

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 658 591**

51 Int. Cl.:

A61B 17/17 (2006.01)

A61B 34/00 (2006.01)

A61B 34/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.08.2008 PCT/US2008/074520**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.09.2009 WO09108214**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.08.2008 E 08872996 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.11.2017 EP 2257229**

54 Título: **Sistema para identificar un punto de referencia**

30 Prioridad:

28.02.2008 WO PCT/US2008/055300

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

12.03.2018

73 Titular/es:

**SMITH & NEPHEW, INC. (100.0%)
1450 East Brooks Road
Memphis, TN 38116, US**

72 Inventor/es:

**RAINS, JAMES K.;
RITCHEY, NICHOLAS S.;
AUSTIN, GENE EDWARD;
FABER, HENRY B.;
GRUSIN, NATHANIEL K.;
SCHWÄGLI, TOBIAS;
RICCI, WILLIAM M.;
JANNA, SIED W. y
HEOTIS, CHARLES C.**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 658 591 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 para identificar un punto de referencia

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

5 Realizaciones de la presente invención generalmente están relacionadas con implantes ortopédicos y, más específicamente, con la identificación de puntos de referencia ciegos en implantes ortopédicos.

Técnica relacionada

10 El clavo femoral de trabado mutuo ha ampliado significativamente el alcance para la fijación intramedular (IM) de fracturas de huesos largos. Trabrar un clavo IM hace que la construcción sea más estable longitudinalmente y detiene la rotación del clavo dentro del hueso. Una cirugía típica de fijación de clavo IM implica una combinación de posicionadores, imagenología por rayos X y localizar y taladrar "a ojo" los orificios de tornillo distales.

15 En este procedimiento quirúrgico, se martillea un clavo IM en el canal de un hueso largo fracturado a fin de fijar juntos los extremos fracturados. Típicamente, primero se realiza el trabado proximal y es realizado usualmente con un posicionador. La deformación del clavo durante la inserción intramedular, sin embargo, puede hacer que un posicionador sea impreciso para los tornillos distales. La principal dificultad recae en el posicionamiento de los tornillos de trabado distales y la alineación del taladro para taladrar los orificios de tornillo distales porque es lo que lleva más tiempo y la desafiante etapa de procedimiento de implantación total. En consecuencia, las dos razones principales de fallo en trabado distal son un punto de entrada incorrecto en el hueso y mala orientación del taladro. Si uno de estos dos factores es incorrecto, entonces el taladro no atravesará el orificio de clavo.

20 Un punto de entrada impreciso también agrava el problema ya que el extremo redondeado de la broca a menudo resbala, y entonces es difícil colocar otro orificio de taladro próximo al anterior. Un trabado distal impreciso puede llevar a fallo prematuro con rotura del clavo a través del orificio de clavo, rotura del tornillo o rotura de la broca dentro del hueso.

25 Las técnicas manuales son las técnicas más comunes y aceptadas para mirar a los orificios de tornillo distales y predominan en la industria ortopédica. La mayor parte de las técnicas de fijar objetivo distal emplean un casquillo (manguito cilíndrico) que guía el taladro. Los mecanismos para alinear el casquillo de guía y mantenerlo en el sitio son diferentes. Hay casos donde los cirujanos usan un medio manguito (casquillo cortado longitudinalmente por la mitad) o un manguito completo para ayudar a mantener estable la broca durante el taladrado. En cualquier situación, el cirujano hará una incisión en el paciente e insertará el taladro a través de la incisión. Las técnicas manuales se basan principalmente en la habilidad manual del cirujano y hacen uso de imagenología radiográfica por rayos X y posicionadores mecánicos.

30 Otro método para lograr esto en clavos largos es usar una técnica llamada "círculos perfectos" con la ayuda de un brazo-C. Este es donde se orienta al paciente y el brazo-C de manera que cuando se ve fluoroscópicamente el implante, el orificio con el que tiene que pasar el tornillo parece ser en forma de círculo. Si el brazo-C no está perpendicular al orificio, entonces parecería oblongo o incluso ausente.

40 En la técnica sigue existiendo la necesidad de un sistema y un método para establecer como objetivo puntos de referencia de un implante médico. Además, en la técnica sigue existiendo la necesidad de posicionar con precisión los tornillos de trabado distales y alinear el taladro para taladrar los orificios de tornillo distales. La patente europea EP1382308 describe un sistema para fijar objetivo para trabar tornillos para un clavo intramedular usando sensores magnéticos.

Compendio de la invención

45 La invención está definida por la reivindicación 1 independiente. En las reivindicaciones dependientes se describen realizaciones preferidas. Se proporciona un sistema para identificar un punto de referencia. El sistema comprende un generador de campo para generar un campo magnético; un implante ortopédico ubicado dentro del campo magnético, el implante ortopédico tiene al menos un punto de referencia; una sonda retirable con un primer sensor magnético espaciado del al menos un punto de referencia; un identificador de punto de referencia que tiene un segundo sensor magnético; y un procesador para comparar datos de sensor del primer y el segundo sensor y usar la distancia establecida para calcular la posición del identificador de punto de referencia respecto al por lo menos un punto de referencia.

50 También se proporciona un sistema para identificar un punto de referencia, el sistema comprende: un generador de campo para generar un campo magnético; un implante ortopédico ubicado dentro del campo magnético, el implante ortopédico tiene al menos un punto de referencia y un surco longitudinal con una parte extrema proximal y una parte extrema distal; un primer sensor magnético montado en el implante ortopédico en la parte extrema distal del surco longitudinal y espaciado del al menos un punto de referencia una distancia establecida; un identificador de punto de

referencia que tiene un segundo sensor magnético; y un procesador para comparar datos de sensor del primer y el segundo sensor y usar la distancia establecida para calcular la posición del identificador de punto de referencia respecto al por lo menos un punto de referencia.

5 Según algunas realizaciones, el punto de referencia se selecciona del grupo que consiste en una estructura, un espacio vacío, una elevación, un canal, un fijador, un reborde, un surco, un miembro, una partición, un escalón, una abertura, un agujero, una cavidad, un hoyuelo, un conducto, una holgura, una hendidura, un orificio, un pasaje, una rendija, un orificio o una ranura.

Según algunas realizaciones, el implante ortopédico es un clavo intramedular.

10 Según algunas realizaciones, el implante ortopédico tiene una superficie exterior, una superficie interior que forma una canulación, y una pared entre las mismas, y el primer sensor magnético se monta dentro de la pared.

Según algunas realizaciones, el implante ortopédico incluye además un bolsillo y el primer sensor se ubica dentro del bolsillo.

Según algunas realizaciones, el implante ortopédico incluye además una cubierta.

15 Según algunas realizaciones, el implante ortopédico incluye además una segunda abertura adaptada para recibir una cubierta.

Según algunas realizaciones, el implante ortopédico incluye además un bolsillo circunferencial.

Según algunas realizaciones, el sistema incluye un cable conductor conectado al primer sensor magnético.

Según algunas realizaciones, el sistema incluye un asidero de inserción conectado de manera retirable al implante ortopédico.

20 Según algunas realizaciones, el sistema incluye un monitor conectado eléctricamente al procesador.

Según algunas realizaciones, el sistema incluye un cable conductor retirable conectado al primer sensor.

Según algunas realizaciones, el surco longitudinal está a lo largo de una superficie exterior del implante.

Según algunas realizaciones, el implante ortopédico incluye además una canulación, y el surco longitudinal está generalmente adyacente a la canulación.

25 Según algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia incluye un manguito de broca.

Según algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia incluye además una punta serrada.

Según algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia incluye además un tubo.

Según algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia incluye además un sensor de marcación.

Según algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia incluye además un asidero.

30 Según algunas realizaciones, el procesador proporciona retroinformación a un usuario.

Se proporciona un sistema para identificar un punto de referencia, el sistema comprende: un generador de campo para generar un campo magnético; un implante ortopédico ubicado dentro del campo magnético, el implante ortopédico tiene al menos un punto de referencia; un imán montado en el implante ortopédico y espaciado del al menos un punto de referencia una distancia establecida; un identificador de punto de referencia que tiene un sensor magnético; y un procesador para comparar datos de sensor del sensor magnético y usar la distancia establecida para calcular la posición del identificador de punto de referencia respecto al por lo menos un punto de referencia.

35 Se proporciona un método para identificar un punto de referencia, el método comprende: proporcionar un conjunto de implante ortopédico que tiene un implante ortopédico con un surco longitudinal y un cable conductor retirable que tiene un sensor magnético conectado al mismo situado dentro del surco longitudinal, el implante ortopédico que tiene una parte extrema proximal, una parte extrema distal, y al menos un punto de referencia en la parte extrema distal; implantar el conjunto de implante ortopédico en un paciente; instalar primero elementos de transfixión en la parte extrema proximal; identificar el al menos un punto de referencia usando un identificador de punto de referencia; instalar un elemento de transfixión en el al menos un punto de referencia en la parte extrema distal tras instalar primero elementos de transfixión en la parte extrema proximal; y retirar el cable conductor retirable.

45 Se proporciona una interfaz gráfica de usuario, que comprende: una primera parte que indica profundidad de taladro respecto a un implante; y una segunda parte que indica posición de identificador de punto de referencia respecto a un punto de referencia ubicado en el implante.

La invención tiene varias ventajas sobre dispositivos y técnicas anteriores. Primero, la invención funciona independientemente de fluoroscopia y elimina la necesidad de dispositivos de rayos X para buscar como objetivo elementos de transfijión, reduciendo de ese modo la exposición de usuarios y pacientes a radiación. Segundo, la invención permite a un usuario trabar el extremo de impulsión antes de trabar el extremo de no impulsión. En otras palabras, la invención no requiere el uso de una canulación de implante y permite el trabado proximal antes del trabado distal, en algunas realizaciones.

Rasgos, aspectos y ventajas adicionales de la presente invención, así como la estructura y funcionamiento de diversas realizaciones de la presente invención, se describen en detalle más adelante con referencia a los dibujos adjuntos.

10 **Breve descripción de los dibujos**

Los dibujos adjuntos, que se incorporan y forman parte de la memoria descriptiva, ilustran realizaciones de la presente invención y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la invención. En los dibujos:

la figura 1 ilustra un sistema para identificar un punto de referencia en una primera disposición;

la figura 2 es una vista en sección de un conjunto de implante ortopédico en una primera disposición;

15 la figura 3 ilustra un montaje de sensor en una primera disposición;

la figura 4 ilustra un montaje de sensor en una segunda disposición;

la figura 5 ilustra el sensor mostrado en la figura 4;

la figura 6 ilustra un conjunto de implante ortopédico según la invención,

la figura 7 es una vista delantera de un cable conductor retirable;

20 la figura 8 es una vista superior del conjunto de implante ortopédico mostrado en la figura 6;

la figura 9 ilustra un identificador de punto de referencia;

la figura 10 es una vista en sección que ilustra puntos de contacto en una primera realización;

la figura 11 es una vista en sección que ilustra puntos de contacto en una segunda realización;

la figura 12A es una vista en sección que ilustra una conexión eléctrica de engarce;

25 la figura 12B es una vista esquemática que ilustra la conexión eléctrica en una primera realización alternativa;

la figura 12C es una vista esquemática que ilustra una vista lateral de la conexión eléctrica mostrada en la figura 12B;

30 la figura 12D es una vista esquemática que ilustra la conexión eléctrica en una segunda realización alternativa;

la figura 13A es una vista parcial en perspectiva que ilustra mecanismos alternativos para alinear el implante ortopédico y el asidero de inserción en una primera realización;

la figura 13B es una vista parcial en perspectiva que ilustra mecanismos alternativos para alinear el implante ortopédico y la conexión eléctrica en una segunda realización alternativa;

35 la figura 14 ilustra la conexión del asidero de inserción al implante ortopédico;

la figura 15 ilustra el sistema para identificar un punto de referencia en una segunda realización;

la figura 16 es un esquema que ilustra criterios de selección de vista;

la figura 17 es un diagrama de flujo que ilustra la etapa de selección de vista;

40 la figura 18 es un esquema que ilustra un primer método alternativo para alinear el identificador de punto de referencia;

la figura 19 es un esquema que ilustra un segundo método alternativo para alinear el identificador de punto de referencia;

la figura 20 ilustra un monitor con vistas ejemplares;

- la figura 21 ilustra una realización alternativa del identificador de punto de referencia;
- la figura 22 ilustra una primera realización alternativa del asidero de inserción;
- la figura 23 ilustra el sistema para identificar un punto de referencia en una tercera realización;
- la figura 24 ilustra una segunda realización alternativa del asidero de inserción;
- 5 la figura 25 ilustra un sistema para identificar un punto de referencia en una tercera realización;
- la figura 26 ilustra una vista en sección transversal detallada del clavo intramedular;
- la figura 27 ilustra una realización de empaquetado;
- la figura 28 ilustra un método para conectar el sistema a una red;
- la figura 29 ilustra un sistema para identificar un punto de referencia en una cuarta realización;
- 10 la figura 30 ilustra un primer diagrama de flujo para usar el sistema;
- la figura 31 ilustra un segundo diagrama de flujo para usar el sistema;
- la figura 32 ilustra una segunda realización para hacer seguimiento de la profundidad de taladro;
- las figuras 33A y 33B ilustran una tercera realización para hacer seguimiento de la profundidad de taladro;
- la figura 34 ilustra una cuarta realización para hacer seguimiento de la profundidad de taladro;
- 15 la figura 35 ilustra un asidero de inserción.
- la figura 36 ilustra una vista en perspectiva superior de una parada ajustable;
- la figura 37 ilustra una vista en perspectiva inferior de la parada ajustable mostrada en la figura 36;
- la figura 38 ilustra un tercer diagrama de flujo para calibración de sistema.

Descripción detallada de las realizaciones

20 Haciendo referencia a los dibujos adjuntos en los que números de referencia semejantes indican elementos semejantes, la figura 1 ilustra un sistema 10 para identificar un punto de referencia en una primera disposición. El sistema 10 incluye un procesador 12, un generador de campo magnético 16, un identificador de punto de referencia 18 y un conjunto de implante ortopédico 28. En algunas realizaciones, el sistema 10 incluye además un monitor 14 conectado eléctricamente al procesador 12 y un asidero de inserción 40 conectado de manera retirable al conjunto de implante ortopédico 28. En la figura 1 el procesador 12 se representa como ordenador de escritorio pero se pueden usar igualmente otros tipos de dispositivos informáticos. Como ejemplos, el procesador 12 puede ser un ordenador de escritorio, un ordenador portátil, un asistente personal de datos (PDA), un dispositivo móvil de mano, o un dispositivo dedicado. En la realización representada, el generador de campo magnético es un dispositivo disponible en Ascension Technology Corporation de 107 Catamount Drive, Milton Vermont, EE. UU.; Northern Digital Inc. de 103 Randall Drive, Waterloo, Ontario, Canadá; o Polhemus de 40 Hercules Drive, Colchester Vermont, EE. UU. Por supuesto, se pueden usar otros generadores. Como ejemplos, el generador de campo 16 puede proporcionar un campo electromagnético de corriente continua pulsada o un campo electromagnético de corriente alterna. En algunas realizaciones, el sistema 10 incluye además una unidad de control (no se muestra) conectada al generador de campo magnético 16. La unidad de control controla el generador de campo, recibe señales de sensores inductivos móviles pequeños, y se comunica con el procesador 12, ya sea por cable o inalámbricamente. En algunas realizaciones, la unidad de control puede ser incorporada en el procesador 12 ya sea mediante hardware o software.

El sistema 10 es un sistema magnético de seguimiento de posición. Para fines ilustrativos, el sistema 10 incluye un generador de campo magnético 16 que comprende bobinas inductivas electromagnéticas adecuadamente dispuestas que sirven como marco magnético de referencia espacial (es decir, X, Y, Z). El sistema 10 incluye además sensores inductivos móviles pequeños, que se conectan al objeto que se está siguiendo. Se debe entender que se podrían acomodar fácilmente otras variantes. La posición y la orientación angular de los sensores inductivos móviles pequeños se determinan a partir de su acoplamiento magnético al campo de fuente producido por el generador de campo magnético 16.

45 Cabe señalar que el generador de campo magnético 16 genera una secuencia, o grupo, aquí seis, de diferentes formas, o distribuciones, espaciales de campo magnético, cada una de las cuales es detectada por los sensores inductivos móviles pequeños. Cada secuencia permite que los sensores inductivos móviles pequeños produzcan una secuencia de señales. El procesamiento de la secuencia de señales permite la determinación de posición y/u orientación de los sensores inductivos móviles pequeños, y por tanto la posición del objeto en el que se monta el

sensor inductivo móvil pequeño con respecto al marco magnético de coordenadas de referencia que está en relación fija con el generador de campo magnético 16. El procesador 12 o la unidad de control usan el sistema de coordenadas de referencia y los datos detectados para crear una matriz de transformación que comprende información de posición y orientación.

5 El identificador de punto de referencia 18 se usa para establecer como objetivo un punto de referencia, tal como un punto de referencia en el conjunto de implante ortopédico 28. El identificador de punto de referencia 18 incluye uno o más sensores inductivos móviles pequeños. En la realización representada, el identificador de punto de referencia 18 tiene un segundo sensor 20. El identificador de punto de referencia 18 puede ser cualquier número de dispositivos. Como ejemplos, el identificador de punto de referencia puede ser una guía de taladro, un manguito de broca, un taladro, un morro de taladro, un cañón de taladro, un mandril de taladro, o un elemento de fijación. En la realización representada en la figura 1, el identificador de punto de referencia 18 es un manguito de broca. En algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia puede incluir uno o más de una punta serrada 22, un tubo 24 y un asidero 26. Al tubo 24 también se le puede hacer referencia como casquillo, cilindro, guía, o guía de colocación de taladrado/tornillo. En la realización representada, el segundo sensor 20 se orienta respecto a un eje del tubo 24, que puede recibir un taladro. Esta desviación del sensor 20 respecto al tubo 24 permite ubicar la posición y la orientación del tubo en el espacio en seis dimensiones (tres traslacionales y tres angulares) respecto al generador de campo magnético 16 u otro sensor en el sistema. En algunas realizaciones, puede ser necesario calibrar el procesador 12 para ajustar la distancia de desviación del segundo sensor 20. En algunas realizaciones, el identificador de punto de referencia 18 y el generador de campo 16 pueden ser combinados en un único componente. Por ejemplo, el generador de campo 16 puede ser incorporado dentro del asidero 26.

