particular de la invención, el dispositivo de prótesis final 30 utilizado durante un procedimiento quirúrgico puede ensamblarse a partir de diversos componentes que se le proporcionan al cirujano como parte de un kit. Por ejemplo, dicho kit podría contener una pluralidad de vástagos de prótesis 31 y/o 31', y/o anclajes medulares distales 32 y/o 32', es decir que tienen cuellos por separado 34 y/o anclajes unitarios y huellas y cabezas 36 y/o 36' de diversas dimensiones para proporcionar al cirujano la mejor opción posible para adaptar el dispositivo de prótesis para aproximarse lo mejor posible a la cabeza del radio que se reemplaza. En una realización en particular, se proporciona un kit que tiene anclajes medulares distales 32 de cinco diámetros y/o longitudes diferentes, cuellos 34 de cinco longitudes diferentes y cabezas 36 de cinco diámetros diferentes para utilizarlos indistintamente, en virtud de lo cual se proporcionan 125 combinaciones posibles a partir de un conjunto de 15 partes diferenciadas. En otra

realización, se proporciona 25 vástagos unitarios 31 con diversos diámetros y longitudes de cuello que, combinados con las 5 cabezas 36 de diversos diámetros, también pueden dar lugar a 125 combinaciones posibles a partir de un conjunto de 30 piezas diferenciadas. Debe señalarse que no se pretende que esto sea exhaustivo, ya que es posible proporcionar menos o más opciones sin desviarse por ello del alcance de la presente invención. Debe advertirse que el sistema de la presente invención puede proporcionarse como dicho kit, tal como se describe en el presente documento, o como dispositivos y/o componentes individuales, es decir, no como una parte de un kit, si se desea.

En todos los casos de la realización para el vástago 31. 31' (unitario o con una porción de cuello por separado), la bola 34c del cuello 34 engancha una cavidad de la cabeza de la prótesis 36 (o cabeza 36' de las Fig. 3A - 3C y 6F - 6G), dando cabida así a la basculación cónica (es decir, rotación), de la cabeza 36 en el ángulo  $\alpha$  apropiado del alineamiento anatómico correcto de la cabeza 36 y el capitel del húmero. Una vez orientado en el alineamiento anatómico correcto en todos los planos correspondientes, se fija el ángulo " $\alpha$ " cónico de la cabeza con respecto al cuello (siendo " $\alpha$ " el único ángulo cónico que forma un plano imaginario tangencial con el fondo del plato 36e de la cabeza del radio perpendicular al eje de rotación del antebrazo A - A', -- véase Fig. 20) insertando y apretando el tornillo de fijación 38 hasta que presiona contra la bola 34c, fijando la bola 34c y la cabeza 36 en la orientación deseada (es decir, el ángulo deseado). Tal como se puede ver más particularmente a partir de las Fig. 3A - 3G y Fig. 20, se utiliza el cuello 34 de la prótesis 30 además para mantener la distancia entre la superficie superior de la pestaña 32c del vástago y la superficie inferior de una agarradera 36c de la cabeza 36. La porción de la cintura 34b del cuello 34, facilita además la basculación de la cabeza 36 en la bola 34c. El arco de movimiento permisible de la cabeza 36 en relación con el cuello 34 se determina según las dimensiones de la porción de cintura 32c combinadas con las dimensiones de los rebordes de la cavidad 36a.

Tal como se muestra en las Fig. 6A - 6G la cabeza de prótesis 36, 36' tiene una superficie articular proximal cóncava o disco 36e, que engancha el capitel del húmero. Tal como se ha mencionado, en una realización en particular, se seleccionan la cabeza 36 y el tornillo de fijación 38 para que estén hechos de un metal biocompatible más duro que el titanio, como por ejemplo cromo-cobalto. La parte inferior de la cabeza 36 incluye una cavidad 36a, que se abre a partir de una apertura 36h a través de la pared lateral de la cabeza 36. Se extiende un canal 36f a lo largo de la parte inferior de la cavidad 36a desde la apertura a través de la pared lateral hasta una ubicación pasado el centro de la cabeza 36. El canal 36f engancha la porción de la cintura 34b del cuello 34 y atrapa la bola 34c en la cavidad 36a, una vez que la bola 34c pasa a través de la apertura 36h en la pared lateral de la cabeza 36. Debe señalarse que la apertura 36h en la pared lateral de la cabeza 36 permite montar la cabeza 36 en la bola 34c desde el lateral intraoperatoriamente.

Asimismo, una porción de la cavidad 36a incluye un rosca 36b para enganchar un tornillo de fijación 38, cuando se inserta el tornillo de fijación 38 a través de la apertura de la pared lateral 36a y se hace avanzar hacia la cavidad 36a. El rosca 36b es preferentemente de tipo de cierre automático sin retroceso, como Spiralock™ o similar. El tornillo de fijación 38 (véase Fig. 5A - 5C) tiene una porción distal plana 38a y una rosca 38b. Alternativamente, puede utilizarse el tornillo de fijación 38' de la Fig. 5C, que tiene una porción distal apuntada 38p. Tal como se describe y se muestra en el presente documento, la rosca macho 38b engancha por roscado la rosca hembra 36b para guiar el tornillo de fijación hacia dentro y hacia fuera de la cavidad 36a. Se hace avanzar el tornillo de fijación 38, 38' utilizando una herramienta como una llave Allen o hexalobular u otro tipo de llave enganchada con la herramienta que engancha la porción 38r del tornillo de fijación 38, 38'. Tal como se muestra más particularmente en la Fig. 6E, la cavidad 36a puede incluir lengüetas 36g, que morderán la bola 34c cuando se apriete el tornillo de fijación 38 contra la bola 34c, para evitar cualquier basculación posterior (es decir rotación) de la cabeza 36 en la bola 34c una vez que se ha conseguido la posición deseada de la cabeza y se ha fijado la bola 34c contra la superficie trasera de la cavidad 36a mediante el tornillo de fijación 38, 38'.

Asimismo y haciendo referencia de nuevo a las Fig. 6A - 6E, de acuerdo con una realización en particular de la invención, la parte inferior de la cabeza 36 está provista de una agarradera 36c, que se proyecta hacia fuera, es decir, distalmente, desde la superficie inferior de la cabeza 36. Ha de señalarse que el canal 36f pasa además a través de una porción de la agarradera 36c. En la presente realización, la agarradera 36c está provista adicionalmente de hendiduras 36d que permiten que la agarradera 36 quede sujeta mediante una herramienta en una orientación en particular solamente y que rote, tal como se describe con mayor detalle más adelante.

En las Fig. 6F - 6G, se muestra otra realización más de una cabeza de prótesis 36'. La cabeza de prótesis 36' es similar a la cabeza de prótesis 36, refiriéndose los números de artículo a elementos similares. Sin embargo, la agarradera 36c' de la cabeza de prótesis 36' incluye una "cola de milano" o hendidura en forma de "V" 36v que sustituye a las hendiduras 36d de la cabeza de prótesis 36 de la Fig. 6D. Debe señalarse que es posible proporcionar otras formas de porción de agarradera de acoplamiento en una cabeza de prótesis y mantenerse todavía dentro del alcance de la presente invención.

Haciendo referencia a continuación a la Fig. 7, se muestra un sistema que incluye el dispositivo de prótesis 30 compuesto de una cabeza de prótesis 36, un tornillo de fijación 38, cuello 34 y una porción de anclaje medular distal 32, así como un bastidor 40 para alinear la cabeza 36 en el alineamiento anatómico correcto en relación con el eje de rotación del antebrazo A - A'.

El bastidor 40 incluye un elemento de sujeción 50, una barra espaciadora 60, una pieza de cola 70 y un botón 75 que tiene una porción de tornillo de fijación 75a que se extiende a través de un agujero roscado 76 hacia un taladro 74 de la pieza de cola 70. Se proporciona un alambre K 80, u otro tipo de pasador o puntero de alineamiento, en la porción inferior de la extensión 72 de la pieza de cola 70, a través del tirante 78. La barra espaciadora 60 se utiliza para espaciar la pieza de la cola 70 desde el elemento de sujeción 50 y se ajusta su tamaño para que se extienda más allá de la longitud del antebrazo. Tal como se muestra en la Fig. 7, la barra espaciadora 60 se fija en el extremo proximal de un soporte enganchado con el elemento de sujeción 50, en el extremo distal, extendiéndose un taladro a través de una porción de la pieza de cola 70. Como tal, la longitud del bastidor 40 puede ajustarse soltando el botón 75 y desplazando la pieza de cola 70 hacia delante y hacia detrás a lo largo de la longitud de la barra espaciadora 60. Se fija el bastidor 40 con la longitud deseada apretando el botón 75 para presionar la porción del tornillo de fijación 75a del botón 75 contra la barra espaciadora 60 en el taladro 74 de la pieza de cola 70.

El elemento de sujeción 50 incluye una tijera 52 en el primer extremo y un elemento de la porción de sujeción 56 en un segundo extremo, opuesto. La porción del elemento de sujeción 56 está diseñada para enganchar firmemente una porción de la cabeza de prótesis 36. En esta realización en particular, la porción del elemento de sujeción 56 está diseñada para enganchar y sujetar la agarradera 36c de la cabeza 36. En esta realización, la porción del elemento de sujeción 56 incluye además protuberancias 56a (véase, por ejemplo, Fig. 6E) que se acoplan con las hendiduras 36d para proporcionar al cirujano un alineamiento preciso y conocido del elemento de sujeción 50 con la cabeza 36.

Debe señalarse que es posible sustituir las protuberancias 56a o proporcionar otras formas de las estructuras clave. Por ejemplo, tal como se muestra en la Fig. 8, el elemento de sujeción de tijera 50 del bastidor 40 está sustituido por un asa 50' con una extensión de cuchilla 53' que tiene en su extremo distal dos clavijas paralelas 56' configuradas para enganchar paredes laterales con forma de cola de milano complementarias 36v de la porción de la cabeza 36' de las Fig. 6F - 6G. Tal como se puede observar, el asa 50' de la Fig. 8 incluye un botón más 75' y una porción de tornillo 75a', para acoplarse con un agujero roscado 76' (no es visible) en el asa 50' para fijar la posición del asa 50' en una posición relativa a lo largo de la barra espaciadora 60, que atraviesa el taladro 56' del asa 50'.