El conjunto de implante ortopédico 28 incluye un implante 30 y uno o más sensores inductivos móviles pequeños. En la realización representada, el conjunto de implante ortopédico 28 tiene un primer sensor 32. En la realización representada en la figura 1, el implante 30 es en forma de clavo intramedular pero se pueden usar otros tipos de implantes. Como ejemplos, el implante puede ser un clavo intramedular, una placa ósea, una cadera protésica o una rodilla protésica. El primer sensor 32 se orienta en una posición predeterminada respecto a uno o más puntos de referencia en el implante 30. Como ejemplos, el punto de referencia puede ser una estructura, un espacio vacío, una elevación, un canal, un fijador, un reborde, un surco, un miembro, una partición, un escalón, una abertura, un agujero, una cavidad, un hoyuelo, un conducto, una holgura, una hendidura, un orificio, un pasaje, una rendija, un orificio, o una ranura. En la realización representada en la figura 1, los puntos de referencia son orificios de transfixión 31. La desviación del primer sensor 32 respecto al punto de referencia permite ubicar la posición del punto de referencia en el espacio en seis dimensiones (tres traslacionales y tres angulares) respecto al generador de campo magnético 16 u otro sensor en el sistema, tal como el segundo sensor. En algunas realizaciones, puede ser necesario calibrar el procesador para ajustar la distancia de desviación del primer sensor 32.

El primer sensor 32 y el segundo sensor 20 se conectan al procesador 12. Esto se puede conseguir por cable o inalámbricamente. El primer sensor 32 y el segundo sensor 20 pueden ser un sensor de seis grados de libertad configurado para describir la ubicación de cada sensor en tres ejes traslacionales, llamados generalmente X, Y y Z y tres orientaciones angulares, llamadas generalmente cabeceo, guiñada y vuelco. Al localizar el sensor en estos marcos de referencia, y conocer la ubicación y orientación de cada sensor, el identificador de punto de referencia 18 puede ser ubicado respecto al punto de referencia en el implante 30. En una realización particular, la información de los sensores permite a un cirujano planificar el camino quirúrgico para la fijación y alinear apropiadamente un taladro con un orificio de fijación ciego. En la realización representada, los sensores 32, 20 son un sensor de seis grados de libertad de Ascension Technology Corporation de 107 Catamount Drive, Milton Vermont, EE. UU.; Northern Digital Inc. de 103 Randall Drive, Waterloo, Ontario, Canadá; o Polhemus de 40 Hercules Drive, Colchester Vermont, EE. UU. Por supuesto, se pueden usar otros sensores.

El primer sensor 32 puede ser conectado al implante 30. Por ejemplo, el primer sensor 32 puede ser conectado a una superficie exterior 37. En la realización representada en la figura 1, el implante 30 incluye además un surco 34 y un bolsillo 36 (se ve mejor en la figura 2). El surco 34 y el bolsillo 36 se ubican en una pared del implante 30. En la disposición representada, el primer sensor 32 está pensado para ser conectado al implante 30 e instalado en un paciente para la vida en servicio del implante 30. Además, en algunas disposiciones, el conjunto de implante ortopédico 28 incluye una cubierta 38 para cubrir el bolsillo 36 y/o el surco 34. La cubierta 38 puede estar sustancialmente a ras con la superficie externa 37 del implante 30. Por consiguiente, en algunas realizaciones, el implante 30 incluye una segunda abertura 39 (se ve mejor en la figura 2) para recibir la cubierta 38.

El primer sensor 32 puede ser amarrado a cables conductores para comunicación y alimentación. Los cables conductores, y el sensor, se puede fijar al implante 30. Se puede usar un cable conductor 50 para conectar el primer sensor 32 al procesador 12 o a la unidad de control. El cable conductor 50 se puede hacer de hilo metálico biocompatible. Como ejemplo, el cable conductor 50 se puede hacer de hilo metálico DFT disponible en Fort Wayne Metals Research Products Corp., 9609 Indianapolis Road, Fort Wayne, Indiana 46809. DFT es una marca comercial registrada de Fort Wayne Metals Research Products Corp. Se puede usar un primer conector 52 para colocar el cable conductor 50 respecto al implante 30. Se puede usar un segundo conector 54 para conectar el cable conductor 50 a otro dispositivo, tal como el procesador 12, la unidad de control o el asidero de inserción 40.

5 El primer sensor 32 se puede fijar en el bolsillo 36 usando una variedad de adhesivos de alta rigidez o polímeros, entre otras resinas epoxi, poliuretanos, polimetilmetacrilato, polieteretercetona, adhesivos curables por UV, silicona y cianoacrilatos de calidad médica. Como ejemplo, se puede usar EPO-TEK 301 disponible en Epoxi Technology, 14 Fortune Drive, Billerica, Massachusetts 01821. El cable conductor 50 se puede fijar en el surco de una manera similar. Estos tipos de métodos de fijación no afectan negativamente a las prestaciones de los componentes eléctricos. Después de eso, la cubierta 38 se puede colocar sobre el implante 30 y soldarse en el sitio. Por ejemplo, las cubiertas se pueden soldar con láser al implante.

10 El monitor 14 se puede configurar para exponer la posición y la orientación del primer sensor 32 y el segundo sensor 20 de modo que la pantalla puede mostrar a un cirujano posiciones y orientaciones de ambos sensores relativas entre sí. El procesador 12 puede enviar datos posicionales, ya sea por cable o inalámbricamente, a una interfaz de usuario, que puede exponer gráficamente posiciones relativas del identificador de punto de referencia y el implante en el monitor. La vista expuesta en el monitor 14 puede ser orientada respecto al identificador de punto de referencia de modo que el cirujano pueda visualizar la interfaz de usuario como extensión del identificador de punto de referencia. La interfaz de usuario también puede ser orientada de modo que el cirujano pueda ver el monitor simultáneamente con el campo quirúrgico.

15 El asidero de inserción 40 puede ser usado para instalación del conjunto de implante ortopédico 28 y también puede ser usado para dirigir los cables conductores desde el primer sensor 32. Por ejemplo, el asidero de inserción 40 puede dirigir cables conductores tanto de comunicación como de alimentación entre el implante 30 y el procesador 12.

20 En la disposición representada en la figura 1, el identificador de punto de referencia 18 y el asidero de inserción 40 incluyen, cada uno, un módulo de comunicación 21, 25 para transmitir inalámbricamente datos desde el sensor 20, 32 al procesador 12, pero los expertos en la técnica entenderán que se pueden usar otros métodos, tales como por hilo metálico. En la realización representada, el segundo conector 54 se enchufa en el módulo de comunicación 25. Como alternativa, y como se explica en mayor detalle más adelante, el implante 30 y el asidero de inserción 40 pueden tener contactos eléctricos de emparejamiento que forman una conexión cuando los componentes se ensamblan de manera que el primer sensor 32 se conecta al módulo de comunicación 25.

25 En algunas realizaciones, el implante 30 puede incluir un circuito de comunicación y una antena para comunicación inalámbrica. La alimentación para el primer sensor 32 y/o el circuito de comunicación se pueden posicionar dentro del asidero de inserción 40. Por ejemplo, se puede colocar una batería dentro del asidero de inserción 40 para transferir alimentación al primer sensor 32 y/u otra electrónica. Como alternativa, el circuito de comunicación, la antena y la batería se pueden ubicar dentro del asidero de inserción 40 y cada uno de estos puede ser amarrado al primer sensor 32. En incluso otra realización, el implante 30 puede incluir una bobina para alimentar inductivamente el circuito de comunicación y comunicar datos desde el primer sensor 32. La fuente de alimentación puede ser un modo de única fuente o puede ser un modo doble CA/CC.

30 En uso, el conjunto de implante ortopédico 28 se instala en un paciente. Por ejemplo, en el caso de fijación interna, el clavo intramedular se coloca dentro de un canal intramedular. Opcionalmente, el usuario puede usar elementos de transfixión, tales como tornillos, para trabar primero el extremo proximal del clavo intramedular. Un operador usa el dispositivo para fijar objetivo 18 y el primer sensor 32 para identificar los puntos de referencia 31. Por ejemplo, en el caso de fijación de clavo intramedular, un cirujano usa el dispositivo para fijar objetivo 18 para identificar los orificios de transfixión ciegos y taladrar a través de los orificios para la colocación de un elemento de transfixión.

35 La figura 2 ilustra además el implante 30 como se muestra en la figura 1. El implante 30 incluye el primer sensor 32, el surco longitudinal 34, el bolsillo 36, la cubierta 38 y la segunda abertura 39. Como ejemplos, la cubierta 38 puede comprender lámina de oro o titanio. En algunas realizaciones, el implante 30 incluye una superficie interior 35 que forma una canulación 33. El implante 30 incluye la superficie exterior 37.

40 La figura 3 ilustra una primera disposición del primer sensor 32. El primer sensor 32 incluye dos bobinas con capas cruzadas entre sí y que tiene un ángulo alfa.

45 Las figuras 4 y 5 ilustran una segunda disposición del primer sensor 32. El primer sensor incluye dos bobinas generalmente ortogonales entre sí a fin de establecer la orientación y posición en los seis grados de libertad. Una primera bobina se puede orientar a lo largo de la longitud del implante 30. La segunda bobina se puede orientar ya sea envolviendo alrededor de la circunferencia del implante, por ejemplo en un surco, o a lo largo del radio del implante 30. Adicionalmente, si bien se prefiere que las bobinas estén perpendiculares entre sí, se pueden usar otras orientaciones, aunque las matemáticas pueden ser más complejas. Además, las bobinas se pueden orientar espiralmente alrededor del implante 30. Una orientación de este tipo puede permitir colocar dos bobinas perpendiculares entre sí con ambas bobinas colocadas tanto a lo largo de la longitud del implante como a lo largo de la circunferencia del implante 30.

50 Las figuras 6-8 ilustran una realización del conjunto de implante ortopédico según la invención. El conjunto de implante ortopédico 60 incluye el implante 30. En la realización representada en la figura 6, el implante 30 incluye puntos de referencia en forma de orificios de transfixión 31. El implante 30 incluye un surco longitudinal interno 66 y

un cable conductor retirable 64. En la realización representada en la figura 8, un diámetro del surco longitudinal 66 se muestra como intersecando con la canulación 33; sin embargo, en otras realizaciones, el diámetro del surco longitudinal interno está contenido entre la superficie exterior 37 y la superficie interior 35. El cable conductor retirable 64 incluye el primer sensor 32 en su parte extrema distal 65. El primer sensor 32 se ubica con una desviación conocida desde los puntos de referencia 31. El implante en las figuras 6-8 comprende material biocompatible, y puede ser una aleación de metal o un polímero. El surco longitudinal 66 puede ser mecanizado o moldeado en el sitio.

En uso, el implante 30 con el cable conductor retirable se instala en un paciente. Por ejemplo, en el caso de fijación interna, el clavo intramedular se coloca dentro de un canal intramedular. Opcionalmente, el usuario puede usar elementos de transfixión, tales como tornillos, para trabar primero el extremo proximal del clavo intramedular. Debido a la ubicación del surco longitudinal 66, el cable conductor retirable 64 no interfiere con trabar primero el extremo proximal del clavo intramedular. Un operador usa el dispositivo para fijar objetivo 18 y el primer sensor 32 para identificar los puntos de referencia 31. Por ejemplo, en el caso de fijación de clavo intramedular, un cirujano usa el dispositivo para fijar objetivo 18 para identificar los orificios de transfixión ciegos y taladrar a través de los orificios para la colocación de un elemento de transfixión. Tras asegurar el implante 30, la operador retira el cable conductor retirable 64 y puede ser desechado.

La figura 9 ilustra una realización particular del identificador de punto de referencia 18 como se muestra en la figura 1. En la realización representada, el identificador de punto de referencia 18 incluye el sensor 20, la punta serrada 22, el tubo 24 y el asidero 26. Un taladro 90 tiene marcas 92 que interactúan con un sensor de marcación 19 adyacente al tubo 24. La interacción es similar a una pareja de calibres de medición digitales en que la posición entre la marca 92 y el sensor 19 es igual a una distancia. Esta distancia se puede usar para determinar la profundidad del taladro en el hueso y en última instancia la longitud del tornillo óseo que se insertará en el orificio taladrado. Las lecturas de distancia, o profundidad de taladro, son obtenibles únicamente cuando los sensores 92 y 19 están en las cercanías entre sí, es decir, el taladro 90 está dentro del tubo 24. Dispositivos de medición ejemplares se muestran en la patente de EE. UU. n.º 6.675.491 expedida el 13 de enero de 2004 para Sasaki et al. y en la patente de EE. UU. n.º 7.253.611 expedida el 7 de agosto de 2007 para Me et al., en la realización representada, el sensor de marcación 19 se conecta al módulo de comunicación 21. Como alternativa, el sensor de marcación 19 se puede conectar por cable al procesador 12. En la figura 9, el módulo de comunicación 21 incluye un tercer conector 23 para conexión eléctrica al procesador 12. En las figuras 32-34 se muestran realizaciones adicionales del identificador de punto de referencia.

Las figuras 10-12 ilustran métodos ejemplares para conectar eléctricamente el implante 30 al asidero de inserción 40, que tiene contactos eléctricos correspondientes. En la figura 10, elementos de predisposición 72 predisponen los contactos 70 hacia el asidero de inserción 40. En la figura 11, el implante 30 tiene contactos eléctricos elastoméricos 74. En la figura 12A, hilos metálicos que se extienden entre el cable conductor 50 y otro componente se engarzan juntos en el empalme 76. En un método, los hilos metálicos se desgarran para liberarse y separarse en el empalme 76 tras la instalación del conjunto de implante ortopédico 28. En incluso otro método, los hilos metálicos se cortan por encima del empalme 76 tras la instalación del conjunto de implante ortopédico 28. En las figuras 12B y C, se sueldan dos placas flexibles 53 junto a una o más plaquitas 57 para conectar un mazo de cables 55 al sensor. El mazo de cables 55 se puede montar en el asidero de inserción 40 o dentro de una canulación del asidero de inserción 40. En la realización representada, se sueldan juntas cuatro pastillas 57. Las pestañas de trabado 59 se emparejan entre el implante 30 y el asidero de inserción 40 para aguantar abrasión y tensión asociadas con el inserción de implante. Una vez se retira el asidero de inserción, se puede tirar del mazo de cables 55 de manera que todos los materiales no biocompatibles se extraen con él. En la figura 12D, se conectan anillos 61, 63 durante la fabricación. Tras la implantación, ambos anillos 61, 63 son retirados tirando de un hilo metálico enfundado 67.

Haciendo referencia ahora a las figuras 13A y b, el implante 30 y/o el asidero de inserción 40 pueden incluir uno o más rasgos de alineación 44 y una hendidura de emparejamiento 80 o pasador de alineación 46 y orificio de emparejamiento 82. El asidero de inserción se puede configurar para alinearse con una superficie superior del implante. En una realización, el asidero de inserción puede tener una chaveta configurada para emparejarse con una ranura en el implante. Se puede usar otras guías de alineación. Adicionalmente, la guía puede tener un conector eléctrico configurado para emparejarse a un conector eléctrico en el implante. La conexión entre la guía y el implante puede ser cargada por resorte para asegurar el contacto eléctrico entre los conectores eléctricos. A fin de evitar el acortamiento de la conexión entre la guía y el implante, el conector eléctrico puede ser aislado. Como otro ejemplo de conectar eléctricamente el asidero de inserción al implante, los conectores eléctricos pueden incluir un poste y anillos deslizantes. Los anillos se pueden ubicar sobre el implante, y los postes ubicarse sobre el asidero de inserción. Los postes se predisponen para contactar con los anillos. En una realización de este tipo, la ubicación angular del asidero de inserción respecto al eje del implante no es fija. Esto permitirá que el asidero de inserción sea posicionado en el implante sin importar la posición angular.

En otra realización mostrada en la figura 13B, el implante 30 y/o el asidero de inserción 40 pueden incluir uno o más pasadores de alineación 47 y orificio de emparejamiento 83. Los pasadores de alineación 47 pueden ser pasadores de punta de lanza diseñados para acoplarse una única vez y cuando son retirados, la pasadores agarran parte del implante para retirar todos los materiales no biocompatibles con ellos.

Cualquiera de los conectores eléctricos anteriores puede incluir un dispositivo de almacenamiento de memoria (no se muestra) para almacenar valores de desviación para calibración de sensor.

5 Haciendo referencia ahora a la figura 14, el implante 30 y el asidero de inserción 40 pueden hacerse de un tamaño de manera que quede espacio disponible para el primer conector 52 incluso cuando los componentes se ensamblan o emparejan.

10 Como ejemplo, el sistema para identificar un punto de referencia puede ser usado para fijar como objetivo orificios de tornillo ciegos de un clavo intramedular implantado. El clavo intramedular es implantado en el paciente. El generador de campo electromagnético es activado. El procesador recibe señales del sensor montado en el clavo intramedular y del sensor montado en el identificador de punto de referencia, tal como un manguito de broca. Un programa informático que corre en el procesador usa la información de los al menos dos sensores y los expone gráficamente en posición relativa en el monitor. Un cirujano mueve el identificadores de punto de referencia a la posición usando retroinformación proporcionada por el procesador. Cuando el identificador de punto de referencia está en la ubicación apropiada, el cirujano taladra a través de hueso y el clavo intramedular para crear un orificio de tornillo. En algunas realizaciones, el procesador puede proporcionar retroinformación como la profundidad del orificio taladrado. El cirujano puede entonces colocar un tornillo a través del orificio taladrado para fijar el orificio ciego del clavo intramedular.

15 La figura 15 ilustra un sistema 110 para identificar un punto de referencia en una segunda realización. El sistema 110 incluye un procesador 112, un identificador de punto de referencia 118 y un conjunto de implante ortopédico 128. En algunas realizaciones, el sistema 110 incluye además un monitor 114 y un asidero de inserción 140.

20 El identificador de punto de referencia 118 se usa para fijar como objetivo un punto de referencia. El identificador de punto de referencia 118 incluye un segundo sensor 120. En la realización representada en la figura 15, el identificador de punto de referencia 118 es un manguito de broca con una punta serrada 122, un tubo 124 y un asidero 126. En la realización representada, el segundo sensor 120 se orienta respecto a un eje del tubo, que puede recibir un taladro. Esta desviación del sensor respecto al tubo permite ubicar la posición del tubo en el espacio en seis dimensiones (tres traslacionales y tres angulares) respecto al transmisor u otro sensor en el sistema. En algunas realizaciones, puede ser necesario calibrar el procesador para ajustar la distancia de desviación del segundo sensor 120.

25 El conjunto de implante ortopédico 128 incluye un implante 130 y un imán 132. El imán puede ser un imán permanente o un electroimán. El imán 132 se orienta en una posición predeterminada respecto a un punto de referencia en el implante ortopédico 130. Esta desviación del imán respecto al punto de referencia permite ubicar la posición del punto de referencia en espacio en seis dimensiones (tres traslacionales y tres angulares) respecto al transmisor u otro sensor en el sistema, tales como el segundo sensor. En algunas realizaciones, puede ser necesario calibrar el procesador para ajustar la distancia de desviación del imán 132. En la realización representada en la figura 1, el implante 130 incluye además un bolsillo 136 y una cubierta 138. En el caso de un electroimán, un cable conductor 150 se conecta al imán 132 y está contenido dentro de un surco 134.