Haciendo referencia a continuación a la cola 70, la función de dicha cola es la de facilitar la ubicación de un primer punto en el eje de rotación del antebrazo A - A', en particular, un punto en proximidad con el lado A' distal del eje. Tal como se ha explicado anteriormente, se sabe que existe dicho punto en la fovea 12a en la articulación de la muñeca del cúbito. Para situar dicho punto, se puede insertar un alambre K en la fovea cubital 12a, tal como se describe con más detalle más adelante, y a continuación, se inserta el tirante 78 de la extensión de cola 72 sobre el alambre K y se desliza proximalmente hasta que colinda con el punto de entrada del alambre K hacia la fovea cubital 12a. Esto asegura que el punto de soporte es un punto en el eje de rotación A - A'. Debe observarse que la construcción del bastidor 40 es tal que la dimensión de la extensión de cola 72 es idéntica a la distancia entre la línea central de la barra espaciadora 60 y el centro de la porción del elemento de sujeción 56 del elemento de sujeción de tijera 50. Es decir, el eje B - B' de la barra espaciadora 60 está siempre equidistante (es decir paralelo) al eje A - A'.

La construcción del elemento de sujeción 50, así como el asa alternativa 50' es tal que cuando se engancha una cabeza de prótesis 36, 36', el eje de la cabeza de prótesis 36, 36' enganchada queda co-lineal con el eje A - A' que pasa a través del centro de la porción del elemento de sujeción 56 o las clavijas paralelas 56'. Esto asegura la perpendicularidad entre el plano imaginario tangente a la porción más profunda del plato 36e de la cabeza 36 y el eje de rotación A - A', según se desee.

Debe señalarse que es posible utilizar otras formas de cola en lugar de la cola 70 de las Fig. 7 y 8. Por ejemplo, la Fig. 9 presenta una realización más de una cola 70' que puede utilizarse en lugar de la cola 70 en los bastidores 40, 40' de las Fig. 7 - 8. La cola 70' es similar a la cola 70 ya que incluye un taladro 74 para recibir una barra espaciadora 60 (Fig. 7 y 8) y una pieza de extensión 72' dimensionada para mantener el paralelismo entre el eje A - A' y el eje B - B'. Sin embargo, en lugar del tirante 78 para aceptar un alambre K 80 de las Fig. 7 y 8, la cola 70' de la Fig. 9 incluye un tirante 79 que tiene una curvatura diseñada para descansar sobre el antebrazo distal de un paciente, sobre la piel del paciente que cubre el estiloides cubital. La cola 70' puede incluir agarraderas 81 para enganchar una correa (no se muestra) que mantiene la cola firmemente fijada a la muñeca del paciente. Como tal, la cola 70' de la Fig. 9 impide que el alambre K perfora la fovea 12a del cúbito para situar un primer punto en el eje de rotación A - A'.

Haciendo referencia a continuación a las Fig. 10 -16, se describirá en este caso un método en particular para utilizar un bastidor para favorecer la colocación de un dispositivo de prótesis. Con un fin ilustrativo, se describirá el método de la invención en conexión con la extirpación y reemplazamiento de la cabeza del radio de una articulación del codo. Sin embargo, debe entenderse que es posible aplicar los mismos principios para el reemplazamiento de otras porciones de hueso en otras articulaciones del cuerpo.

En la Fig. 10 se muestra una articulación del codo 100 que incluye una cabeza del radio dañada 110 que se va a extirpar y reemplazar. Con el antebrazo del paciente en pronación, el cirujano realiza una incisión lateral para acceder a la articulación 100 y extirpa la cabeza del radio y/o fragmentos de la cabeza del radio dañados. La Fig. 11

muestra la articulación radio-cubital proximal de la Fig. 10 después de que se ha extirpado la cabeza del radio. Se ensamblan los fragmentos de la cabeza de radio y se miden con o sin la ayuda de una bandeja de calibrado (no se muestra). Se anota el tamaño medido y se utiliza para seleccionar la cabeza de prótesis 36, 36' de tamaño más cercano de los provistos.

Se corta una porción del extremo proximal del radio que queda expuesta una vez que se ha extirpado la cabeza del radio para exponer el canal medular. Se desvía el radio lateralmente con la ayuda de unas pinzas para acceder al canal medular. Con una escofina (no se muestra), se expande el canal medular y se anota el tamaño de la escofina, ya que se ajustará al diámetro del vástago 31 de una prótesis de cabeza del radio 30 que reemplazará la cabeza del radio nativa. Se utiliza un plano de tamaño adecuado (no se muestra) para alisar el radio proximal en la cara expuesta por el corte en la etapa anterior. En la Fig. 11 se muestra la articulación del codo una vez que el radio ha sido cortado, raspado y aplanado.

Volviendo a hacer referencia a la Fig. 11, se mide el hueco que queda ahora entre el extremo proximal del radio extirpado y el capitel con la ayuda de un medidor del cuello (no se muestra). Se registra este tamaño ya que determina la longitud del cuello que se requerirá para la prótesis de la cabeza del radio.

El cirujano tiene ahora las medidas necesarias para seleccionar las partes apropiadas de la prótesis de la cabeza del radio 30 para su implantación en el paciente que son: diámetro de la cabeza 36; diámetro del vástago; y longitud del cuello.

Si se ha de usar un vástago unitario 31 (véase Fig. 4C), se selecciona entre los proporcionados los que se ajustan lo más cercanamente posible a la medida registrada para el diámetro del anclaje medular distal 32 y la longitud del cuello 34. Alternativamente, si se ha de utilizar un vástago de varias partes (véase Fig. 4A y 4B), será necesario seleccionar porciones del anclaje medular distal 32 y cuellos 34 que se ajusten a las medidas correspondientes. El anclaje de varias partes y el cuello se acoplan o se ensamblan entonces como vástagos "unitarios" antes de la inserción en el canal medular. En la Fig. 12 se muestra una prótesis de cabeza de radio 130 para su ensamblaje desde la cabeza 36, el cuello 34, la porción del anclaje medular distal 32' y el tornillo de fijación 38. Debe señalarse que todos los tornillos de fijación 38, 38" pueden pre-ajustarse con la cabeza 36 seleccionada y proporcionada como un conjunto.

A continuación, se inserta el vástago ensamblado 31 en el canal medular radial y se ahúsa para colocarlo en su sitio con un impactador (no se muestra) para encajarlo a presión. Debe señalarse que, tal como se muestra en la Fig. 13, una vez que ha sido insertada la porción de anclaje medular en el canal y se ha encajado a presión con la cara plana del radio, quedan expuestas la pestaña 32c' y el cuello 34, en el que la parte más proximal es la bola 34c. Tras la inserción del vástago 32, se carga lateralmente la cabeza 36 en el cuello 34. La bola 34c y la porción de cintura 34b se deslizan a través del canal 36f y la cavidad 36a hasta que la bola 34a está en el final de la cavidad 36a y no puede desplazarse más. En esta configuración la bola 34c queda atrapada horizontalmente en la cavidad por los soportes estrechados del canal pero sigue permitiendo la basculación de la cabeza con respecto al cuello. Tras la inserción, se hace rotar la cabeza 36 180 grados para que la apertura 36h a través de la pared lateral de la cabeza se enfrente a la pared lateral del codo, tal como se muestra en la Fig. 14. Esto permite el acceso a la apertura 36h para insertar y, posteriormente, hacer avanzar el tornillo de fijación 38 a lo largo de la rosca 36b, para fijar la bola 34c entre la cara distal del tornillo de fijación 38 y una porción de la superficie o la cavidad 36a.

Si se utiliza el bastidor 40 de la Fig. 7 en el extremo distal del antebrazo en pronación y con la muñeca flexionada, el alambre K 80 perfora percutáneamente la fóvea del cúbito en la dirección general de la cabeza del radio. Tal como se puede observar en la fig. 7, el tirante 8 de la cola 70 se inserta después sobre el alambre K 80 para que colinde con la piel de la muñeca que cubre la fóvea cubital. Una vez que está en la posición deseada, se puede doblar el extremo libre del alambre K contra el tirante 78 para evitar que se deslice la cola fuera del alambre K. Esto ancla un extremo del bastidor 40 en un punto del eje A - A'. A continuación, se utiliza la porción del elemento de sujeción 56 del asa o elemento de sujeción 50 para sujetar la cabeza 36 en una posición perpendicular al eje de rotación de la articulación. Más en particular, después de que se ha enganchado la cabeza 36 entre el cuello 34 y el capitel, se utiliza el elemento de sujeción 50 en el extremo proximal del bastidor 40 para coger la agarradera 36c en la parte inferior de la cabeza 36. Véase, por ejemplo, las Fig. 7 y 15A - 15B. Dado que se mantiene paralelo un eje B - B' a través del bastidor 40 con respecto al eje de rotación A - A' del antebrazo en esta configuración, el extremo del elemento de sujeción 56 del bastidor 40 sujeta realmente la superficie inferior del plato 36e en un plano que es normal para el eje A - A' (al igual que el eje B - B'). La cabeza 36 bascula sobre la bola 34c para conseguir esta configuración. Siendo así, el bastidor 40 sujeta la cabeza 36 en el ángulo cónico anatómico correcto "α" en los planos correspondientes con respecto al cuello y el resto de la prótesis. Este alineamiento correcto puede observarse en la Fig. 16.

Una vez establecido el bastidor 40 y que la porción del elemento de sujeción 56 del bastidor 40 está sujetando la cabeza 36 en el ángulo deseado para un alineamiento anatómico correcto en relación con el cuello 34 de la prótesis 130 y el capitel del húmero, se inserta el tornillo de fijación 38 y se hace avanzar sobre la rosca 36b hasta que el tornillo de fijación entra en contacto y aplica una fuerza no trivial sobre la bola 34c. El enganche del tornillo de fijación 38 más duro y las lengüetas 36g contra la bola 34c más blanda fijan la cabeza 36 y la bola 34c entre sí en el

alineamiento anatómico correcto deseado fijándose la cabeza en el ángulo deseado sobre la bola 34c. También en este caso, véase, por ejemplo, la Fig. 16.

5 Como resultado, el plato 36e de la cabeza de prótesis 36 se fija en su lugar en el alineamiento anatómico correcto deseado para su contacto con el capitel, es decir, la cabeza 36 se fija al vástago en el ángulo  $\alpha$  preciso de manera que un plano tangencial con respecto al fondo del plato 36e es normal al eje de rotación A – A' del antebrazo, eliminando así el cabeceo.