30 Como ejemplo, el sistema para identificar un punto de referencia puede ser usado para fijar como objetivo orificios de tornillo ciegos de un clavo intramedular implantado. El clavo intramedular es implantado en el paciente. El procesador recibe señales del sensor montado en el identificador de punto de referencia, tal como un manguito de broca. Un programa informático que corre en el procesador usa la información del sensor y expone gráficamente el sensor en posición relativa al imán en el monitor. Un cirujano mueve el identificadores de punto de referencia a la posición usando retroinformación proporcionada por el procesador. Cuando el identificador de punto de referencia está en la ubicación apropiada, el cirujano taladra a través de hueso y el clavo intramedular para crear un orificio de tornillo. En algunas realizaciones, el procesador puede proporcionar retroinformación como la profundidad del orificio taladrado. El cirujano puede entonces colocar un tornillo a través del orificio taladrado para fijar el orificio ciego del clavo intramedular.

35 La figura 16 ilustra un método para seleccionar vistas correspondientes a la posición de identificador de punto de referencia. En algunas realizaciones, la vista expuesta en el monitor depende de la ubicación del identificador de punto de referencia respecto al implante. El diámetro del implante se descompone en sectores o campos. En la realización representada en la figura 16, el diámetro se descompone en tres campos: (A) De 135 grados a 225 grados; (B) de 0 grados a 135 grados; y (C) de 225 grados a 360 grados. La vista inicial se basa en la orientación de identificador de punto de referencia respecto al implante. Conforme el usuario mueve el identificador de punto de referencia acercándolo o alejándolo del implante, el monitor expone imágenes ampliadas o disminuidas en el campo seleccionado.

40 La figura 17 es un diagrama de flujo para selección de vista y exposición de un punto de referencia. El proceso puede ser repetido para múltiples puntos de referencia. El procesador 12 usa la matriz de transformación en las siguientes etapas de proceso. En la etapa 200, se calcula la posición de identificador de punto de referencia respecto al implante sobre la base de las posiciones de los sensores pertinentes, y se selecciona para exponer el punto de referencia más cercano al identificador de punto de referencia. En la etapa 210, se define una vista global que muestra el implante entero con el punto de referencia seleccionado orientado para una visualización apropiada.

Una vista global es análoga a ver el implante a una distancia. En la etapa 220, se toma la decisión de si hay múltiples puntos de referencia que tienen la misma orientación. Si es así, entonces en la etapa 230, el procesador calcula qué punto de referencia está más cerca de la posición de identificador de punto de referencia y lo selecciona para visualización. Si no así, en la etapa 240, se define una vista local y es centrada sobre el punto de referencia seleccionado. Una vista local es análoga a ver el implante en las cercanías. En algunas realizaciones, puede ser deseable ocultar el identificador de punto de referencia cuando se define la vista local. En las etapas 250, 260 y 270, el procesador 12 identifica la distancia desde el identificador de punto de referencia al punto de referencia y dependiendo de la decisión tomada, oculta o representa el identificador de punto de referencia. En la etapa 250, se calcula la distancia desde el identificador de punto de referencia al punto de referencia y se hace una comparación entre la distancia D calculada y variables establecidas T_{Global} y T_{Local} . Si $D > T_{Global}$ entonces se selecciona la vista global en la etapa 260 y el procesador procede a la etapa 285. Si $D < T_{Local}$, entonces se selecciona la vista local y se centra sobre el punto de referencia en la etapa 270. Después de eso, el proceso procede a la etapa 275. En la etapa opcional 275, se oculta el identificador de punto de referencia. De otro modo, se calcula una posición de cámara intermedia sobre la base de la distancia D para permitir una transición suave desde vista global a una vista local en la etapa 280. En la etapa 285, se muestra el identificador de punto de referencia. En la etapa 290, se representa la escena con posición de cámara seleccionada.

La figura 18 es un esquema que ilustra un primer método alternativo para alinear el identificador de punto de referencia. Se puede usar un programa informático que corre en el procesador para coger la información de los al menos dos sensores y exponerlos gráficamente en posición relativa (el segundo sensor respecto al primer sensor) en el monitor. Esto permite al usuario utilizar el sistema para guiar la colocación del identificador de punto de referencia. En el caso de taladrar un orificio ciego de clavo intramedular, el sistema guía al usuario en la colocación del manguito de broca y posteriormente taladrar con precisión a través del orificio en el clavo intramedular. La interfaz gráfica de usuario puede incluir una guía de alineación para cada uno de los grados de libertad. Se puede establecer un nivel mínimo de alineación de manera que el cirujano continúe orientando el identificador de punto de referencia hasta que cada uno de los grados de libertad cumpla el nivel mínimo de alineación para una colocación eficaz del identificador de punto de referencia. El ejemplo de la figura 18 muestra un caso donde la colocación en la dirección Y cumple la colocación de seguimiento mínima requerida. Sin embargo, ninguno de la otros grados de libertad traslacionales o rotacionales cumple los requisitos mínimos. Si bien las magnitudes del seguimiento se muestran como gráficos de barras, se pueden usar otras representaciones gráficas, tales como codificación por color.

La figura 19 es un esquema que ilustra un segundo método alternativo para alinear el identificador de punto de referencia. En esta realización, una interfaz gráfica que usa una pluralidad de ledes para posicionar el taladro se puede colocar sobre el identificador de punto de referencia, tal como un manguito de broca. Usando los ledes para seguir por trayectoria el taladro, el cirujano puede alinear el taladro con el orificio de fijación ciego. La trayectoria puede usar adicionalmente exposiciones secundarias para añadir más información al sistema. Por ejemplo, para afectar a la magnitud de ajuste, la trayectoria puede incluir ledes destellando de modo que destello a alta frecuencia requiere ajustes más grandes mientras que destello a baja frecuencia puede requerir ajustes más pequeños. De manera similar, colores pueden añadir información en relación con ajustes en la alineación.

La figura 20 ilustra un monitor con vistas ejemplares. Una primera parte 500 indica la distancia que el taladro está en cada lado del implante. Esto puede proporcionar al usuario un mejor entendimiento de la profundidad de taladro y alertar al usuario cuándo parar cuando se haya logrado la profundidad de taladro apropiada. La segunda parte 510 proporciona al usuario información de alineación. Como ejemplo, se pueden obtener datos de profundidad de taladro usando la realización mostrada en la figura 9.

La figura 21 ilustra una realización alternativa del identificador de punto de referencia. El identificador de punto de referencia se configura para exponer, con ledes, la información de posición y trayectoria para una alineación apropiada. El tamaño de los ledes puede exponer información adicional en relación con la magnitud del ajuste requerido. La luz de trayectoria puede exponer una simple activación/desactivación entre una trayectoria alineada y una trayectoria mal alineada. Como otro ejemplo, el led de trayectoria puede ser codificado por color para sugerir la magnitud de ajuste necesario para una alineación apropiada.

La figura 22 ilustra una primera realización alternativa del asidero de inserción 700. El asidero de inserción 700 incluye una ranura arqueada 710. La ranura arqueada limita el movimiento del identificador de punto de referencia 18, 118 dentro del espacio operativo. En el caso de identificar un orificio ciego de tornillo, la ranura arqueada limita el movimiento del manguito de broca para ajuste fino de su posición. En algunas realizaciones, el asidero de inserción 700 incluye un carro 712 que recibe el identificador de punto de referencia y se monta en la ranura 710.

La figura 23 ilustra el sistema para identificar un punto de referencia en una tercera realización. En esta realización, el implante ortopédico 800 es una placa ósea y el asidero de inserción 810 es una guía fijada a la placa ósea. En la realización representada, el sensor inductivo se coloca en la superficie del implante ortopédico 800 respecto a uno o más puntos de referencia. La guía 810 puede permitir a un identificador de punto de referencia 818 trasladarse y/o rotar respecto a la guía para alinear apropiadamente el identificador de punto de referencia con un punto de referencia 802, tal como un orificio de sujetador. Adicionalmente, donde múltiples orificios de fijación están en el implante, entonces orificios de guía adicionales 812 en la guía 810 pueden ayudar a aproximar la posición de los

orificios de fijación adicionales.

5 La figura 24 ilustra una segunda realización alternativa del asidero de inserción. El asidero de inserción 900 incluye ajuste fino en la posición del identificador de punto de referencia 918 mediante el uso de servomotores pequeños 920, 922, 924. Los servomotores 920, 922, 924 pueden ajustar la orientación y la posición del identificador de punto de referencia 918. El control de los servos puede ser automático o puede ser controlado por un cirujano.

10 La figura 25 ilustra un hueso 100 y un sistema 1010 para identificar un punto de referencia en una tercera realización. El sistema 1010 incluye una unidad de control 1012, un generador de campo 1014, un identificador de punto de referencia 1016, un clavo intramedular 1024 y una sonda 1029. Al identificador de punto de referencia 1016 también se le puede hacer referencia como un fijador de objetivo. La unidad de control 1012 puede ser incluida como parte del procesador descrito anteriormente o puede ser una unidad separada. El clavo intramedular 1024 se inserta en el hueso 100, y el clavo intramedular 1024 tiene un orificio o punto de referencia 1028. En la realización representada, el generador de campo 1014 se conecta eléctricamente a la unidad de control 1012. En la realización representada, un asidero de inserción 1022 se conecta de manera retirable al clavo intramedular 1024. El asidero de inserción 1022 y/o el clavo intramedular 1024 pueden ser canulares. En algunas realizaciones, el asidero de inserción 1022 incluye un tercer sensor 1032.

15 El identificador de punto de referencia 1016 incluye un segundo sensor 1020. El identificador de punto de referencia 1016 puede guiar una broca 1018, y la broca 1018 se puede conectar a un taladro (no se muestra). El segundo sensor 1020 se puede conectar a la unidad de control 1012, ya sea por cable o inalámbicamente. En algunas realizaciones, el generador de campo 1014 puede ser montado directamente sobre el identificador de punto de referencia 1016.

20 La sonda 1029 incluye un hilo metálico 1030, una cinta 1034 y una parada 1036. En la realización representada, la cinta 1034 es cinta guía de acero inoxidable serie 300 de 0,32 cm de ancho por 0,15 cm de gruesa (0,125 pulgadas de ancho por 0,060 pulgadas de grueso) disponible en Ideal Industries, Inc. de Sycamore, Illinois. Sin embargo, los expertos en la técnica entenderán que se pueden usar otros materiales y otros tamaños. Por ejemplo, como cinta 25 1034 se puede usar cualquier banda estrecha de polímero, material composite o metal, pero se puede preferir usar metal no ferroso. La cinta 1034 puede ser bobinada antes de la colocación en el clavo intramedular 1024. Bobinar de la cinta 1034 puede provocar que tenga una curvatura natural. La cinta 1034 puede tener, en algunas realizaciones, una geometría rectangular que ayuda a orientar la cinta conforme se coloca en una canulación del clavo intramedular 1024. También se puede usar una geometría ovalada, cuadrada o circular. En algunas realizaciones, el hilo metálico 1030 puede ser conectado funcionalmente a la cinta 1034. Por ejemplo, esto se puede conseguir mediante el uso de un adhesivo o un sujetador. La cinta 1034 puede incluir graduaciones o fijadores para indicar una profundidad de la cinta conforme es insertada en el implante.

30 Un primer sensor 1026 se conecta a la unidad de control 1012, ya sea por cable o inalámbicamente. En la realización representada, el primer sensor 1026 se conecta mediante el uso del hilo metálico 1030 y un conector 1038. En algunas realizaciones, se puede omitir el conector 1038. El primer sensor 1026 se puede conectar a un extremo distal de la cinta 1034, y la parada 1036 se puede conectar a un extremo proximal de la cinta 1034.

35 En algunas realizaciones, la sonda 1029 puede incluir un alojamiento de sensor (no se muestra) para alojar el primer sensor 1026. El alojamiento de sensor se puede conectar a la cinta 1034. El alojamiento de sensor se puede hacer de un material no ferroso, tal como un polímero, un composite o un metal. El alojamiento de sensor puede incluir un alivio de tensiones apropiado para proteger el hilo metálico 1030 contra esfuerzos. El alojamiento de sensor puede ser construido y dispuesto para ser suficientemente grande como para sostener el primer sensor 1026 pero suficientemente pequeño como para encajar a través de la canulación del asidero de inserción o el implante. Además, el alojamiento de sensor puede ser construido y dispuesto para ser suficientemente largo como para permitir el paso a través de curvas de clavo intramedular, arqueo de clavo intramedular y/o curvas en la instrumentación pertinente. Una geometría de las caras de ataque y de salida del alojamiento de sensor se puede diseñar de manera que el alojamiento de sensor no se quede cogido o enganchado en la canulación de la instrumentación o implante.

40 La parada 1036 puede ser usada para controlar la colocación del sensor 1026. Si la cinta 1034 tiene una longitud fija y se conoce la distancia desde el extremo del asidero de inserción al orificio 1028, se puede lograr una colocación repetible del primer sensor 1026. La cinta 1034 puede ser de longitud suficiente de manera que el sensor 1026 se alinee con el orificio 1028, adyacente al orificio 1028, o desplazado del orificio 1028.

45 En algunas realizaciones, se puede omitir el asidero de inserción 1022. En un caso de este tipo, se puede seleccionar una longitud diferente de cinta de manera que la parada 1036 se acopla a una parte o extremo del clavo 1024.

50 La figura 26 ilustra una vista detallada del clavo intramedular 1024, el sensor 1026 y el orificio 1028. El sensor 1026 puede ser alineado con el orificio 1028, adyacente al orificio 1028, o desplazado respecto el orificio 1028. En la realización representada, el sensor 1026 está generalmente adyacente al orificio 1028.

En uso, el clavo intramedular 1024 se coloca en el hueso 100. El asidero de inserción 1022 puede ser conectado al clavo intramedular 1024. La sonda 1029 es introducida a través de la canulación del asidero de inserción 1022 y en la canulación del clavo intramedular 1024 hasta que la parada 1036 se acopla al asidero de inserción 1022. En una realización particular, el hilo metálico 1030 se conecta a la unidad de control 1012, y los sensores 1026, 1020, y 1032 se calibran usando la unidad de control 1012. En algunas realizaciones, la sonda 1029 puede ser retirada tras la calibración. Si es así, se puede usar el tercer sensor 1032 y una matriz de transformación para identificar la posición relativa del segundo sensor 1020 y por tanto del identificador de punto de referencia 1016. Opcionalmente, el usuario puede usar elementos de transfixión, tales como tornillos, para trabar primero el extremo proximal del clavo intramedular. Un operador usa el identificador de punto de referencia 1016 y el primer sensor 1026 para identificar los puntos de referencia 1028. Por ejemplo, en el caso de fijación de clavo intramedular, un cirujano usa el identificador de punto de referencia 1016 para identificar los orificios de transfixión ciegos y taladrar a través de los orificios para la colocación de un elemento de transfixión.

La figura 27 ilustra una realización de empaquetado. En general, los clavos intramedulares deben ser esterilizados antes de la implantación. Si el sensor se instala en el clavo intramedular antes de la esterilización, el sensor puede perder su calibración durante el proceso de esterilización, particularmente si el proceso de esterilización implica radiación. Por ejemplo, se puede usar radiación gamma para esterilizar herméticamente componentes sellados, tales como el sensor. La realización representada en la figura 27 ilustra una manera de mantener la esterilización del clavo intramedular mientras se permite la recalibración del sensor. La realización representada en la figura 27 incluye un primer paquete 1040, un segundo paquete 1042, un primer conector 1044, un segundo conector 1046 y un cable 1048. En la realización representada, un sensor (no se muestra) y el clavo intramedular 1024 se ubican dentro del primer paquete 1040. Como alternativa, la sonda 1029 y el sensor se ubican dentro del primer paquete 1040. En incluso otro ejemplo, únicamente el sensor se ubica dentro del primer paquete 1040. Un dispositivo de memoria (no se muestra) se puede conectar al sensor. El dispositivo de memoria puede ser usado para almacenar una matriz de transformación de calibración ($x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2$) así como otros datos, tales como longitud y tamaño del clavo intramedular o la sonda. El dispositivo de memoria puede ser montado o colocado sobre el clavo intramedular 1024 o la sonda 1029. El primer conector 1044 se conecta eléctricamente, pero se conecta de manera retirable, al segundo conector 1046. El primer conector 1044 también se conecta eléctricamente al sensor o al dispositivo de memoria. El primer paquete 1040 mantiene la esterilización del dispositivo contenido dentro. El cable 1048 se conecta eléctricamente al segundo conector 1046 y a un dispositivo de almacenamiento (no se muestra). La calibración para el sensor es descargada del dispositivo de almacenamiento y transmitida a través de los conectores 1044, 1046 al sensor o al dispositivo de memoria. La etapa de calibración puede ser realizada durante la fabricación del sistema o inmediatamente antes de la implantación del implante.

La figura 28 ilustra un método para conectar el sistema 1010 a una red. La figura 28 ilustra una red 1060, un dispositivo informático 1050, el cable 1048, el segundo conector 1046, el primer conector 1044 y el clavo intramedular 1024. En la realización representada, un sensor (no se muestra) se ubica dentro del clavo intramedular 1024. Como alternativa, el sensor puede ser conectado a la sonda 1029 o ser autosostenido. En algunas realizaciones, el clavo intramedular 1024 puede ser envuelto con paquete, tales como el primer paquete 1040 y/o segundo paquete 1042 pero este no siempre es el caso. Un dispositivo de memoria (no se muestra) se puede conectar al sensor. El dispositivo de memoria puede ser usado para almacenar una matriz de transformación de calibración ($x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2$) así como otros datos, tales como longitud y tamaño del clavo intramedular o la sonda. El dispositivo de memoria puede ser montado o colocado sobre el clavo intramedular 1024 o la sonda 1029. La red 1060 puede ser una red de área local o una red de área ancha. El dispositivo informático 1054 se conecta a la red 1060. En algunas realizaciones, la comunicación por red puede ser encriptada. El cable 1048 conecta el dispositivo informático 1054 al sensor o al dispositivo de memoria mediante el uso de los conectores 1044, 1046. De esta manera, la calibración de sensor puede ser descargada desde el dispositivo informático 1054 y/o la red 1060. Si bien la realización representada ilustra el sensor dentro del clavo intramedular, este no siempre es el caso. El sensor puede ser conectado a la sonda o ser autosostenido. En algunas realizaciones, el dispositivo de memoria puede ser ubicado dentro de la unidad de control, y la unidad de control se conecta a la red para descargar los datos de calibración.

La figura 29 ilustra un sistema 1110 para identificar un punto de referencia en una cuarta realización. El sistema 1110 incluye una unidad de control 1112, un generador de campo 1114, un identificador de punto de referencia 1116, un clavo intramedular 1124, una acometida 1136 y una sonda 1129. La unidad de control 1112 puede ser incluida como parte del procesador descrito anteriormente o puede ser una unidad separada. El clavo intramedular 1124 se inserta en el hueso 100, y el clavo intramedular 1124 tiene un orificio o punto de referencia 1128. En la realización representada, el generador de campo 1114 se conecta a la unidad de control 1112, ya sea por cable o inalámbricamente. En la realización representada, un asidero de inserción 1122 se conecta de manera retirable al clavo intramedular 1124. El asidero de inserción 1122 y/o el clavo intramedular 1124 pueden ser canulares. En algunas realizaciones, el asidero de inserción 1122 incluye un tercer sensor 1144. La acometida 1136 puede incluir un cuarto sensor 1139.

El identificador de punto de referencia 1116 incluye un segundo sensor 1120. El identificador de punto de referencia 1116 puede guiar una broca 1018, y la broca 1018 se puede conectar a un taladro (no se muestra). El segundo sensor 1120 se puede conectar a la unidad de control 1112, ya sea por cable o inalámbricamente. En algunas realizaciones, el generador de campo 1114 puede ser montado directamente sobre el identificador de punto de

referencia 1116.

La sonda 1129 incluye un hilo metálico 1130, una cinta 1134 y una parada 1136. La cinta 1134 puede tener, en algunas realizaciones, una geometría rectangular que ayuda a orientar la cinta conforme se coloca en una canulación del clavo intramedular 1124. En algunas realizaciones, el hilo metálico 1130 puede ser conectado funcionalmente a la cinta 1134. Por ejemplo, esto se puede conseguir mediante el uso de un adhesivo o un sujetador. Un primer sensor 1126 se conecta a la unidad de control 1112, ya sea por cable o inalámbicamente. En la realización representada, el primer sensor 1126 se conecta mediante el uso del hilo metálico 1130. En algunas realizaciones, se puede usar un conector desconectable. El primer sensor 1126 se puede conectar a un extremo distal de la cinta 1134, y la parada 1136 se puede conectar a un extremo proximal de la cinta 1134. La parada 1136 puede ser usada para controlar la colocación del sensor 1126. Si la cinta 1134 tiene una longitud fija y se conoce la distancia desde el extremo del asidero de inserción al punto de referencia 1128, se puede lograr una colocación repetible del primer sensor 1126. La cinta 1134 puede ser de longitud suficiente de manera que el sensor 1126 se alinee con el punto de referencia 1128, adyacente al punto de referencia 1128, o desviado del punto de referencia 1128.

En uso, el clavo intramedular 1124 se coloca en el hueso 100. El asidero de inserción 1122 puede ser conectado al clavo intramedular 1124. La sonda 1129 es introducida a través del asidero de inserción 1122 y en el clavo intramedular 1124 hasta que la parada 1136 se acopla al asidero de inserción 1122. En una realización particular, el hilo metálico 1130 se conecta a la unidad de control 1112, y los sensores 1126, 1120 y 1132 se calibran usando la unidad de control 1112. En algunas realizaciones, la sonda 1129 puede ser retirada tras la calibración. Si es así, se puede usar el tercer sensor 1132 y/o el cuarto sensor 1139 y una matriz de transformación para identificar la posición relativa del segundo sensor 1120 y por tanto del fijador de objetivo 1116. Opcionalmente, el usuario puede usar elementos de transfixión, tales como tornillos, para trabar primero el extremo proximal del clavo intramedular. Un operador usa el identificador de punto de referencia 1116 y el primer sensor 1126 para identificar los puntos de referencia 1128. Por ejemplo, en el caso de fijación de clavo intramedular, un cirujano usa un identificador de punto de referencia 1116 para identificar los orificios de transfixión ciegos y taladrar a través de los orificios para la colocación de un elemento de transfixión.

La figura 30 ilustra un primer método para usar el sistema para identificar un punto de referencia. El método empieza en la etapa 1210. En la etapa 1212, se coloca el sensor en el clavo. En la etapa 1214, se conecta el asidero de inserción al clavo, y la acometida se conecta al asidero de inserción. En la etapa 1216, se conecta la unidad de control al sensor. En la etapa 1218, se calibra el sensor. En la etapa 1220, se alinea el sensor con el orificio. En la etapa 1222 se registra el posición de sensor mediante el uso de la unidad de control. En la etapa 1224, el sensor se retira del clavo. En la etapa 1226, el clavo se implanta en el hueso. En la etapa 1228, se taladra el orificio usando el fijador de objetivo. El método se detiene en la etapa 1230.

La figura 31 ilustra un segundo método para usar el sistema para identificar un punto de referencia. En la etapa 1310, se enciende el sistema de seguimiento. En la etapa 1312, se inserta el clavo intramedular en el hueso. En la etapa 1314, la sonda se inserta en el canal de clavo intramedular en una ubicación y orientación predeterminadas. En la etapa 1316, se toma la decisión de si el clavo intramedular necesita ser trabado proximalmente antes de distalmente. Si es así, entonces en la etapa 1326 la acometida se conecta al clavo. En la etapa 1328, se calcula una desviación entre la sonda y la acometida. En otras palabras, se crea una matriz de transformación. Como alternativa, la acometida no se conecta al clavo intramedular pero en cambio se usa un sensor montado en el asidero de inserción para calcular una desviación. En la etapa 1330, la sonda se retira del clavo. En la etapa 1334, el clavo es trabado proximalmente. Esto se puede conseguir mediante el uso del identificador de punto de referencia, un posicionador mecánico, o por operación manual. En la etapa 1336, el identificador de punto de referencia se usa para fijar como objetivo el taladro. En la etapa 1338, se taladra el orificio para el tornillo distal. En la etapa 1340, el clavo intramedular es trabado distalmente. Por otro lado, si la decisión es trabar distalmente primero, entonces en la etapa 1318 se usan el identificador de punto de referencia y la sonda para fijar como objetivo la broca. En la etapa 1320, se taladra el orificio para el tornillo distal. En la etapa 1322, el clavo intramedular es trabado distalmente. En la etapa 1324, la sonda se retira del clavo intramedular. En la etapa 1324, el clavo intramedular es trabado proximalmente. Esto se puede conseguir mediante el uso del identificador de punto de referencia, un posicionador mecánico, o por operación manual.

La figura 32 ilustra un sistema para medir la profundidad de la colocación de broca. El sistema 1400 incluye un estator 1410 y una deslizadera 1412. El estator 1410 y la deslizadera 1412 forman una distribución capacitiva que puede detectar movimiento relativo. Mover el estator 1410 y la deslizadera 1412 en una relación lineal relativamente entre sí provoca una fluctuación de tensión que puede ser interpretada y usada para determinar la distancia recorrida. En algunas realizaciones, un circuito electrónico de medición (no se muestra) y la deslizadera 1412 se pueden alojar dentro del identificador de punto de referencia, y la broca puede ser construida especialmente para que el estator 1410 esté a lo largo de la superficie exterior de modo que el estator 1410 y la deslizadera 1412 estén en proximidad lineal cercana entre sí. El movimiento lineal del estator de broca 1410 induce una tensión en la deslizadera de recepción 1412 que es interpretada por el circuito electrónico de medición como medición de distancia. La medición de distancia puede ser enviada a la unidad de control y/o ser expuesta en el monitor. Los sensores capacitivos son sumamente susceptibles a la humedad, y por tanto algunas realizaciones se pueden hacer para impedir que se desplacen líquidos, tales como fluidos corporales, entre el estator 1410 y la deslizadera 1412.

Dentro del identificador de punto de referencia se pueden incorporar anillos tóricos o alguna otra forma similar de toallitas a fin de mantener la broca sustancialmente libre de humedad.

Las figuras 33A y 33B ilustran otro sistema para medir la profundidad de la colocación de broca. El sistema 1500 incluye una tira o rueda de código reflectante 1510, una lente 1512 y un codificador 1514. La lente 1512 enfoca luz sobre la barra de la tira de código 1510. Conforme rota la tira de código 1510, un patrón de luz y sombra alternas, proyectado por la ventana y la barra, respectivamente, cae sobre fotodiodos del codificador 1514. El codificador 1514 convierte este patrón en salidas digitales que representan el movimiento lineal de la tira de código. En la realización representada, el codificador es un Codificador Óptico Reflectante AEDR-8300 de Avago Technologies disponible en Avago Tecnologías de 350 W Trimble Road, San Jose, California. Como alternativa, se puede usar el sistema de navegación USB, de un chip, basado en ledes de Avago Technologies ADNS-5000. El codificador y su electrónica de apoyo se pueden montar dentro del identificador de punto de referencia de modo que su región de entrada se oriente hacia una "ventana" en la canulación de identificador de punto de referencia. A la broca se le pueden añadir marcas, tales como anillos concéntricos coloreados oscuros o anillos reflectantes brillantes, a fin de mejorar la visibilidad de la broca para el codificador. Estas marcas también se podrían usar para denotar el punto cero de inicio para la medición. Conforme la broca se mueve linealmente dentro del identificador de punto de referencia, el codificador mide el movimiento de la broca. La medición de distancia puede ser enviada a la unidad de control y/o ser expuesta en el monitor.

La figura 34 ilustra incluso otro sistema para medición de profundidad de taladro. El sistema 1600 utiliza un Transformador Diferencial Variable Lineal (LVDT) 1612. Un LVDT es un tipo de transformador eléctrico usado para medir desplazamiento lineal. El LVDT 1612 incluye una pluralidad de bobinas solenoidales 1618 colocadas extremo con extremo alrededor de un tubo 1610, que es el identificador de punto de referencia en la realización representada. En la realización representada en la figura 34, la bobina central es la bobina primaria y las dos bobinas exteriores son las secundarias. Un núcleo ferromagnético cilíndrico 1610, tal como la broca, se desliza a lo largo del eje del tubo. Una corriente alterna 1614 es impulsada a través de la bobina primaria, provocando que sea inducida una tensión en cada secundaria proporcional a su inductancia mutua con la primaria. Un sensor de captación 1616 mide la magnitud de la tensión de salida, que es proporcional a la distancia movida por el núcleo (hasta su límite de traslación). La fase de la tensión indica la dirección del desplazamiento. Como el núcleo deslizante no toca el interior del tubo, se puede mover sin rozamiento, haciendo que el LVDT sea un dispositivo sumamente fiable. La ausencia de contactos deslizantes o rotatorios permite al LVDT ser sellado completamente contra el ambiente. La medición de distancia puede ser enviada a la unidad de control y/o ser expuesta en el monitor.

Las figuras 35-37 ilustran un asidero de inserción 1700 y una parada ajustable 1800. El asidero de inserción 1700 incluye un vástago 1710 que se conecta a un implante, tal como un clavo intramedular (no se muestra), en una parte extrema 1712. El asidero de inserción 1700 puede incluir una conexión rápida 1716 para la conexión a una acometida, proximal al dispositivo para fijar objetivo, o algún otro instrumento o aparato. El asidero de inserción incluye una parte superior 1714, que puede incluir un orificio y/o un rasgo de alineación. La parada ajustable 1800 puede incluir una ranura 1810, un miembro de alineación 1812, y un orificio de sujetador 1814.

En las realizaciones representadas en las figuras 35-37, la parada ajustable 1800 puede ser conectada de manera retirable a la parte superior 1714. En algunas realizaciones, la parada ajustable puede ser formada integralmente con el asidero de inserción 1700. En incluso otras realizaciones, la parada ajustable puede ser conectada permanentemente al asidero de inserción 1700. En la realización representada, el miembro de alineación 1812 encaja dentro de un rasgo de alineación de la parte superior para impedir la rotación de la parada ajustable. Se puede colocar un sujetador (no se muestra) a través del orificio de sujetador 1814 para conectar la parada ajustable al asidero de inserción 1700. La cinta 1034, 1134 se puede colocar a través de la ranura 1810, a través del vástago 1710, y adentro de la canulación de clavo intramedular. La ranura 1810 puede tener una forma que coincida con la geometría de la cinta para ayudar en su inserción o para impedir la rotación de la cinta. La cinta 1034, 1134 puede incluir marcas, graduaciones o fijadores para indicar una profundidad apropiada para la longitud de clavo dada. En algunas realizaciones, la parada ajustable 1800 puede incluir un mecanismo de trabado (no se muestra) para trabar temporalmente la cinta 1034, 1134 a una profundidad particular. En su forma más simple, el mecanismo de trabado puede ser un sujetador que acopla por rozamiento la cinta 1034, 1134.

La figura 38 ilustra un método para calibrar el sistema para identificar un punto de referencia. La calibración se necesita para tener precisión. El método empieza en la etapa 1900, que puede incluir encender el sistema. En la etapa 1910, la sonda y el identificador de punto de referencia se retiran del paquete, si lo hay, y se escanean. En algunas realizaciones, también se escanea la acometida. El escaneo puede incluir leer código de barras usando un lector de código de barras. El escaneo provoca que el sistema recupere valores de desviación de sensor que corresponden al código de barras de una tabla de búsqueda en la etapa 1912. La tabla de búsqueda puede ser local o accederse a ella por red, tal como internet. Como alternativa, la sonda y el identificador de punto de referencia pueden incluir un número de serie u otro identificador único, y el identificador único se usa conjuntamente con la tabla de búsqueda para recuperar valores de desviación de sensor. Los valores de desviación de sensor se almacenan en memoria local del sistema en la etapa 1914. En la etapa 1916, el usuario coloca la sonda respecto al implante e intenta seguir un punto de referencia usando el identificador de punto de referencia en la etapa 1916. En la etapa 1918, se toma la decisión de si la calibración es correcta. Si es así, el método finaliza en la etapa 1920. De

otro modo, se recuperan nuevos valores de desviación en la etapa 1912.

En una realización particular, la retroinformación proporcionada se selecciona del grupo que consiste en audible, visual y táctil. La retroinformación audible puede ser sacada a través de un altavoz, auriculares, audífonos o una pieza de oreja. La señal de retroinformación audible puede ser transmitida por cable o inalámbricamente usando radiofrecuencia o transmisión de datos terrestre. La retroinformación visual puede ser sacada a través de un tubo de rayos catódicos, una pantalla de cristal líquido o una pantalla de plasma. Los dispositivos de retroinformación visual pueden incluir, como ejemplos, un monitor de televisión, un asistente digital personal o un reproductor multimedia personal. La señal de retroinformación visual puede ser transmitida por cable o inalámbricamente usando radiofrecuencia o transmisión de datos terrestre. La retroinformación táctil puede ser sacada a través de guantes, instrumentos o una estera de suelo. La señal de retroinformación táctil puede ser transmitida por cable o inalámbricamente usando radiofrecuencia o transmisión de datos terrestre.

La invención incluye además un método para identificar un punto de referencia. El método incluye las etapas de: proporcionar un conjunto de implante ortopédico que tiene un implante ortopédico con un surco longitudinal y un cable conductor retirable que tiene un sensor magnético conectado al mismo situado dentro del surco longitudinal, el implante ortopédico que tiene una parte extrema proximal, una parte extrema distal, y al menos un punto de referencia en la parte extrema distal; implantar el conjunto de implante ortopédico en un paciente; instalar primero elementos de transfixión en la parte extrema proximal; identificar el al menos un punto de referencia usando un identificador de punto de referencia; instalar un elemento de transfixión en el al menos un punto de referencia en la parte extrema distal tras instalar primero elementos de transfixión en la parte extrema proximal; y retirar el cable conductor retirable. Este método permite trabado proximal del implante antes del trabado distal. Esta es una ventaja significativa sobre la técnica anterior ya que los dispositivos anteriores requerían trabado distal antes del trabado proximal.

La calibración de sistema puede ser conseguida durante la fabricación, tras la distribución, o inmediatamente antes de la implantación del implante. La etapa de calibración es análoga al alineamiento en cirugía asistida por ordenador. La calibración puede ser necesaria por diferentes razones. Por ejemplo, la calibración de sensor puede ser necesaria para corregir tolerancias de fabricación. El sistema se puede diseñar sobre la base de un modelo de diseño asistido por ordenador, y se usa calibración para colocar con precisión los sensores relativamente entre sí. El procesador o la unidad de control pueden incluir software para generar valores de desviación X, Y, Z, cabeceo, guiñada y vuelco para localizar los sensores en un sistema de coordenadas globales o simplemente colocación relativa entre sí.

En una realización, el sistema se fabrica y calibra durante la fabricación y se le asigna un identificador único, tal como un número de serie, código de color, código de barras, o etiqueta RFID. Si es necesario recalibrar el sistema, el identificador único se puede usar para recuperar los valores de desviación, ya sea localmente o en una red. Además, el identificador único puede ser usado para recuperar otros datos, tales como el tamaño del clavo intramedular o la longitud del clavo intramedular y/o la sonda.

A la vista de lo anterior, se verá que se consiguen y obtienen las varias ventajas de la invención.

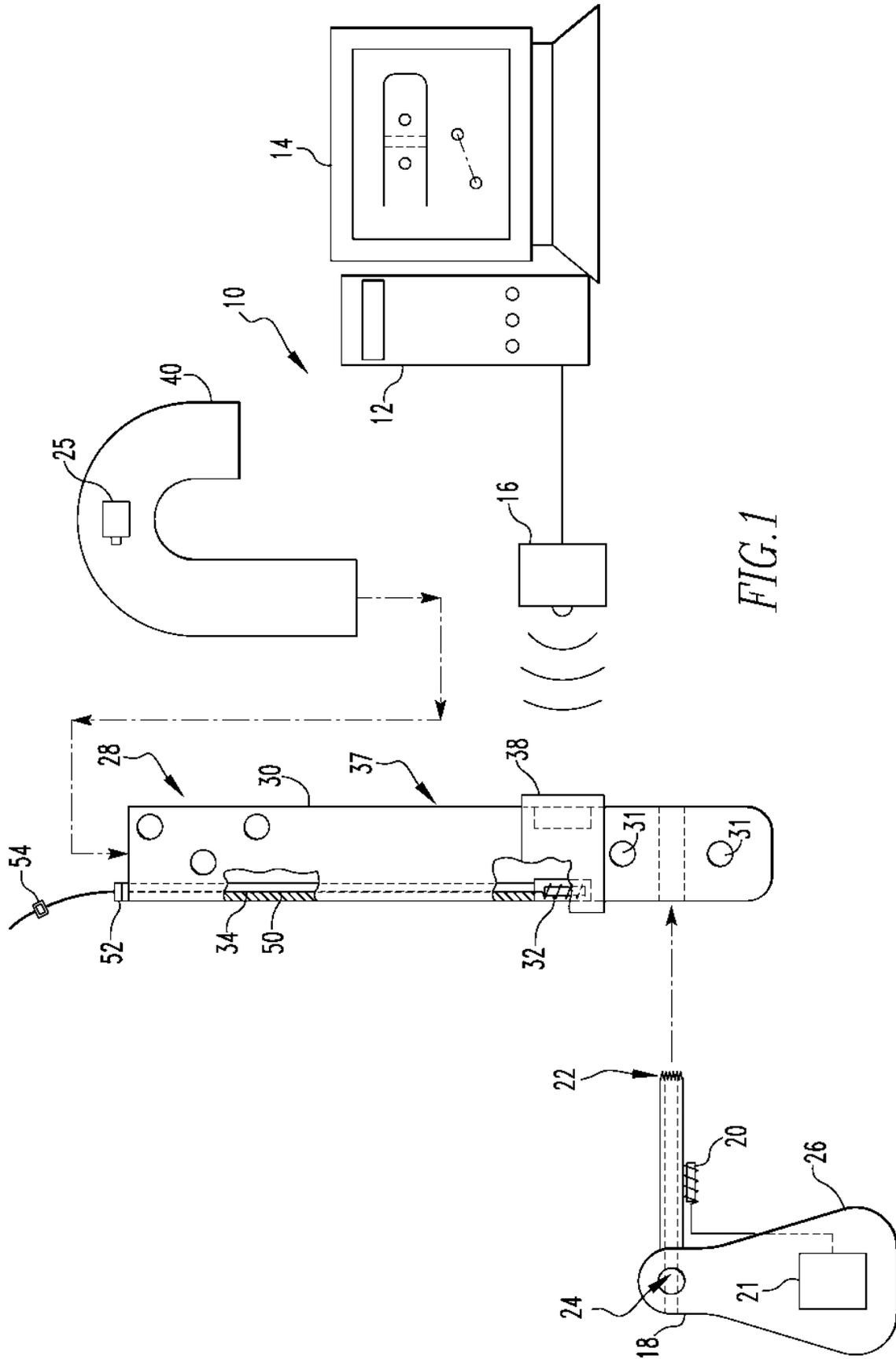
Las realizaciones fueron seleccionadas y descritas a fin de explicar mejor los principios de la invención y su aplicación práctica para permitir de ese modo que otros expertos en la técnica utilicen mejor la invención de diversas realizaciones y con diversas modificaciones, según se adapten al uso particular contemplado.