10 Conviene señalar que, aunque se ha descrito en conexión con el bastidor 40 (es decir, con elemento de sujeción 50 y cola 70) de la Fig. 7, para conseguir el alineamiento se podría utilizar el asa 50' y/o la cola 70', tal como se ha descrito anteriormente. Igualmente, si bien se ha descrito al prótesis 130 incluyendo la cabeza 36, el vástago 32', el cuello 34 y el tornillo de fijación 38, puede deducirse, que es posible utilizar otra cabeza, vástago, cuello y/o tornillo de fijación (incluyendo, pero sin limitarse a cabeza 36', vástago 32, vástago 32", vástago 32"', cuello 34', y/o tornillo de fijación 38') en lugar de los componentes similares para formar la prótesis de acuerdo con la presente invención.  
15 Por ejemplo, las Fig. 17A y 17B presentan el uso de la cabeza 36' en una prótesis insertada según un método de acuerdo con la descripción dada en conexión con las Fig. 10 16, anteriores, pero utilizando al menos el asa 50' de la Fig. 8 en lugar del elemento de sujeción 50 de la Fig. 7.

20 Si bien la invención se ilustra y se describe en el presente documento en varias realizaciones, no obstante, no se pretende limitarse a los detalles mostrados solamente, ya que es posible introducir diversas modificaciones y cambios estructurales en ellas, sin por ello alejarse del alcance de la invención, tal como se define según las reivindicaciones adjuntas.

25

# REIVINDICACIONES

1. Un sistema de prótesis articular alineable, que comprende:

5 una prótesis articular (30, 30'), que incluye:

una cabeza (36, 36') que incluye una superficie articular (36e), una porción de alineamiento (36c, 36c', 36d, 36v) y una cámara (36a);  
 un vástago (31, 31') que incluye una porción de anclaje (32, 32'), configurada para anclarse en un hueso, y  
 10 una porción de cuello (34), configurada para acoplarse con dicha cabeza (36, 36');  
 incluyendo dicha porción de cuello (34) una protuberancia esférica (34c, 34c');  
 estando configurada dicha cámara (36a) para recibir dicha protuberancia esférica (34c, 34c');  
 estando configurada dicha cámara (36a) adicionalmente para permitir la libre rotación de dicha cabeza (36, 36') en torno a dicha protuberancia esférica (34c, 34c') cuando dicha protuberancia esférica (34c, 34c') es  
 15 recibida en dicha cámara (36a), y  
 un tornillo de fijación (38, 38') configurado para impedir una mayor rotación de dicha protuberancia esférica (34c, 34c') en dicha cámara (36a);  
**caracterizado por que** el sistema de prótesis articular comprende además

20 un bastidor (40, 40'), que incluye:

una porción de asa (50, 52, 50') que incluye una porción de agarre (56, 56') configurada para acoplarse con dicha porción de alineamiento (36c, 36c', 36d, 36v) de dicha cabeza (36, 36') y sujetar dicha cabeza (36, 36') en una orientación en particular en relación con dicha porción de cuello (34) al mismo tiempo que dicha  
 25 porción de agarre (56, 56') se engancha con dicha porción de alineamiento (36c, 36c', 36d, 36v), quedando un eje de la cabeza enganchada (36, 36') co-lineal con un primer eje longitudinal (A-A') que pasa a través del centro de dicha porción de agarre (56, 56');  
 una cola (70, 70') que incluye una extensión (72, 72') y un tirante (78, 79), facilitando dicha cola la ubicación de un punto en dicho primer eje longitudinal (A-A');  
 30 una barra espaciadora (60) fijada en el extremo proximal a un soporte enganchado con dicha porción de asa (50, 50', 52) y en un extremo distal con un taladro que se extiende a través de una porción de dicha cola (70, 70') para espaciar dicha cola (70, 70') de dicha porción de asa (50, 50', 52), dicha cola (70, 70') móvil a lo largo de la longitud de la barra espaciadora (60), un segundo eje longitudinal (B-B') a través de dicha barra espaciadora (60) siendo siempre equidistante y paralelo a dicho primer eje longitudinal (A-A'); y  
 35 dicha porción de asa (50, 50', 52) construida tal que, cuando se engancha dicha cabeza (36, 36'), el eje de la cabeza enganchada (36, 36') queda co-lineal con el primer eje longitudinal (A-A') que pasa a través del centro de dicha porción de agarre (56, 56') y el centro del tirante para asegurar la perpendicularidad entre un plano imaginario tangencial a la porción más profunda de dicha superficie articular (36e) de dicha cabeza (36, 36') y dicho primer eje longitudinal (A-A').

40 2. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que el tamaño de dicho tornillo de fijación (38, 38') está ajustado para ser recibido a través de una pared lateral de dicha cabeza (36, 36'), incluyendo dicha pared lateral una porción roscada (36b) para recibir dicho tornillo de fijación (38, 38'), permitiendo dicha porción roscada (36b) hacer avanzar el tornillo de fijación (38, 38') a través de dicha pared lateral para colindar con dicha  
 45 parte (34c, 34c') cuando se recibe dicha parte (34c, 34c') en dicha cámara (36a).

3. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha porción de agarre (56) incluye una porción de elemento de sujeción (56) que incluye agarraderas (56a) configuradas para acoplarse con hendiduras (36d) en dicha porción de alineamiento (36c).

50 4. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha porción de agarre (56') incluye dos clavijas paralelas (56') configuradas para engancharse con las correspondientes paredes con forma de cola de milano (36v) de dicha porción de alineamiento (36c').

55 5. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicho tirante (79) tiene una curvatura diseñada para apoyarse sobre el antebrazo distal de un paciente, sobre la piel del paciente que cubre el estiloides cubital.

60 6. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha protuberancia esférica (34c, 34c') pasa a través de la pared lateral de un lado de dicha cabeza (36, 36') para entrar en dicha cámara (36a).

7. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha porción de anclaje (32) y dicha porción de cuello (34) están conformadas como una única pieza.

8. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha porción de anclaje (32') y dicha porción de cuello (34') están formadas como piezas separadas y se acoplan entre sí para formar dicho vástago (31').
- 5 9. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que el vástago (31, 31') está configurado para ser recibido en el canal medular de un radio y el tamaño de la cabeza (36, 36') está ajustado para reemplazar una cabeza del radio (110).
- 10 10. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha cámara incluye una pluralidad de lengüetas (36g) para enganchar dicha protuberancia esférica (34c, 34c') cuando dicha protuberancia esférica (34c, 34c') está dispuesta en dicha cámara (36a).
- 15 11. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 10, en el que dicho tornillo de fijación (38, 38') incluye un frontal (38f, 38p) para enganchar dicha protuberancia esférica (34c, 34c') y mantener dicha protuberancia esférica (34c, 34c') frente a dichas lengüetas (36g) cuando se hace avanzar dicho tornillo de fijación (38, 38') una distancia predeterminada a través de dicha pared lateral.
12. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 11, en el que la cara (38p) es apuntada.
- 20 13. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicho vástago (31, 31') incluye una pestaña (32c, 32c') en una porción superior de la porción de anclaje (32, 32'), estando dispuesta una superficie superior de dicha pestaña (32c, 32c') en un plano perpendicular a un eje a través de la longitud de dicho vástago (31, 31').
- 25 14. El sistema de prótesis articular alineable de la reivindicación 1, en el que dicha cola (70, 70') es móvil hacia delante y hacia atrás a lo largo de la longitud de dicha barra espaciadora (60) y el bastidor se puede fijar a la longitud deseada apretando un botón (75) para presionar una porción de tornillo de fijación (75a) contra la barra espaciadora (60) en el taladro (74) de la pieza de cola (70, 70').

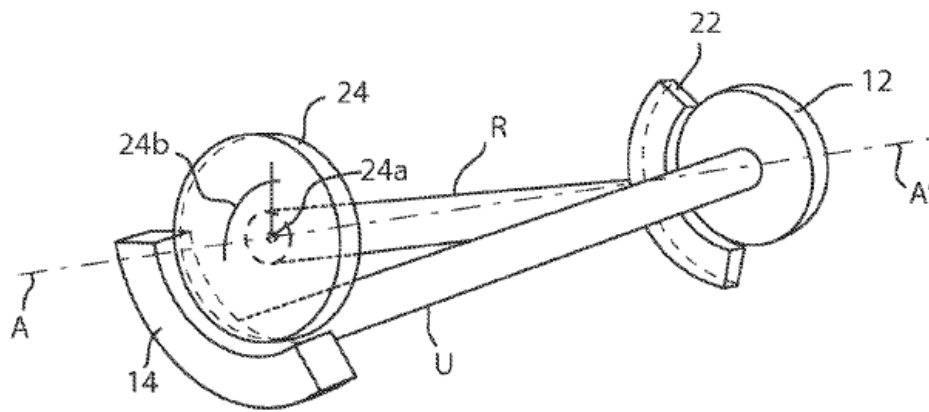


Fig. 1A

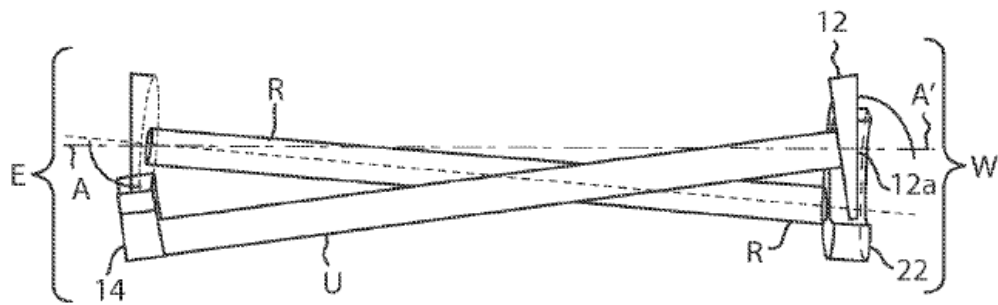


Fig. 1B

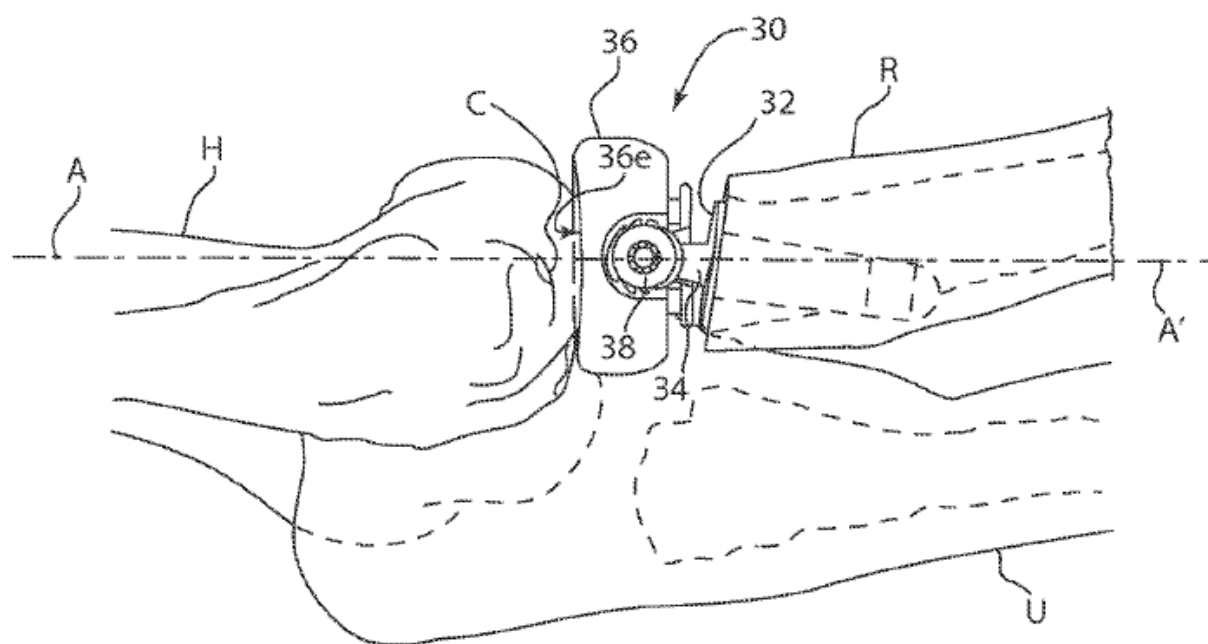


Fig. 2

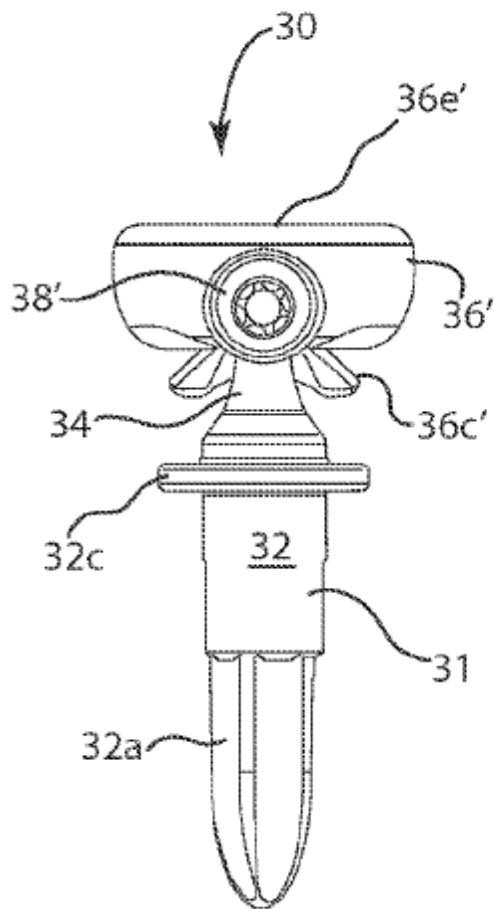


Fig. 3A

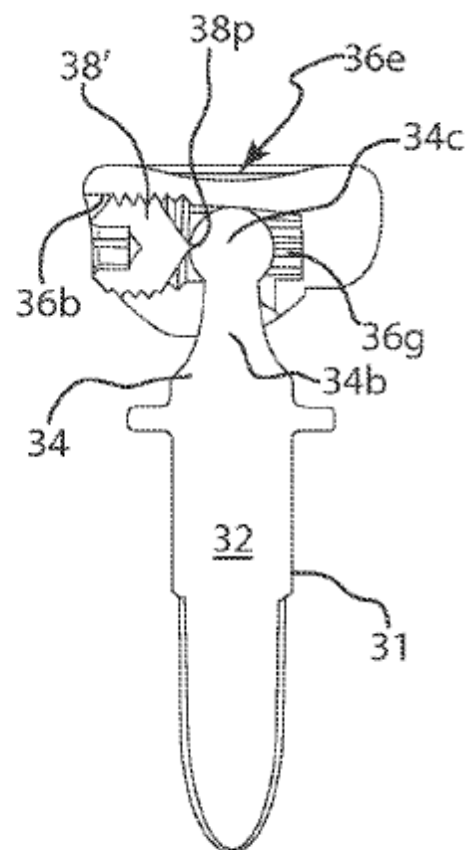


Fig. 3B

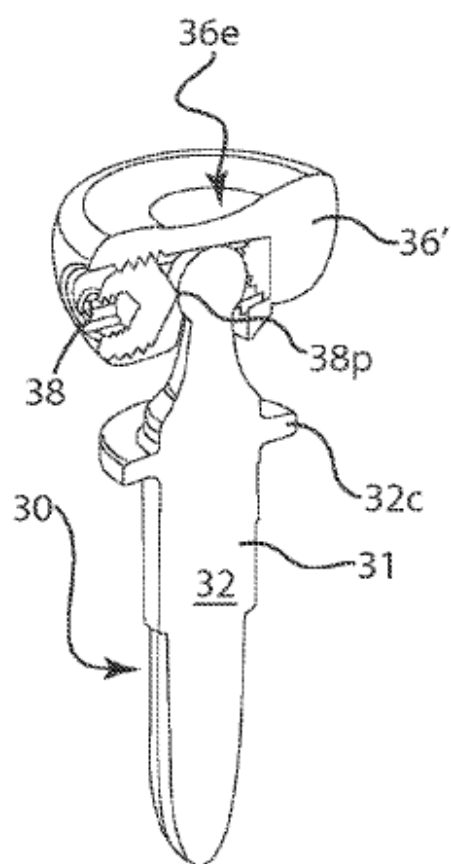


Fig. 3C

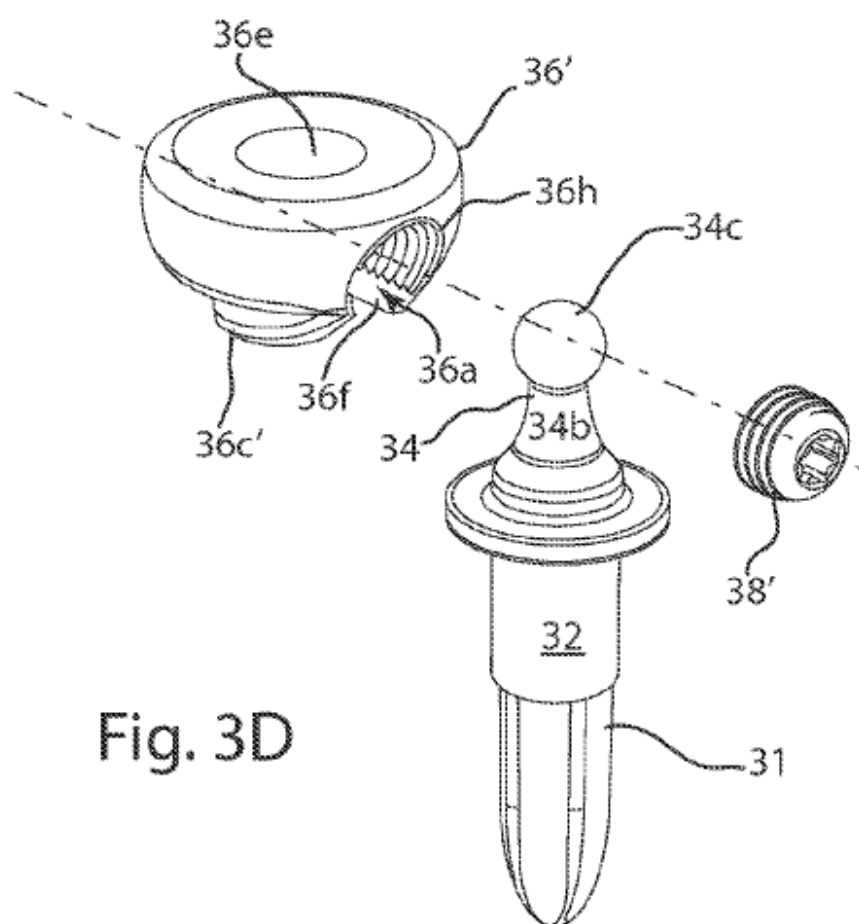


Fig. 3D