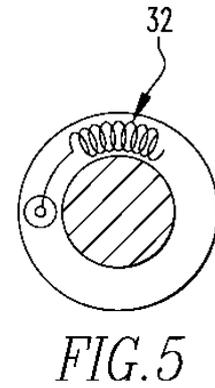
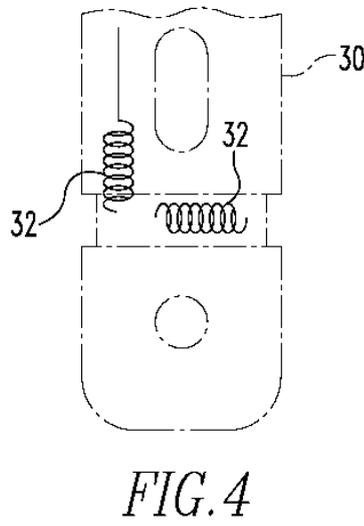
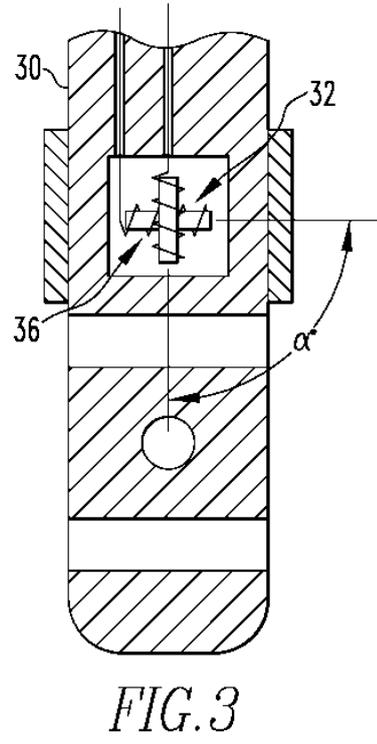
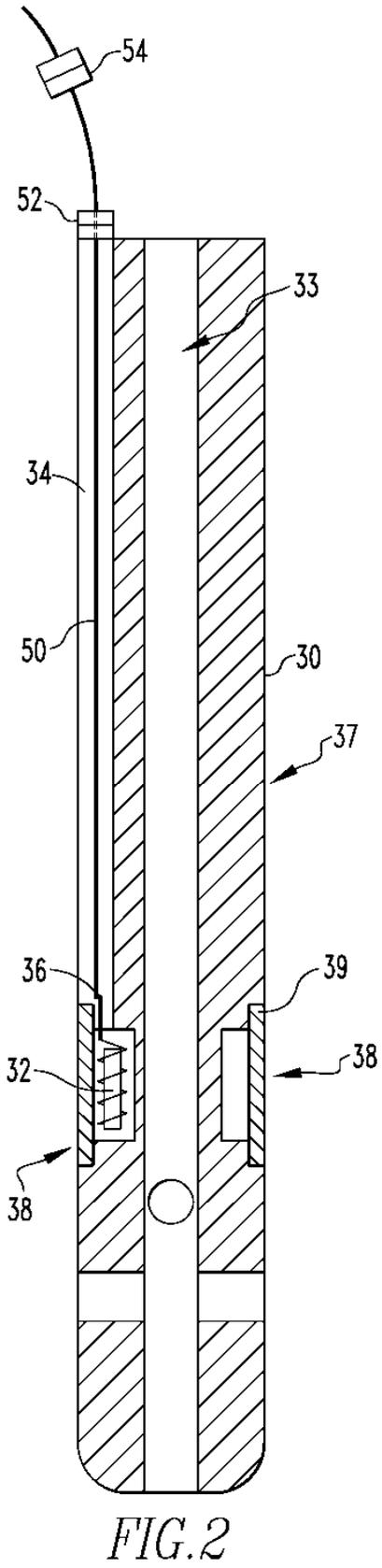
Como se pueden hacer diversas modificaciones en las construcciones y los métodos descritos e ilustrados en esta memoria, sin apartarse del alcance de la invención, se pretende que toda la materia contenida en la descripción anterior o como se muestra en los dibujos adjuntos se interprete como ilustrativa en lugar de en un sentido limitado. Por ejemplo, si bien la figura 1 ilustra un bolsillo para fijar el primer sensor al implante, se puede usar otra estructura y/o métodos para fijar juntos estos artículos. Así, la amplitud y el alcance de la presente invención no deben ser limitados por ninguno de las realizaciones ejemplares descritas anteriormente, sino que ha de definirse sólo según las siguientes reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para identificar un punto de referencia, el sistema comprende:
 un generador de campo (16) para generar un campo magnético;
 un implante ortopédico (30) ubicado dentro del campo magnético, el implante ortopédico tiene al menos un punto de referencia (31);
 una sonda retirable (64) que comprende un primer sensor magnético (32) espaciado una distancia establecida del al menos un punto de referencia;
 un identificador de punto de referencia (18) que tiene un segundo sensor magnético (20); y
 un procesador para comparar datos de sensor del primer y el segundo sensor y usar la distancia establecida para calcular la posición del identificador de punto de referencia respecto al por lo menos un punto de referencia, caracterizado por que el implante ortopédico incluye un surco longitudinal (66) en el que es insertable la sonda retirable, y en que el primer sensor magnético (32) está espaciado la distancia establecida del al menos un punto de referencia cuando la sonda retirable se inserta en el surco.
2. El sistema de la reivindicación 1, en donde el punto de referencia se selecciona del grupo que consiste en una estructura, un espacio vacío, una elevación, un canal, un fijador, un reborde, un surco, un miembro, una partición, un escalón, una abertura, un agujero, una cavidad, un hoyuelo, un conducto, una holgura, una hendidura, un orificio, un pasaje, una rendija, un orificio o una ranura.
3. El sistema de las reivindicaciones 1 o 2, en donde el implante ortopédico es un clavo intramedular.
4. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el implante ortopédico tiene una superficie exterior, una superficie interior que forma una canulación, y una pared entre las mismas.
5. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, que comprende además un asidero de inserción (40) conectado de manera retirable al implante ortopédico, y el asidero de inserción tiene un tercer sensor.
6. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-5, que comprende además un monitor (14) conectado eléctricamente al procesador (12).
7. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-6, que comprende además una acometida con un cuarto sensor.
8. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en donde la sonda retirable comprende además una cinta.
9. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en donde el identificador de punto de referencia comprende un manguito de broca.
10. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en donde el identificador de punto de referencia comprende además una punta serrada.
11. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, en donde el procesador proporciona retroinformación a un usuario.
12. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en donde el surco longitudinal es un surco interno.
13. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en donde el surco longitudinal está a lo largo de una superficie exterior del implante ortopédico.
14. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 4 a 11, en donde el surco longitudinal está adyacente a la canulación.

40





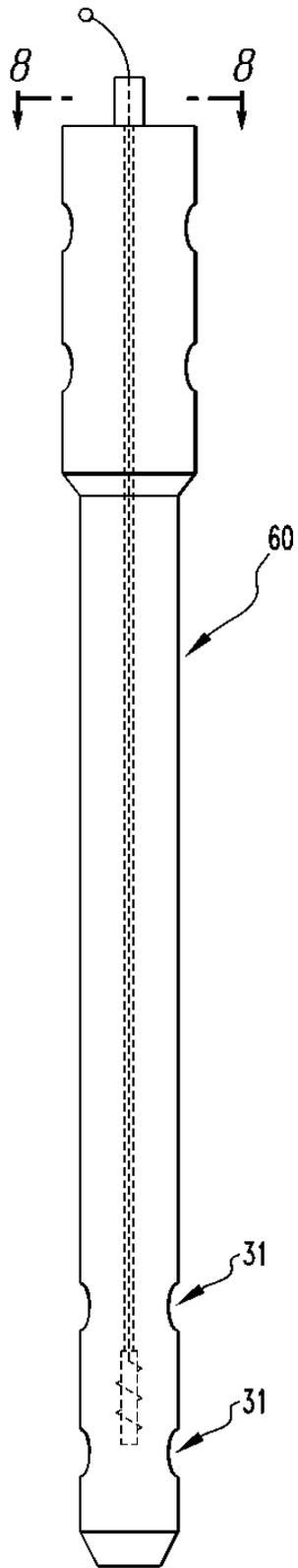


FIG. 6

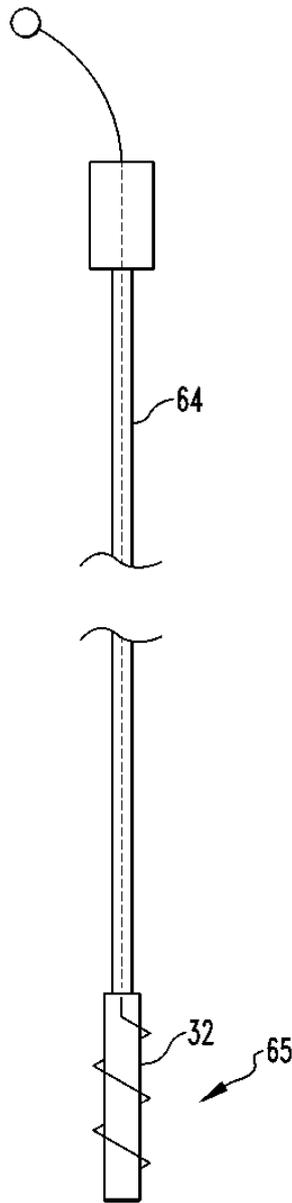


FIG. 7

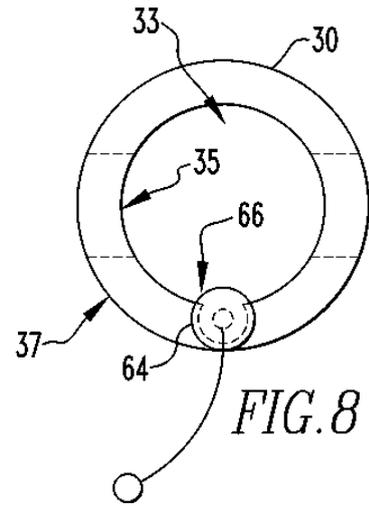
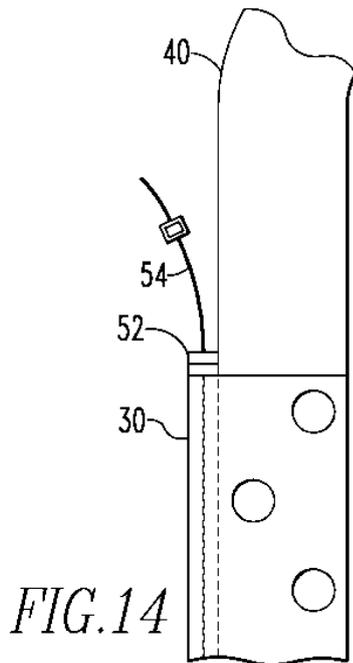
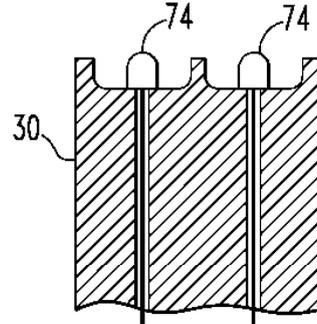
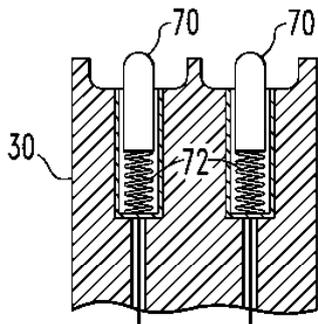
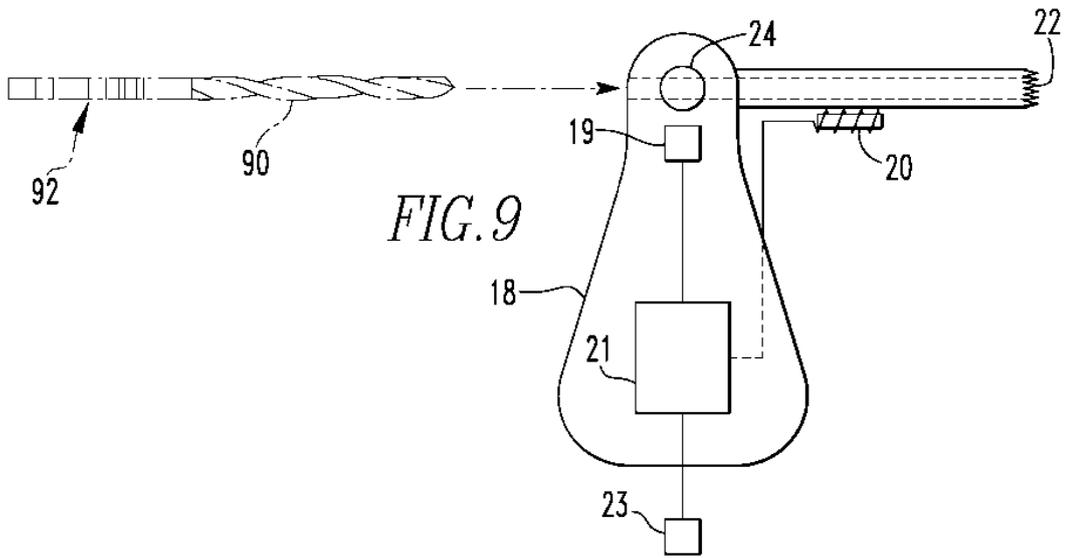