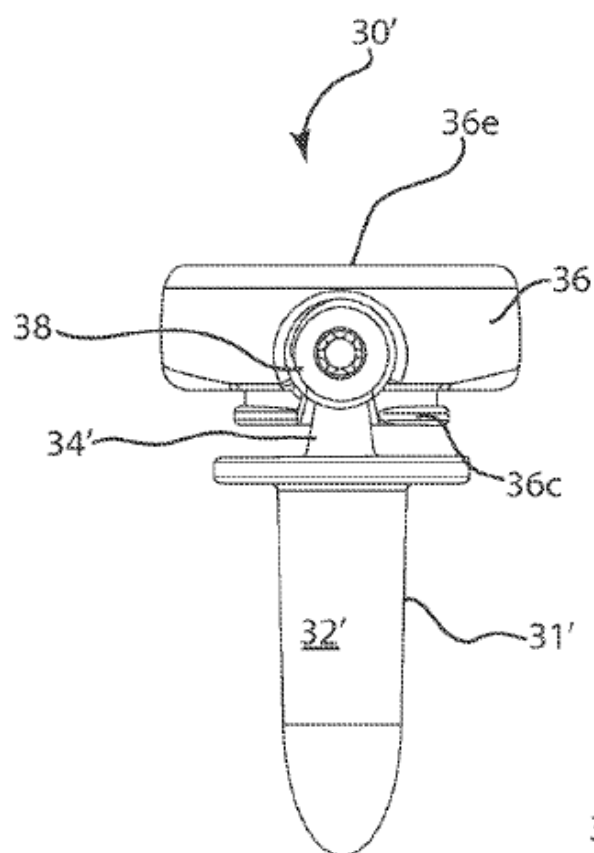


Fig. 3E

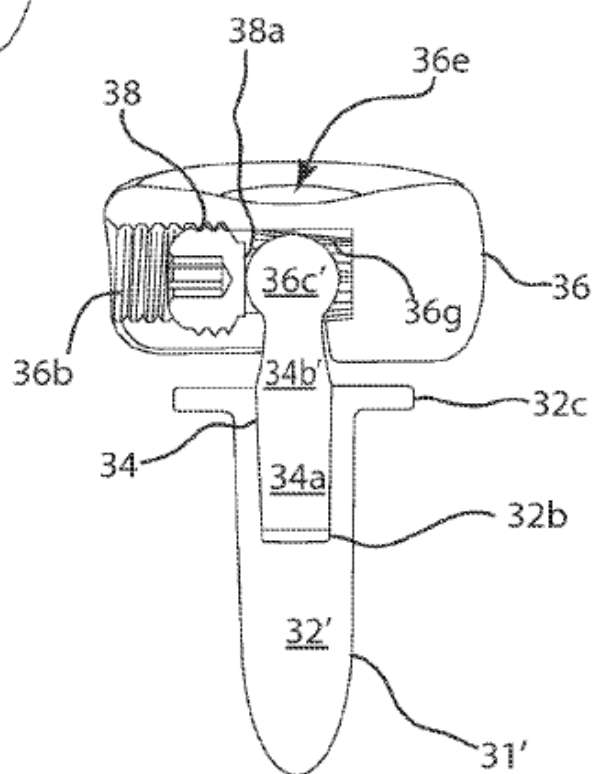


Fig. 3F

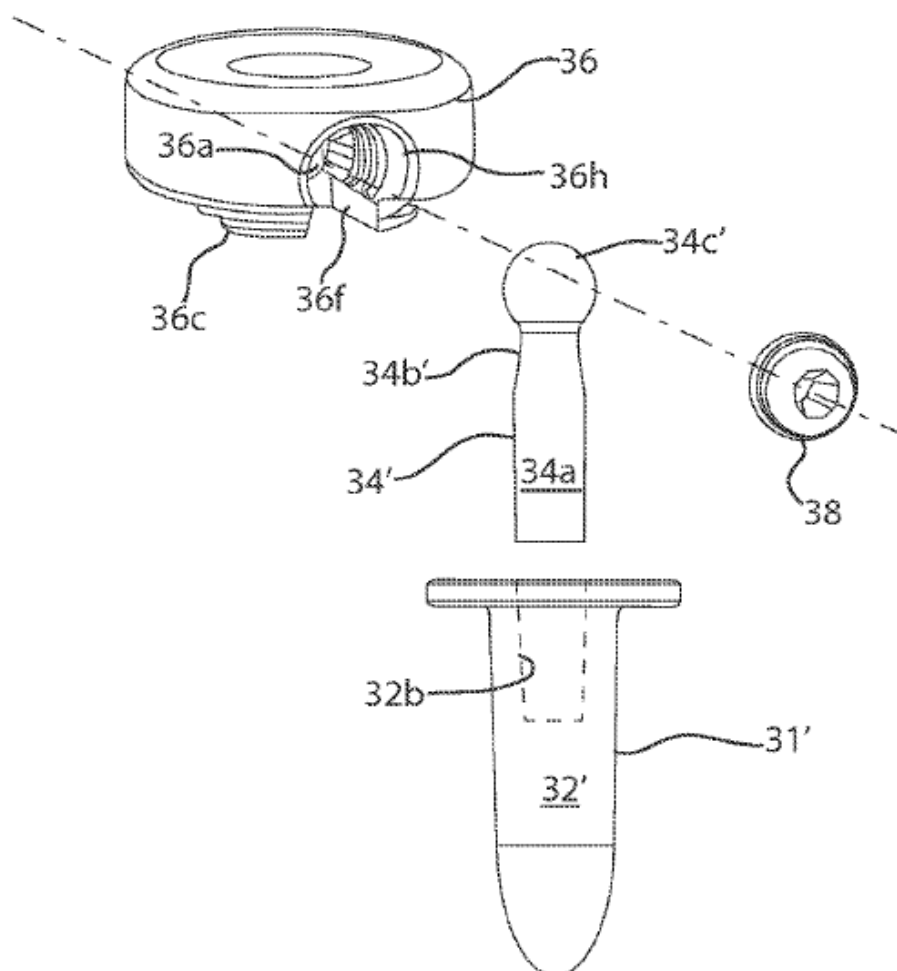


Fig. 3G

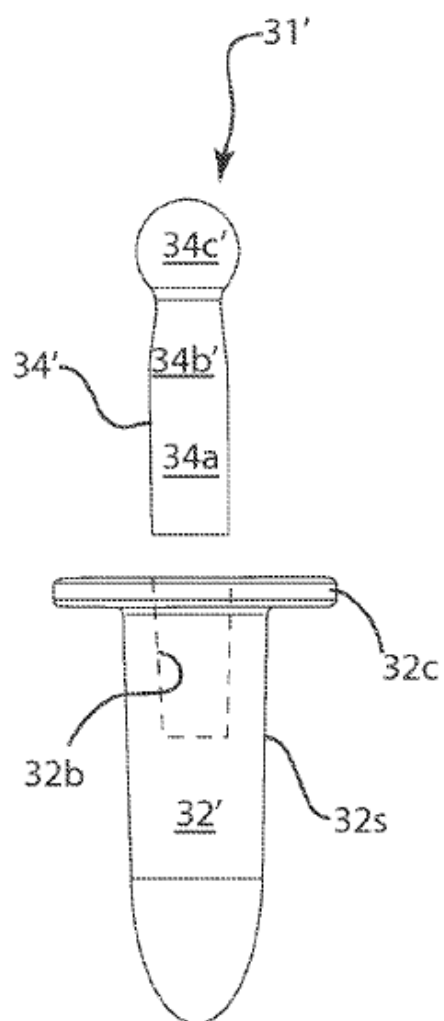


Fig. 4A

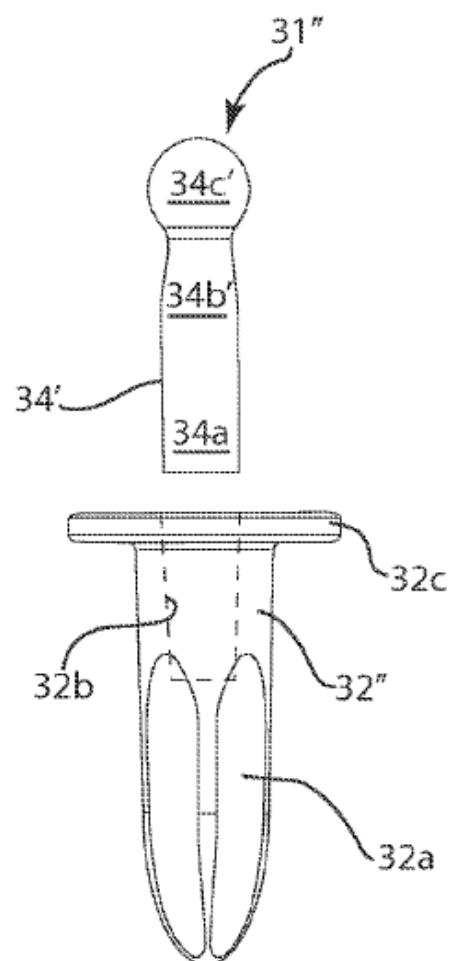


Fig. 4B

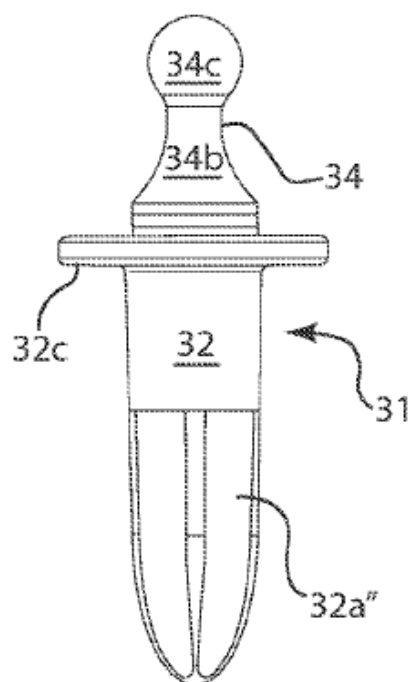


Fig. 4C

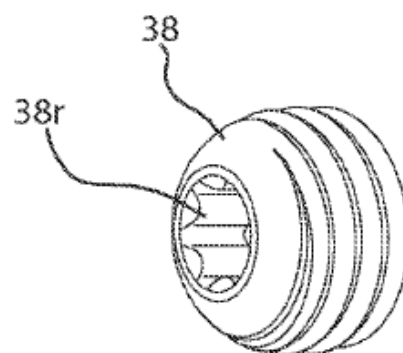


Fig. 5A

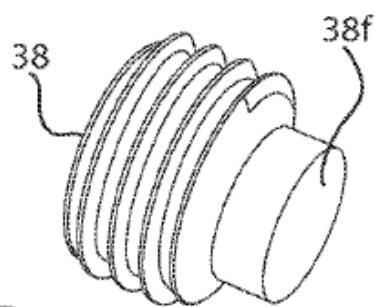


Fig. 5B

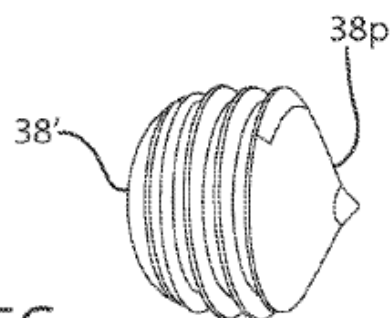


Fig. 5C

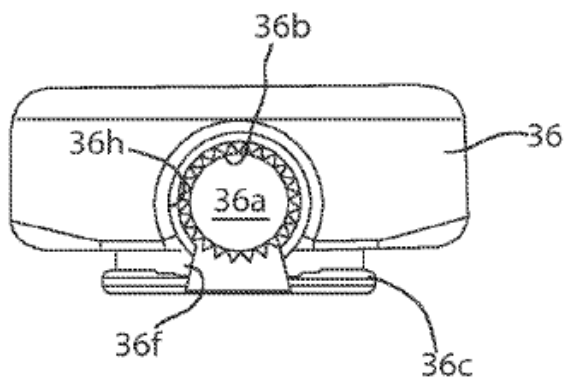


Fig. 6A

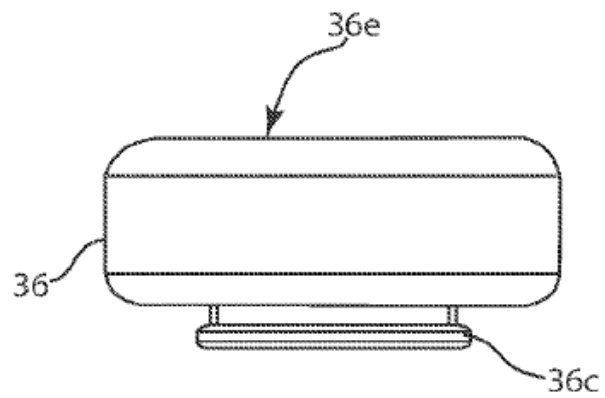


Fig. 6B

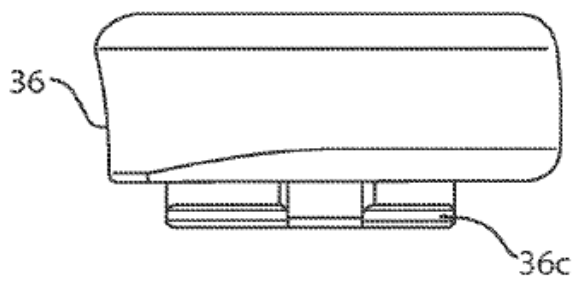


Fig. 6C

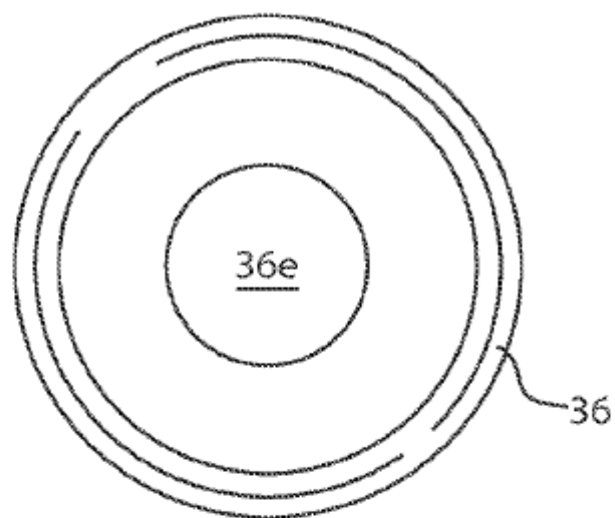


Fig. 6D

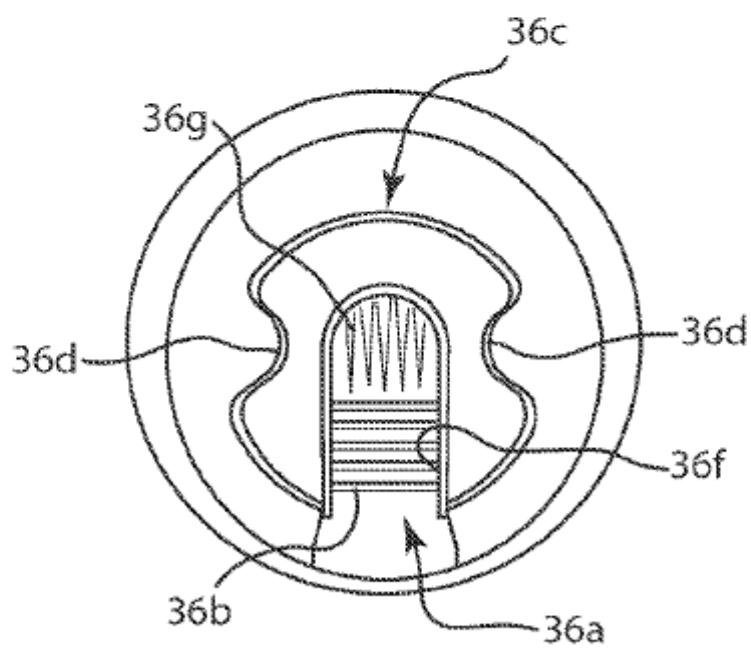


Fig. 6E

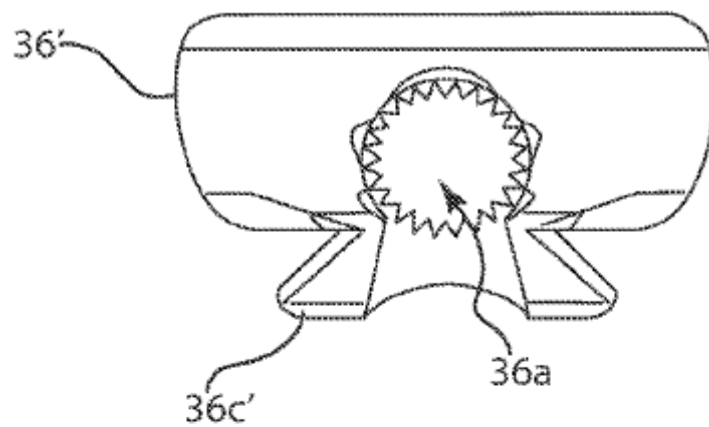