FIG. 8



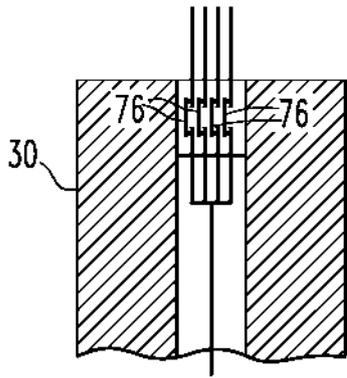


FIG. 12A

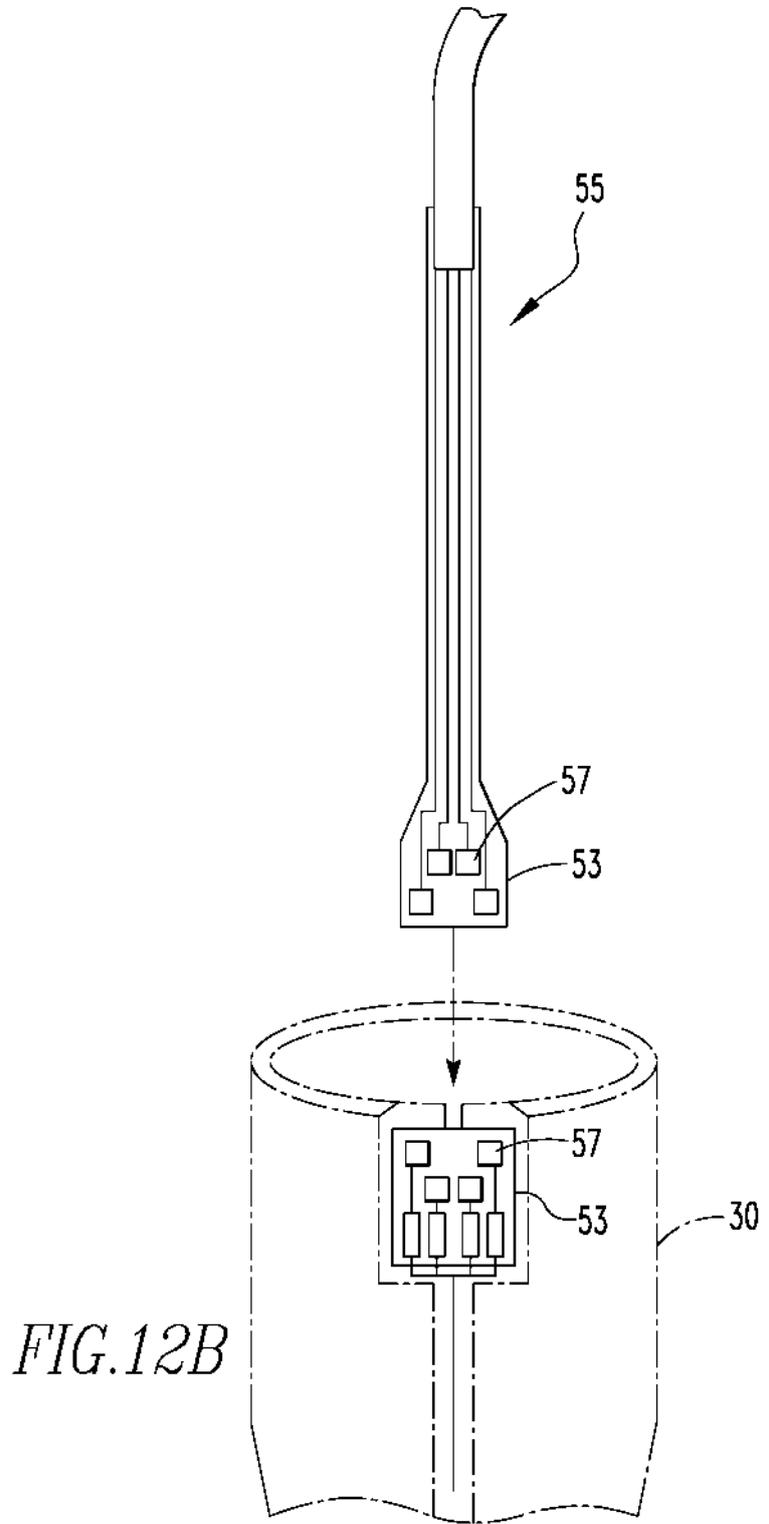


FIG. 12B

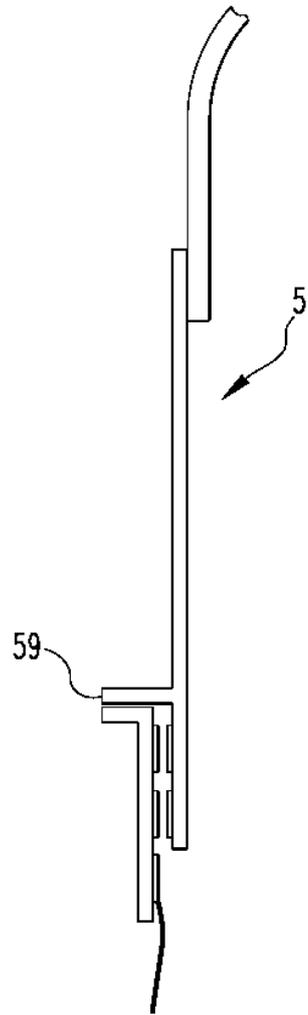


FIG. 12C

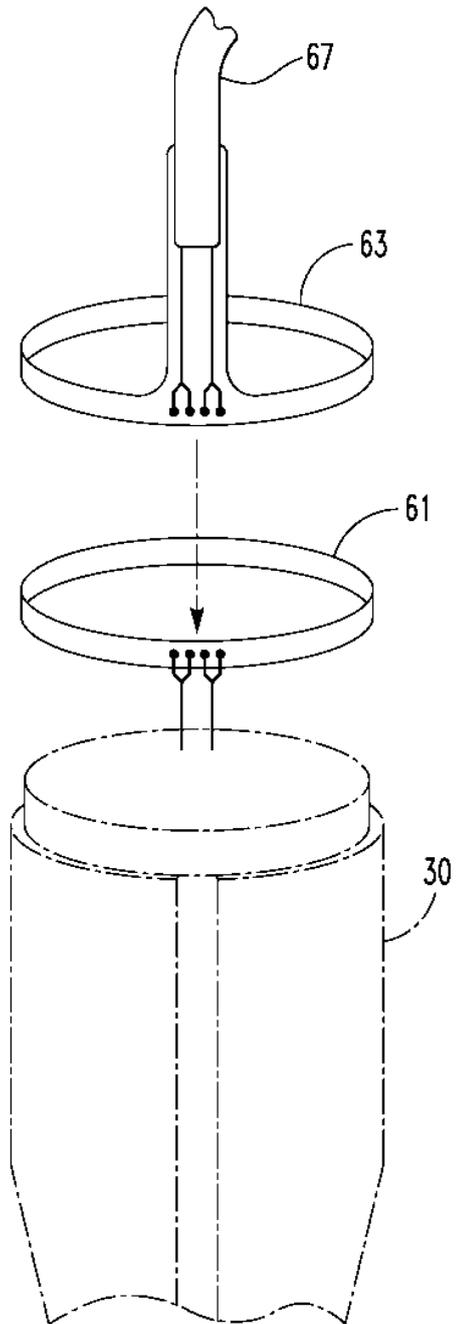


FIG. 12D

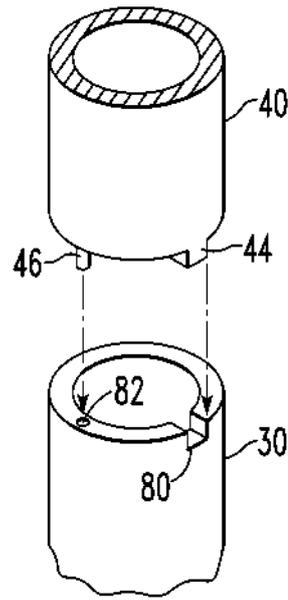


FIG. 13A

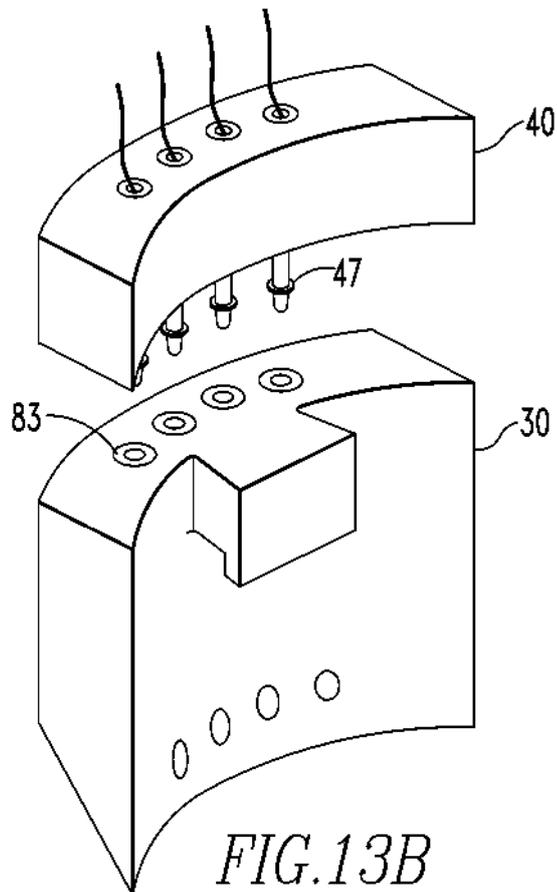
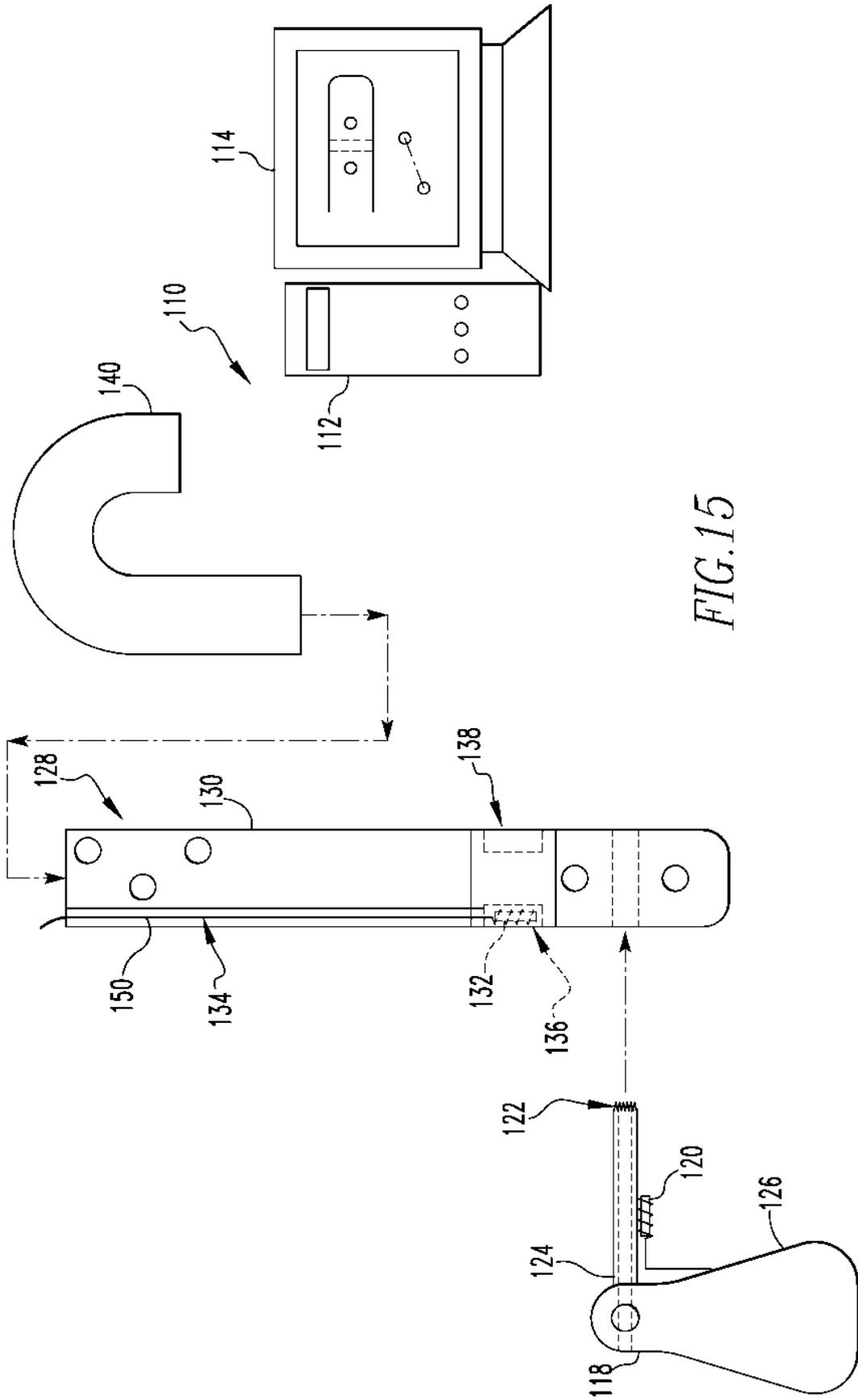


FIG. 13B



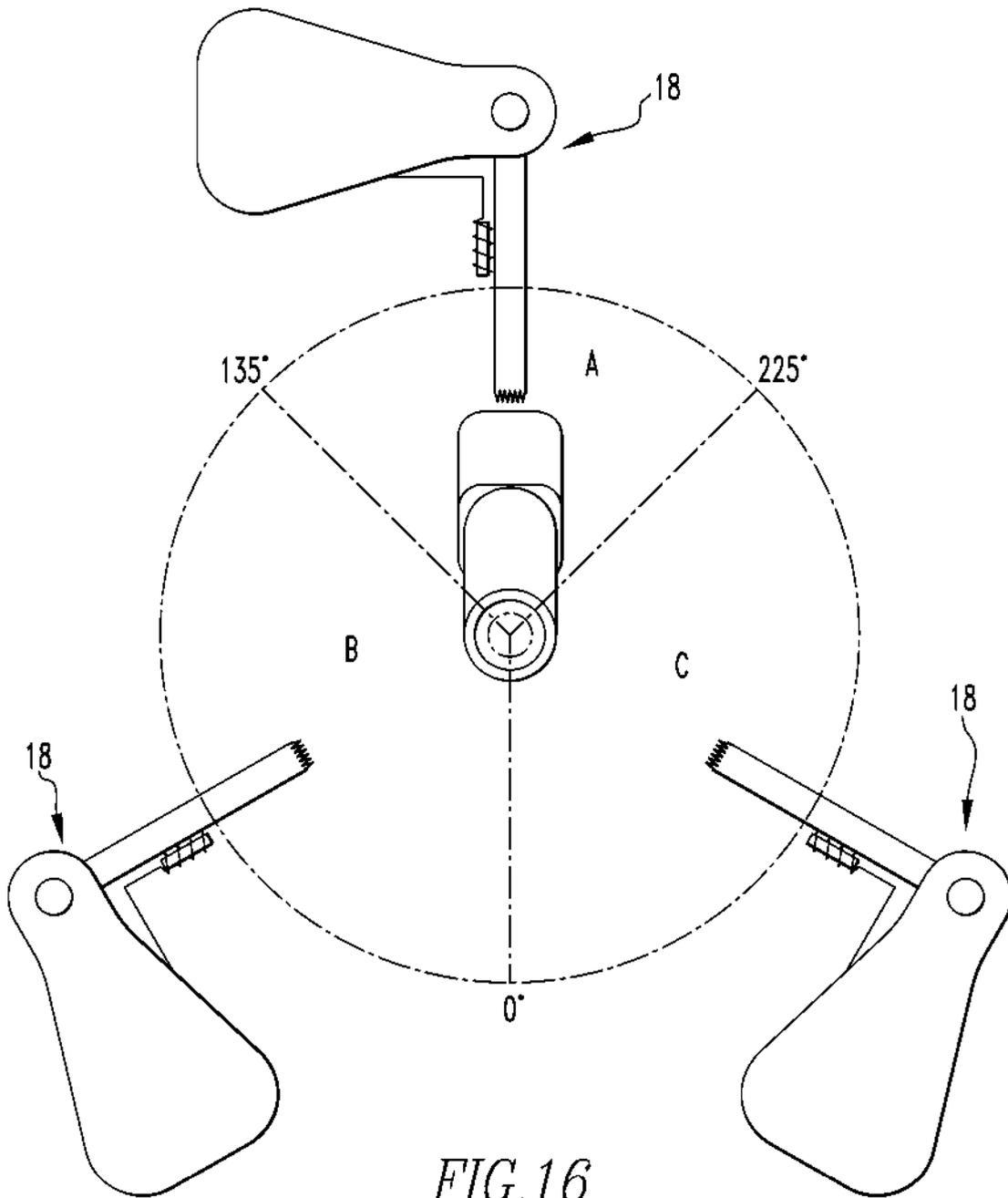


FIG. 16

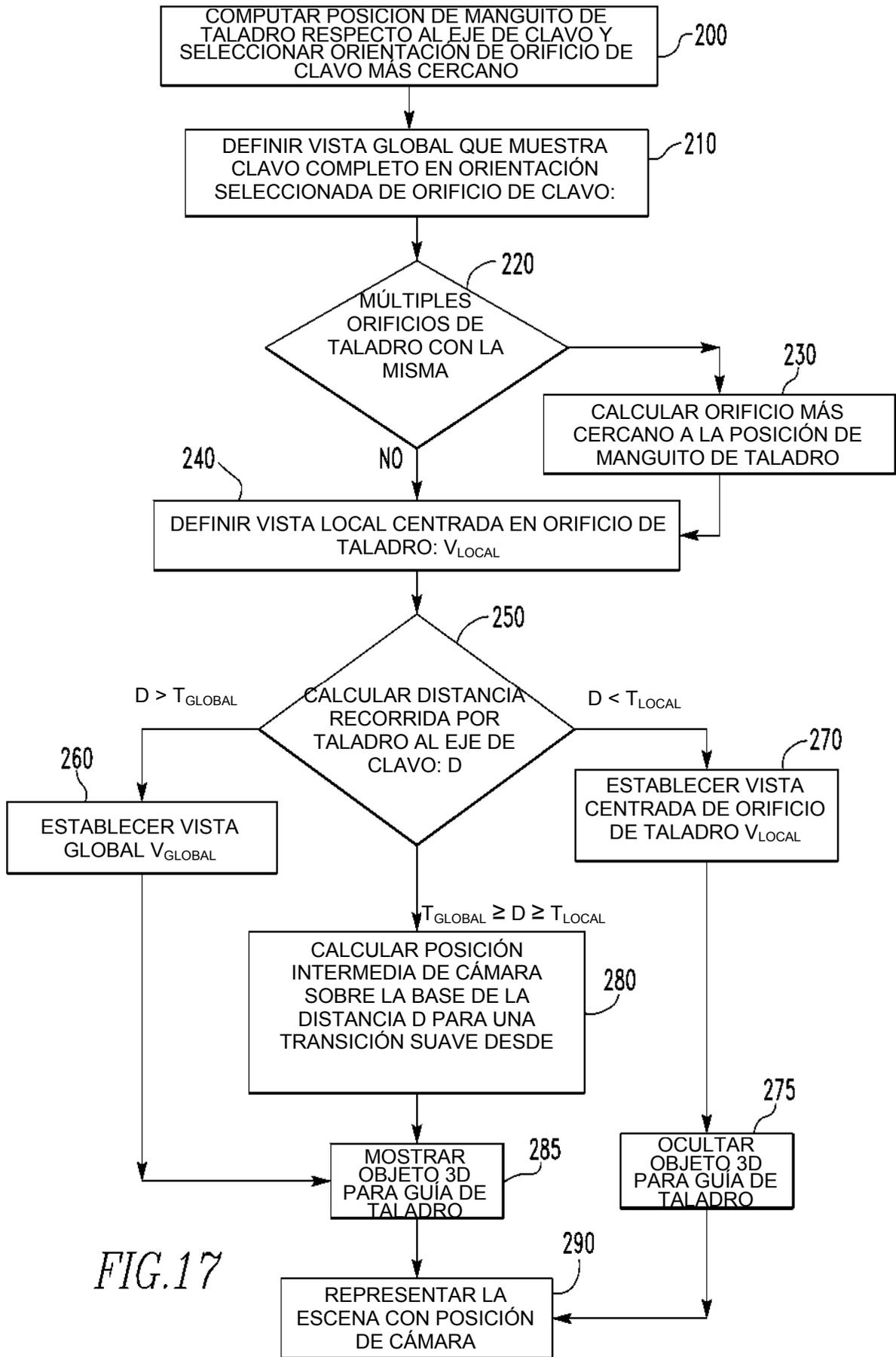
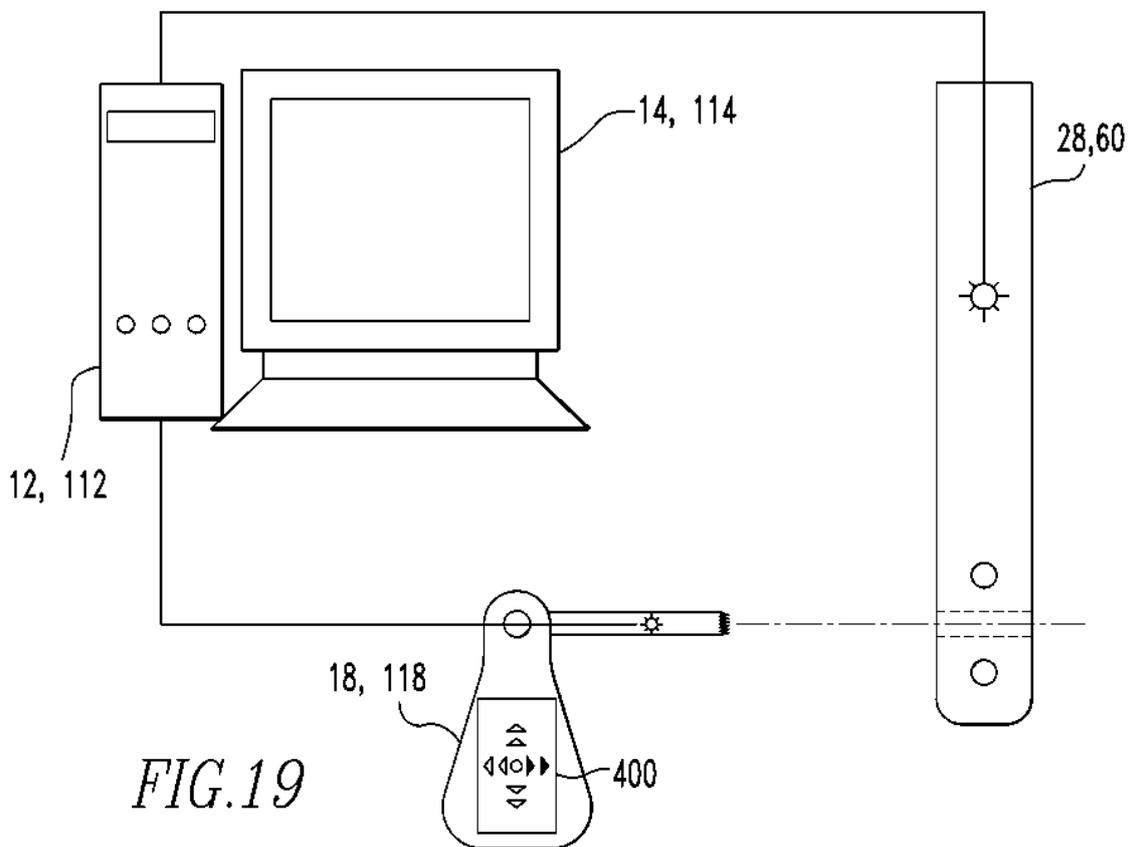
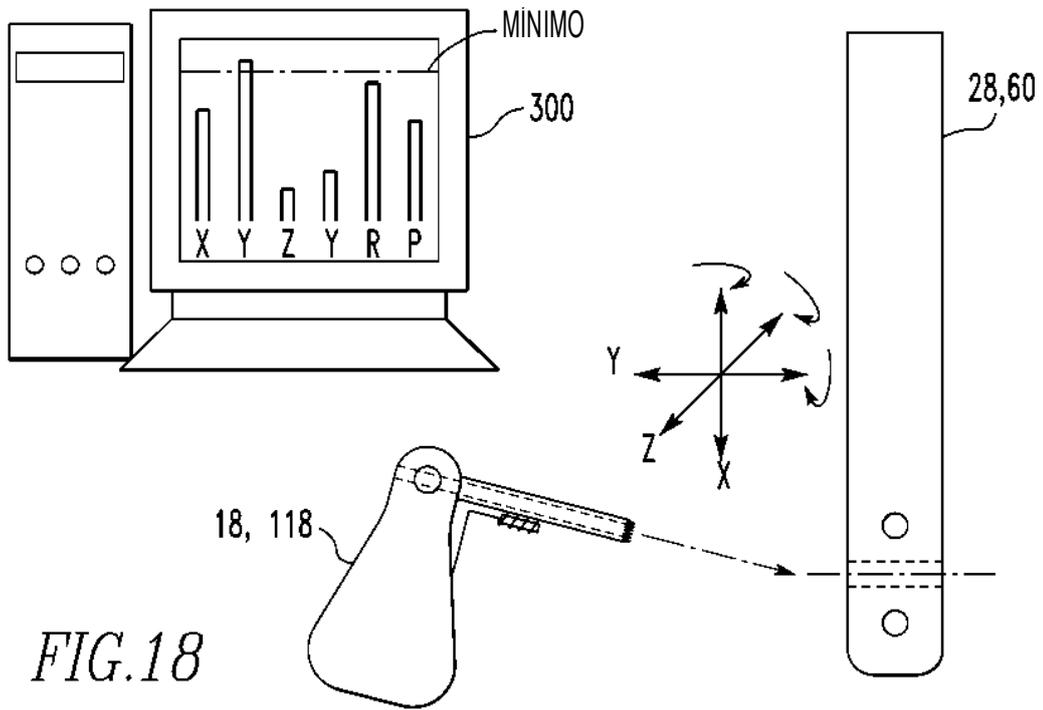
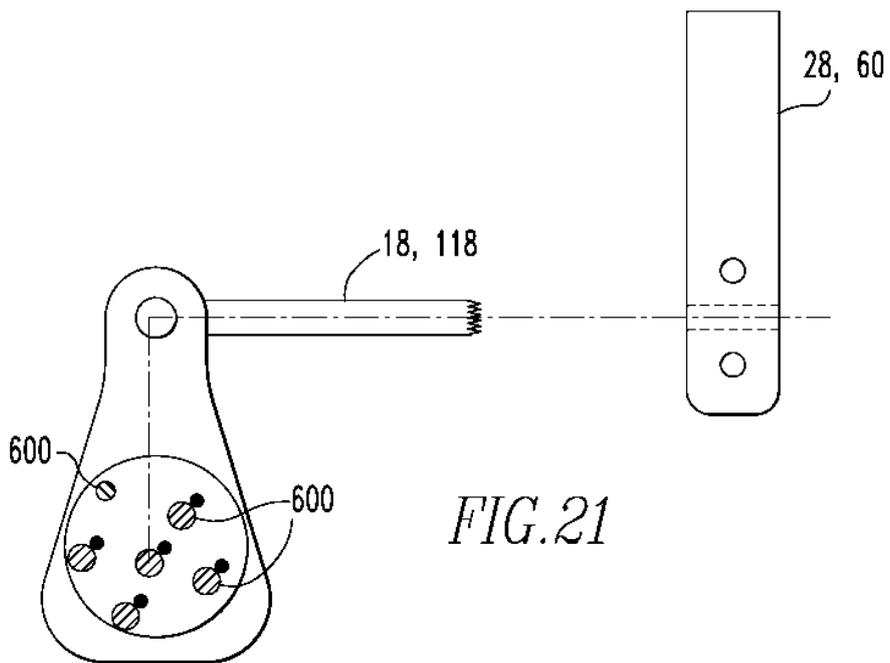
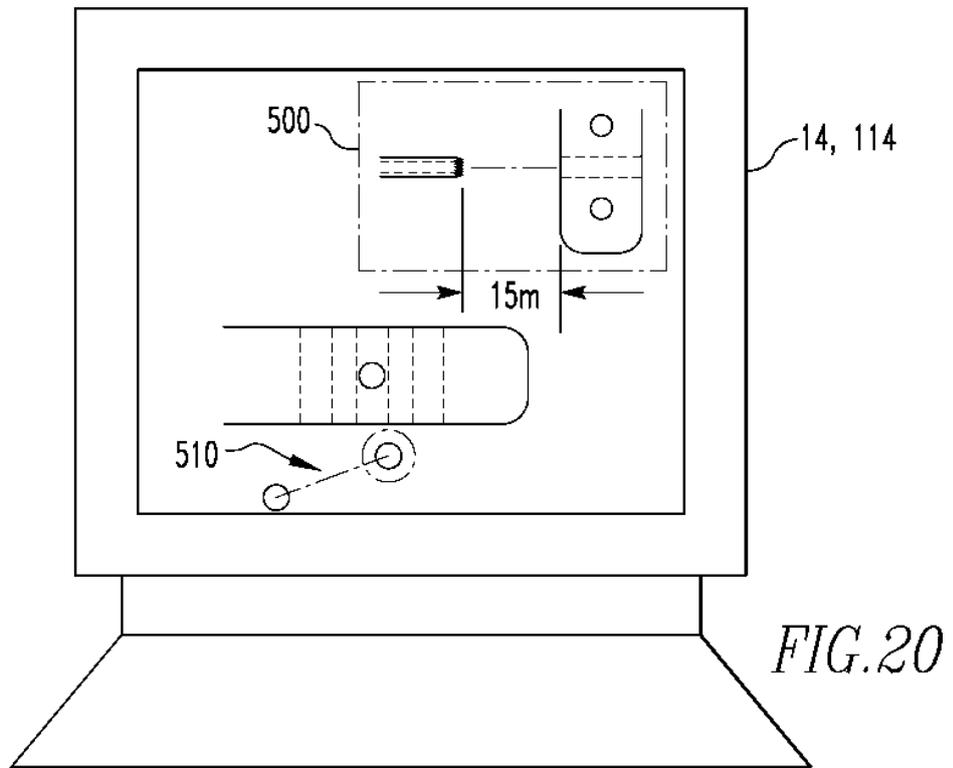