Fig. 6F

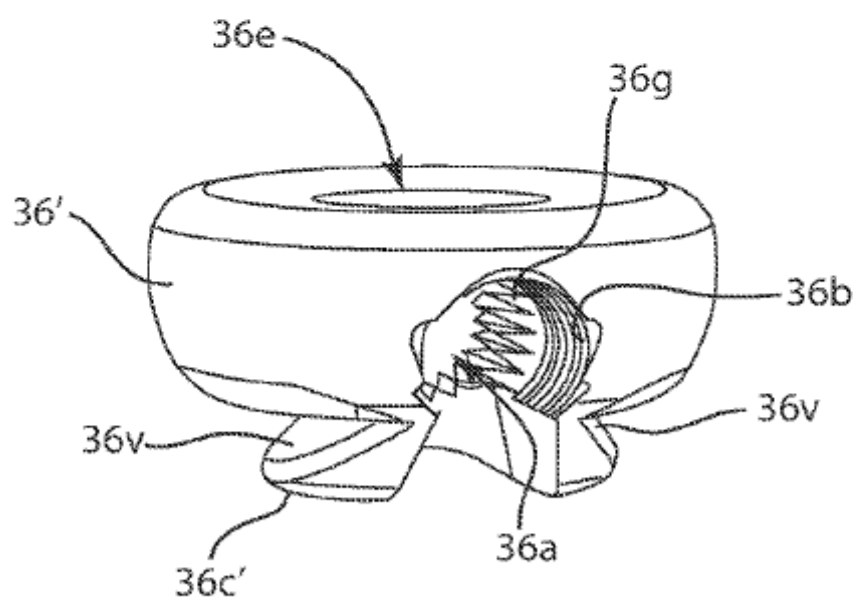


Fig. 6G

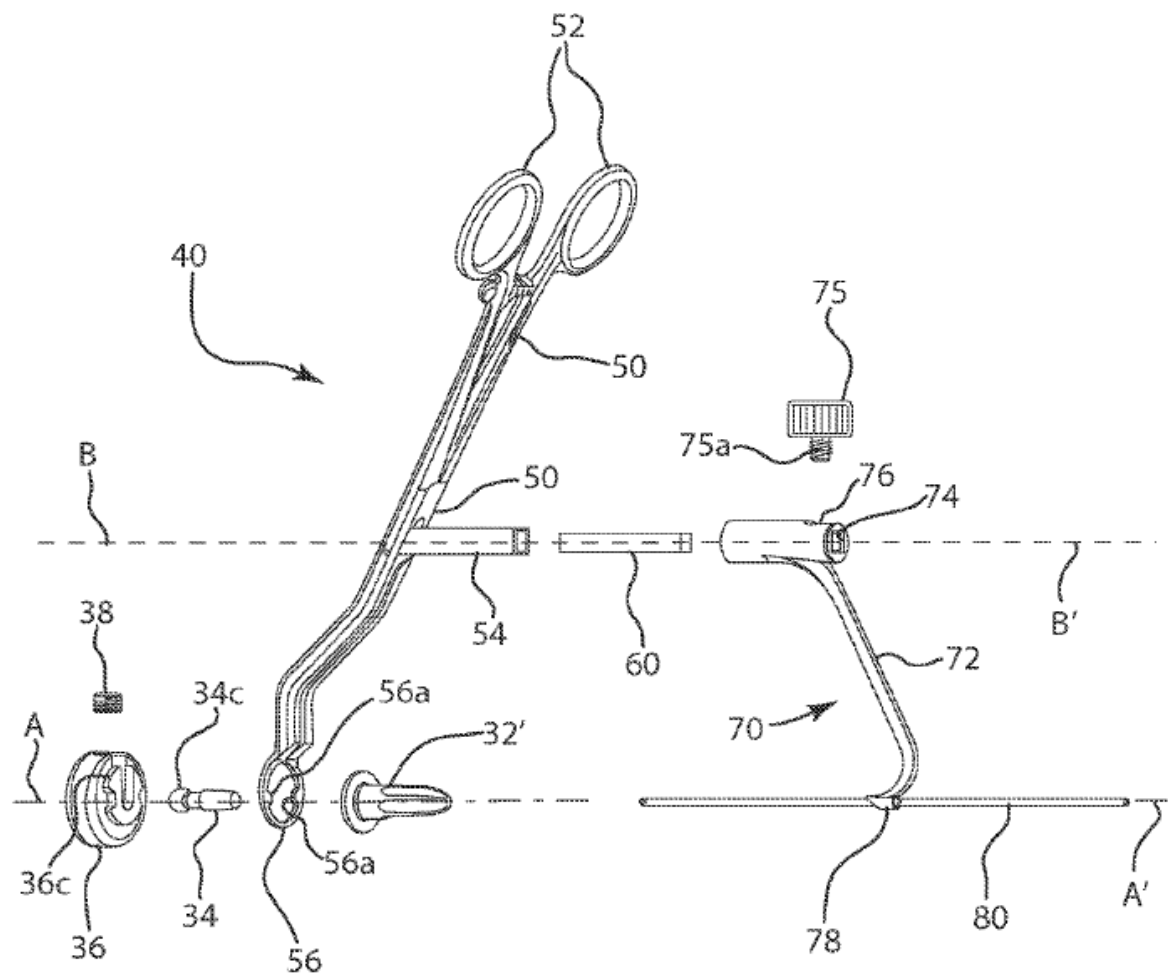


Fig. 7

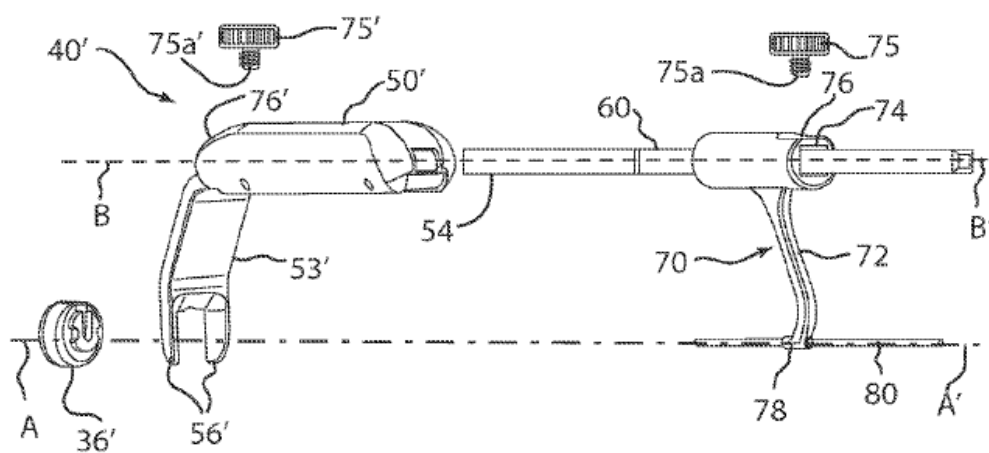


Fig. 8

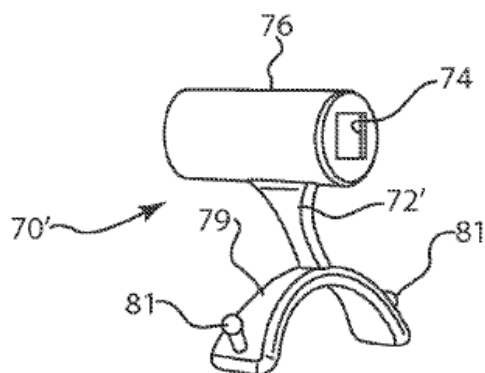


Fig. 9

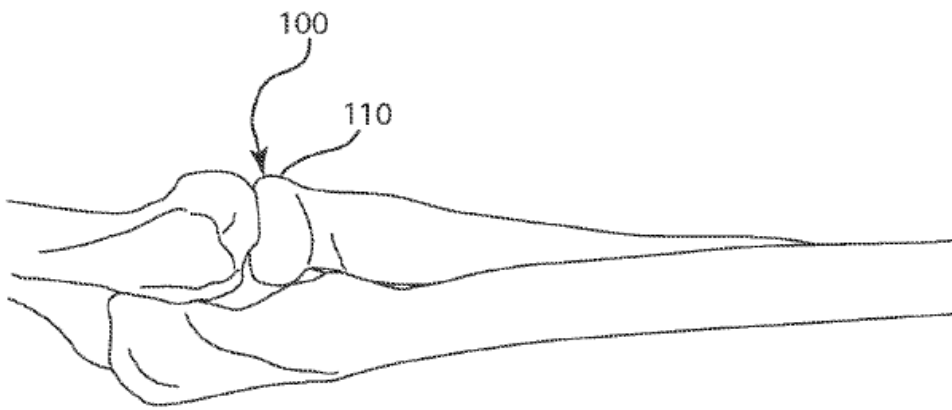


Fig. 10

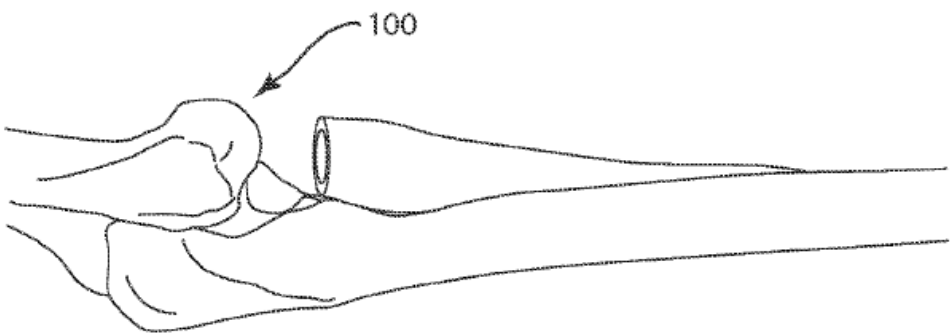


Fig. 11

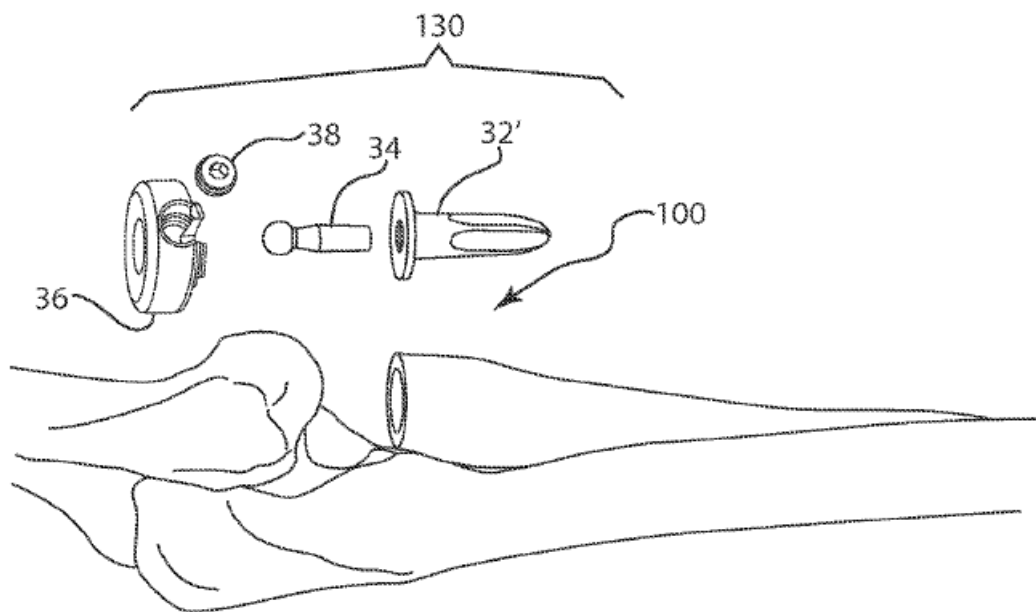