FIG.17





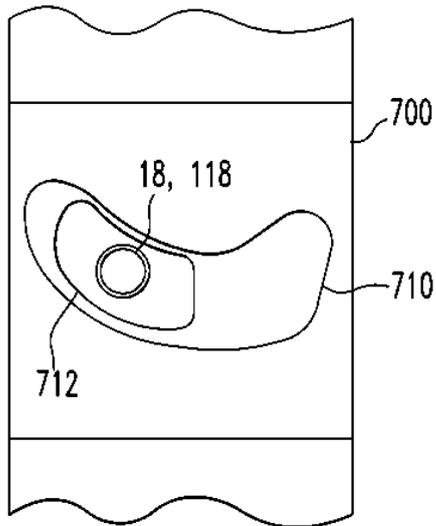


FIG. 22

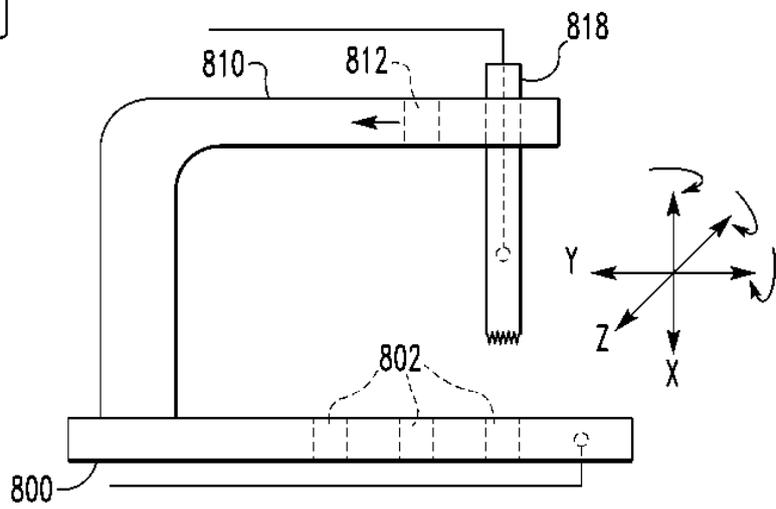


FIG. 23

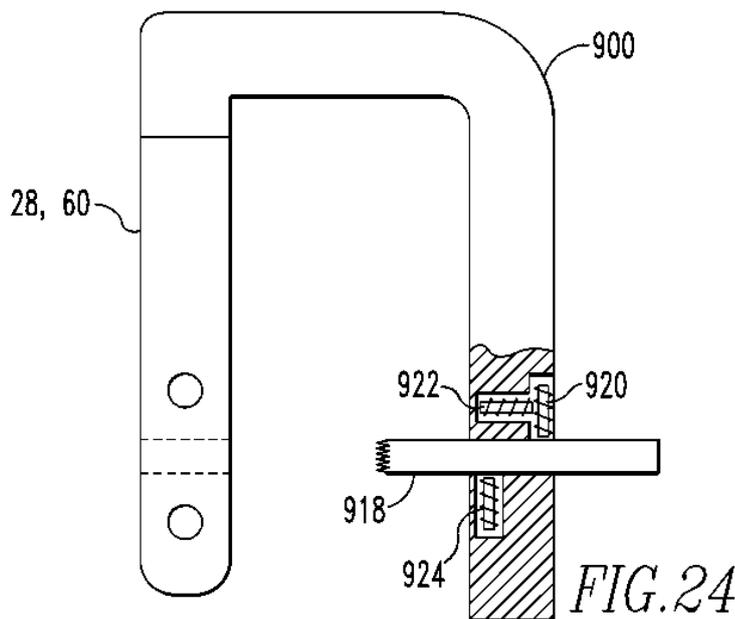


FIG. 24

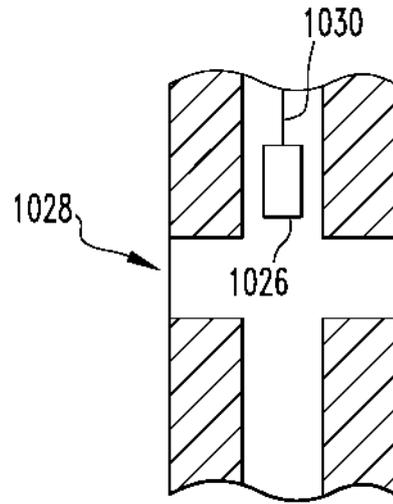


FIG. 26

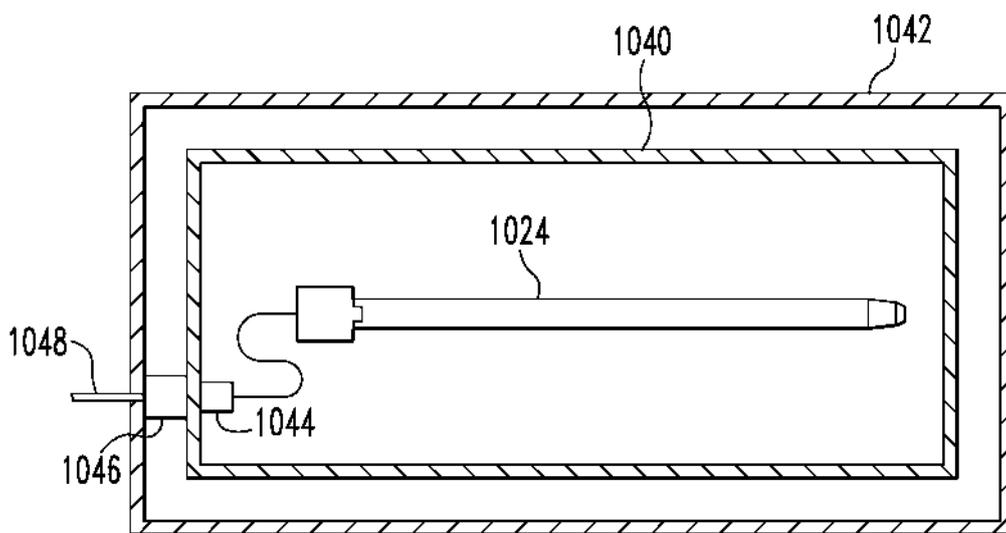


FIG. 27

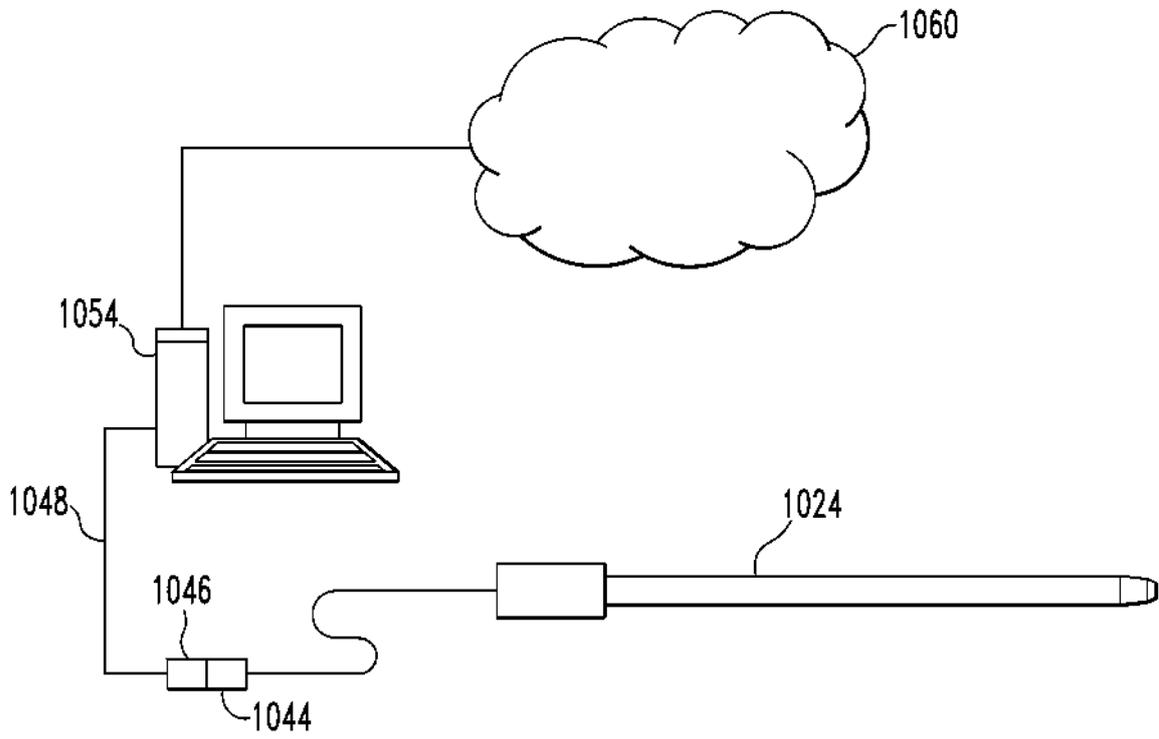


FIG. 28

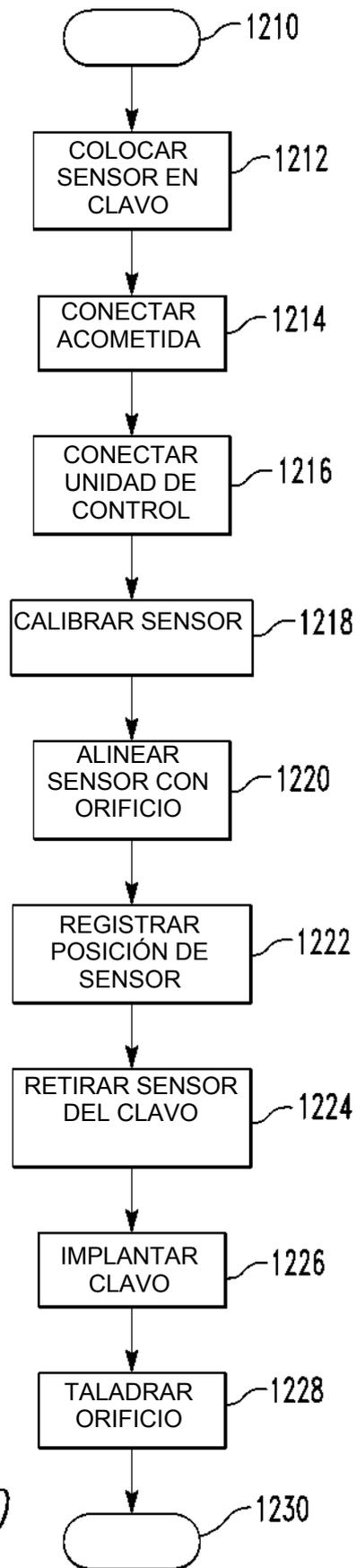


FIG. 30

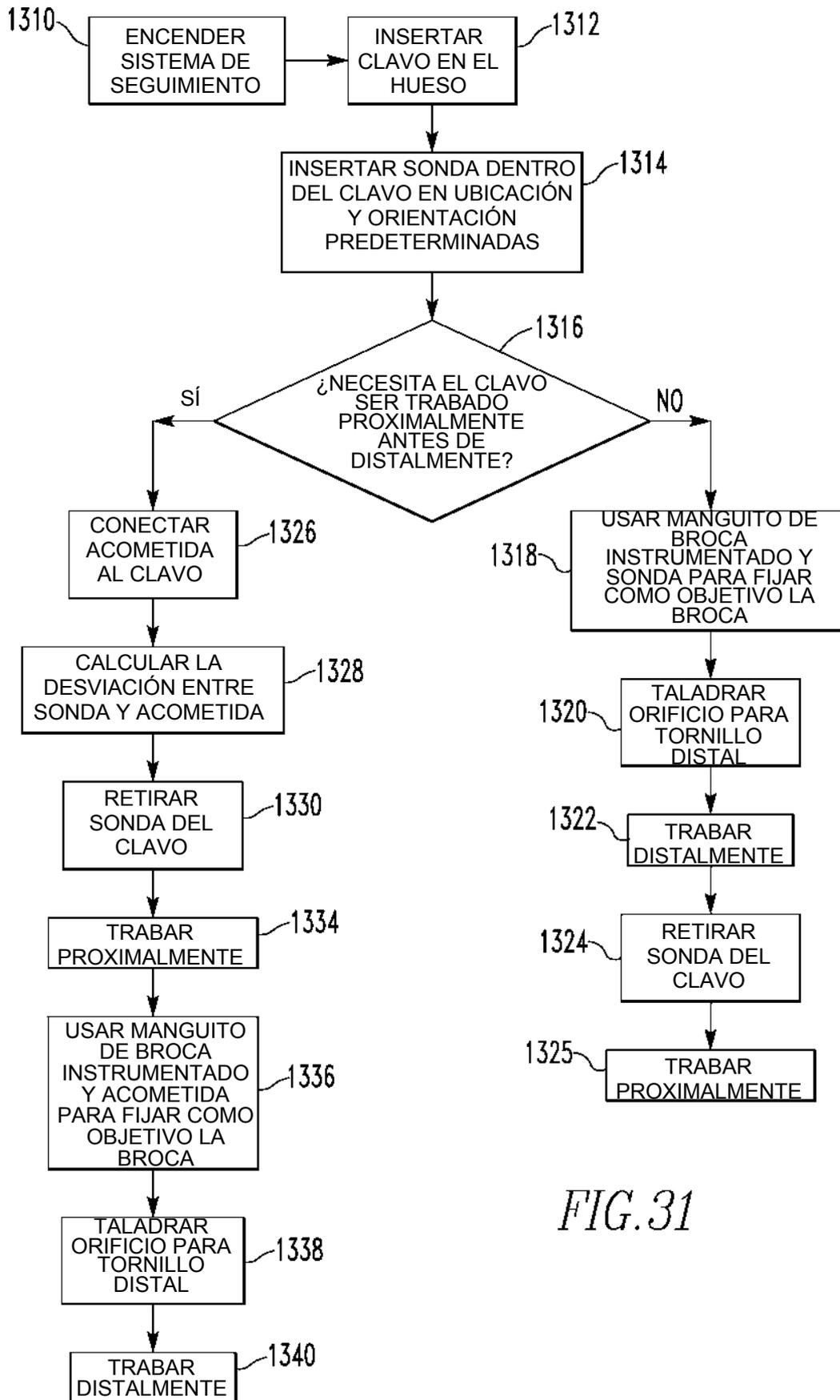
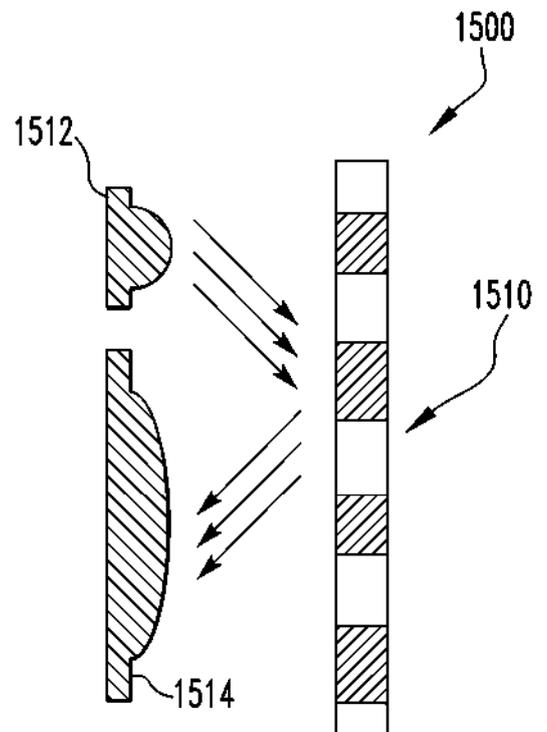
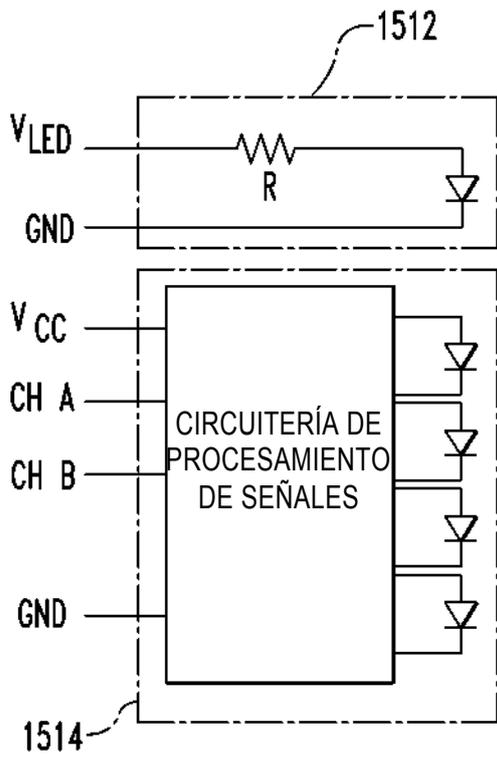
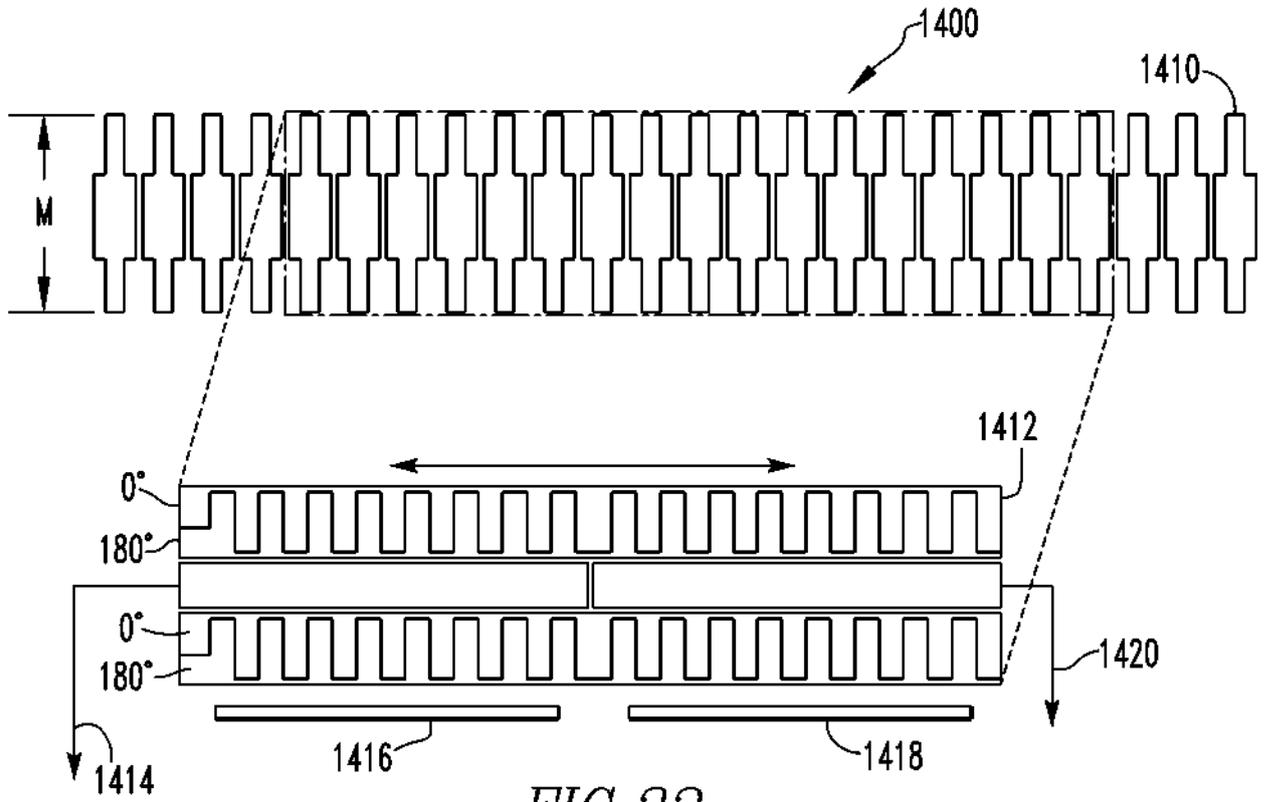


FIG. 31



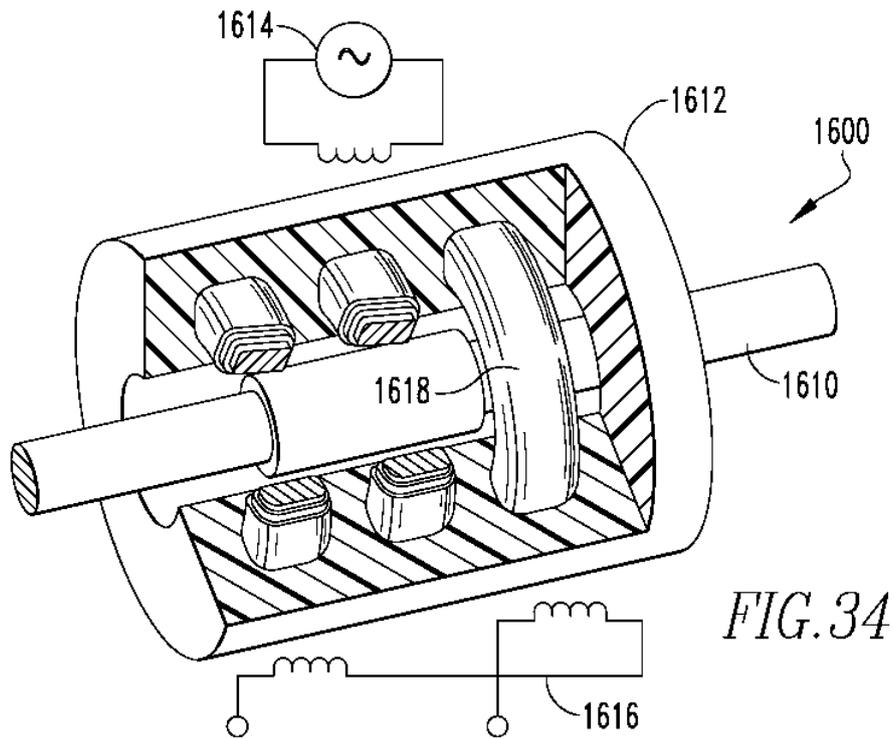


FIG. 34

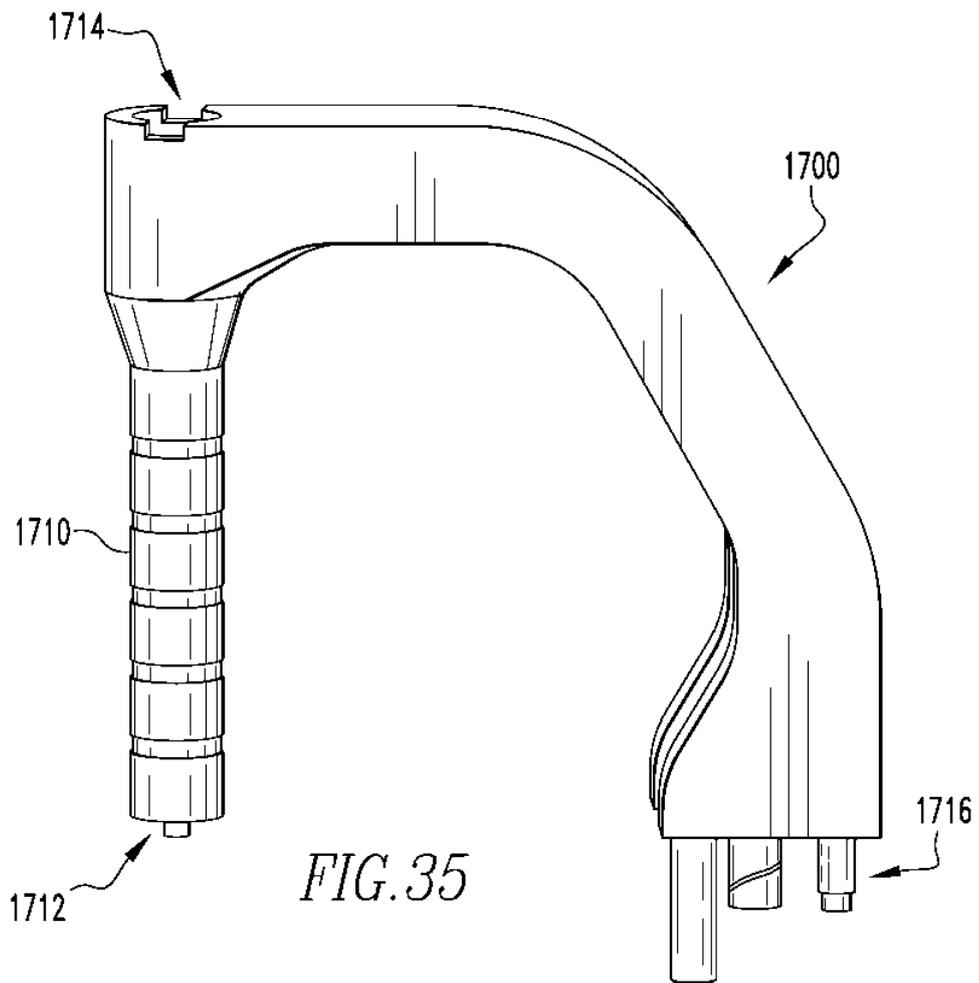
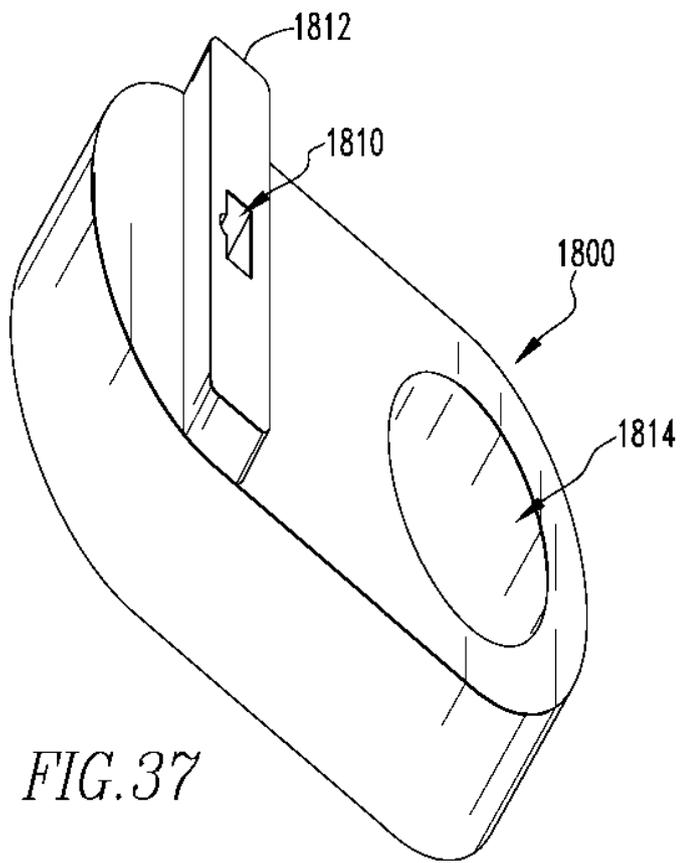
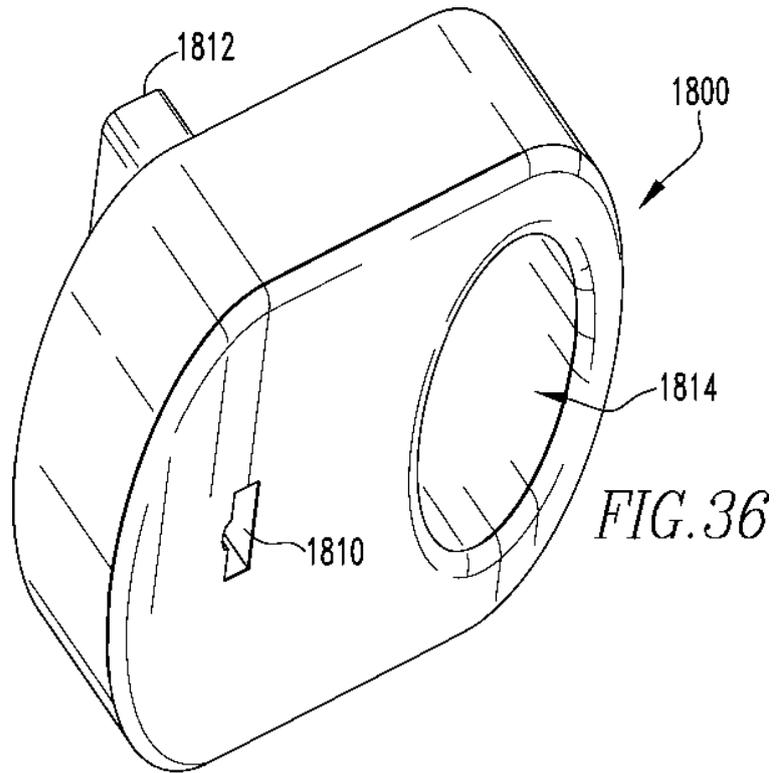


FIG. 35



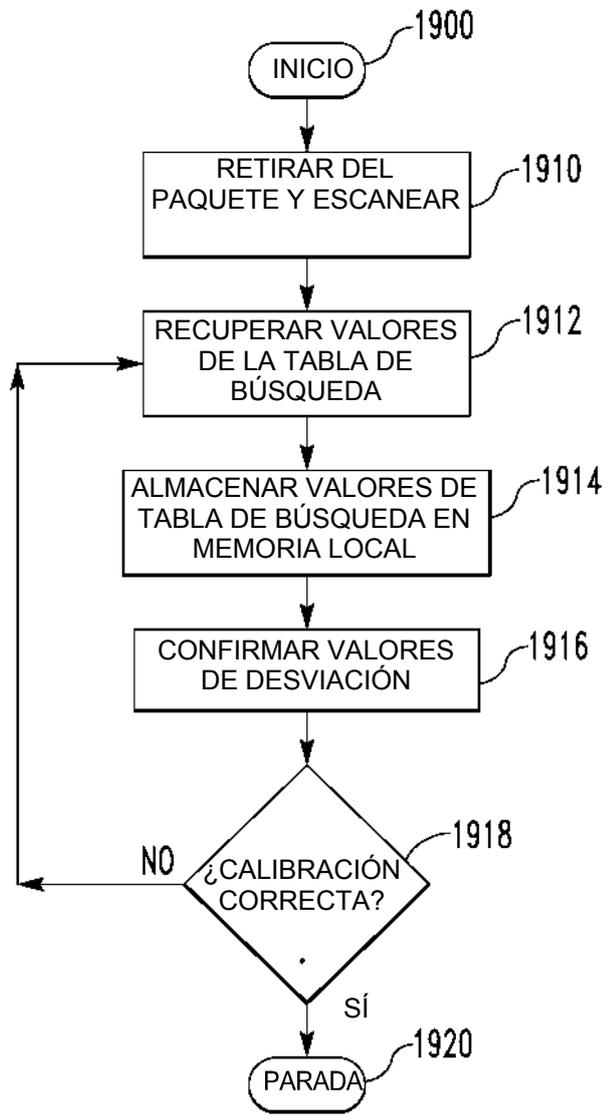


FIG. 38