Fig. 12

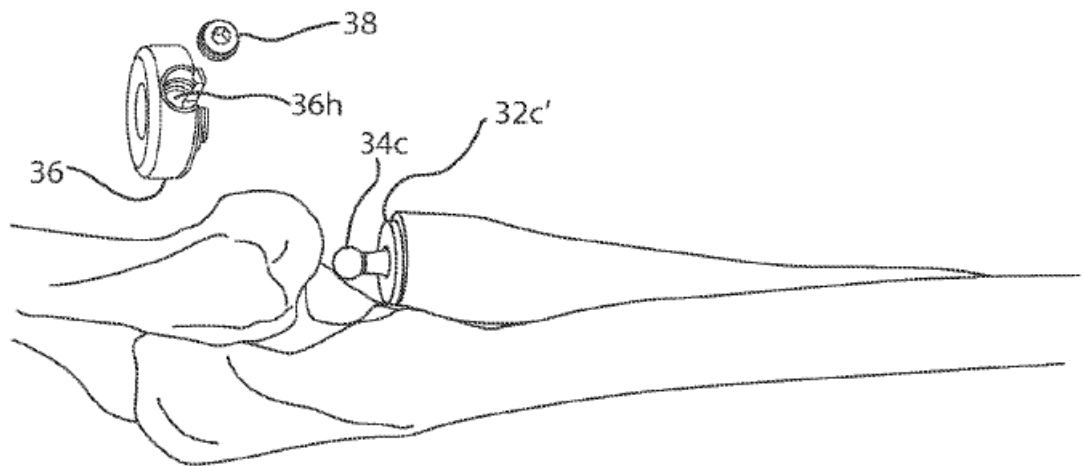


Fig. 13

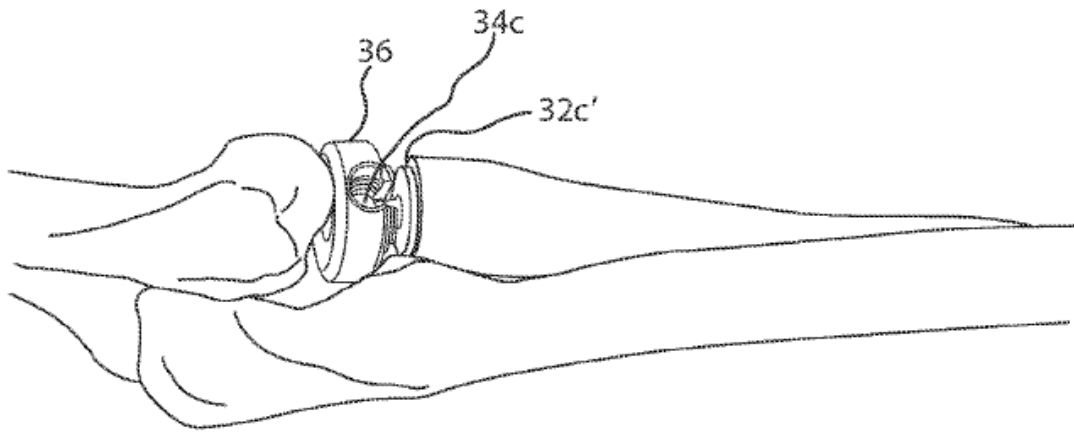


Fig. 14

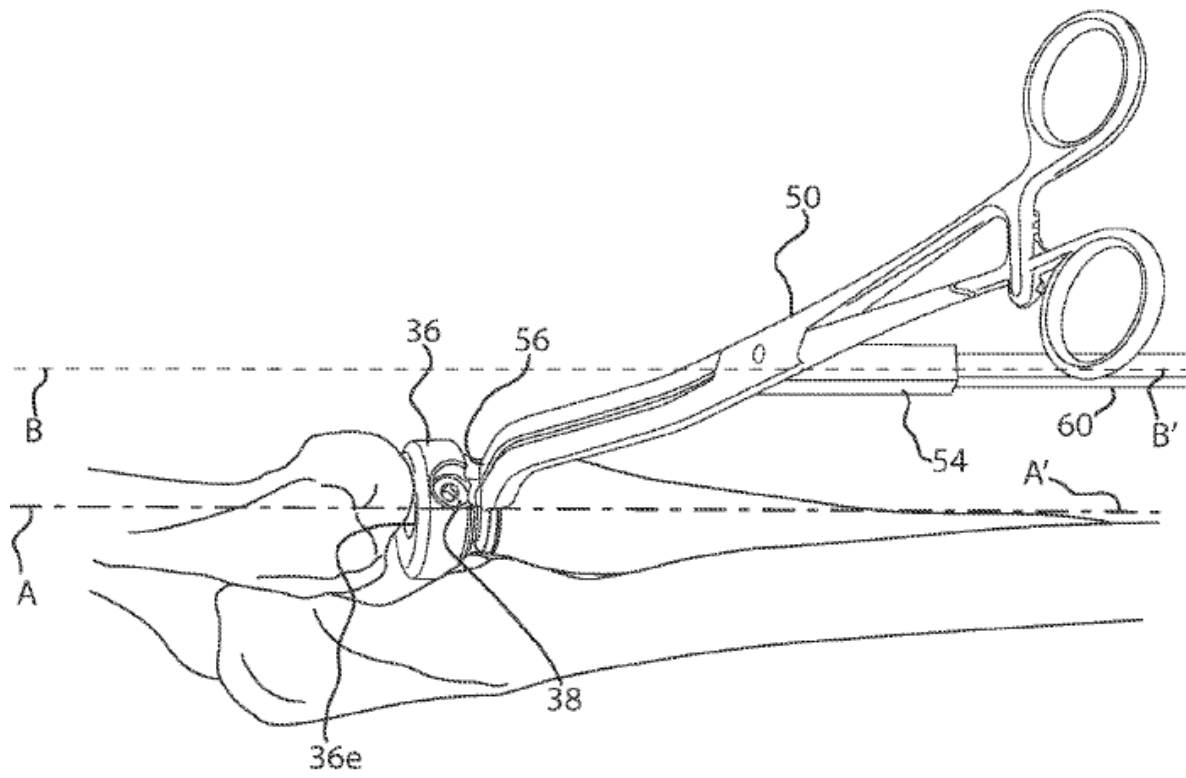


Fig. 15A

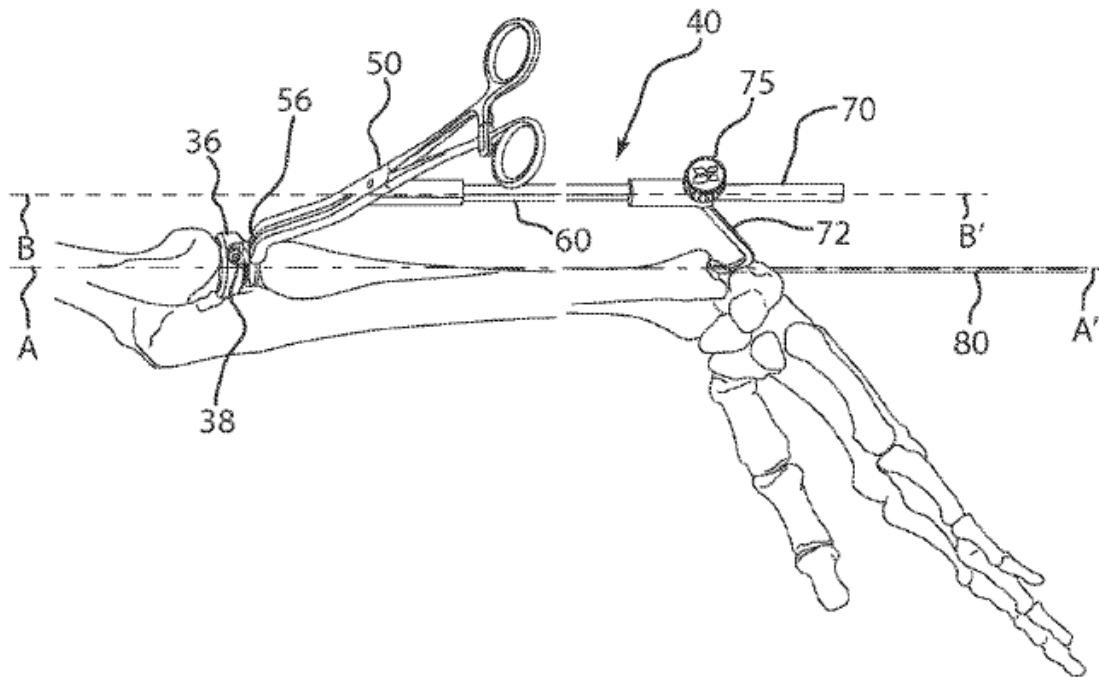


Fig. 15B

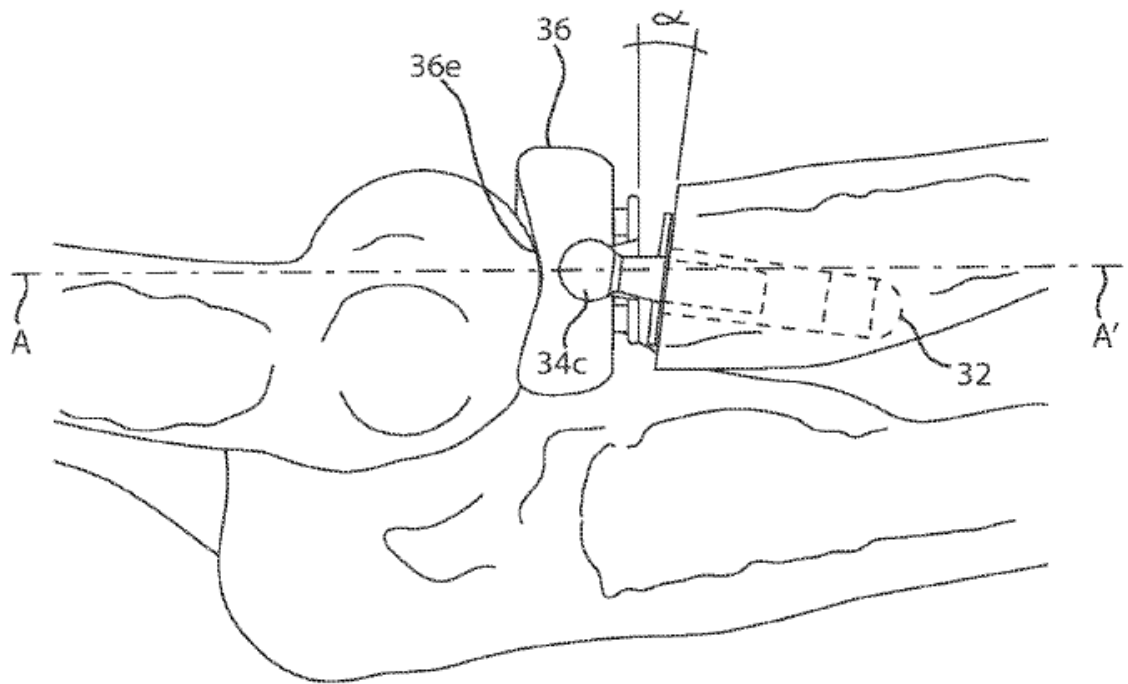


Fig. 16

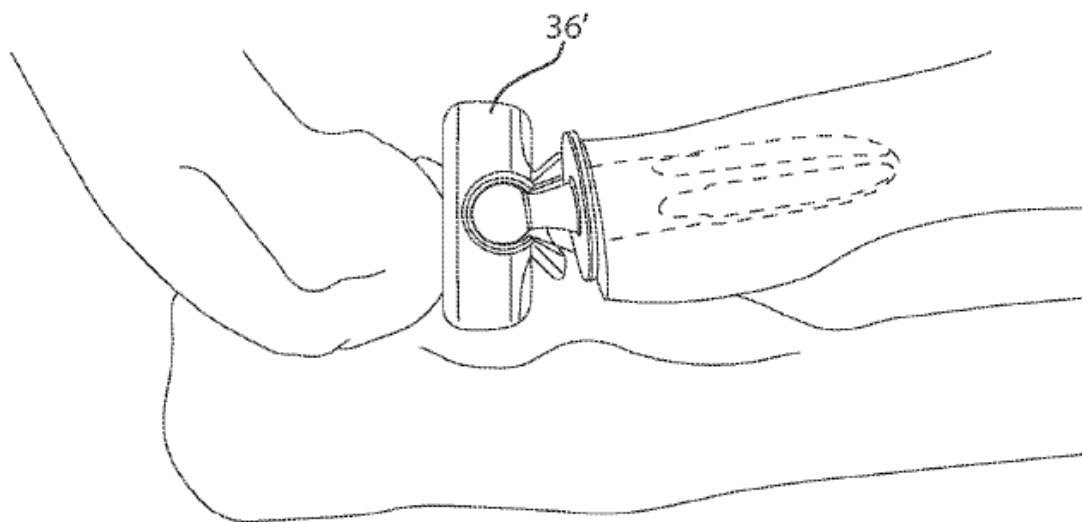


Fig. 17A

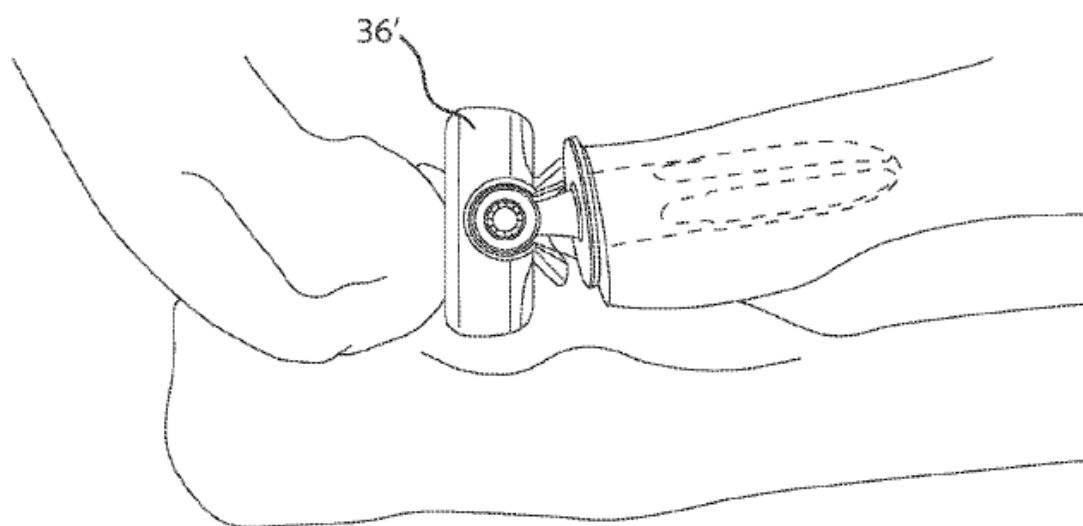


Fig. 17B