

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 537 417**

51 Int. Cl.:

A61F 2/46 (2006.01)

A61B 17/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.03.2013** **E 13161812 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.03.2015** **EP 2644165**

54 Título: **Dispositivo para la determinación de fuerzas articulares de una articulación de rodilla de un paciente**

30 Prioridad:

31.03.2012 US 201213436855

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

08.06.2015

73 Titular/es:

**DEPUY (IRELAND) (100.0%)
Loughbeg
Ringaskiddy, County Cork, IE**

72 Inventor/es:

**SHERMAN, JASON T;
ROCK, MICHAEL J;
BERTAZZONI, MARIO y
BARTELME, MICHAEL J**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 537 417 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

Dispositivo para la determinación de fuerzas articulares de una articulación de rodilla de un paciente

La presente invención se refiere, en general, a instrumentos quirúrgicos ortopédicos y, más particularmente, a dispositivos para determinar y mostrar datos de fuerza articular. La técnica anterior más cercana es el documento US 2010/0249659 A1, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

Las prótesis ortopédicas son implantadas en los pacientes por los cirujanos ortopédicos, por ejemplo, para corregir o aliviar de otra manera la pérdida de hueso y/o tejido blando, el daño por traumatismo y/o la deformación del hueso o huesos de los pacientes. Las prótesis ortopédicas pueden reemplazar una porción o la articulación completa de un paciente. Por ejemplo, la prótesis ortopédica puede reemplazar la rodilla, cadera, hombro, tobillo u otra articulación de un paciente. En el caso de una sustitución de rodilla, la prótesis de rodilla ortopédica puede incluir una bandeja tibial, un componente femoral y una pieza de inserción o soporte de polímero situado entre la bandeja tibial y el componente femoral. En algunos casos, la prótesis de rodilla puede incluir también un componente de rótula, que se asegura a un lado posterior de la rótula preparada quirúrgicamente del paciente.

Durante el procedimiento quirúrgico ortopédico, un cirujano inicialmente prepara el hueso o huesos del paciente para recibir la prótesis ortopédica. Por ejemplo, en el caso de un procedimiento quirúrgico ortopédico para sustitución de rodilla, el cirujano puede reseca una porción de la tibia proximal del paciente a la que se fijará la bandeja tibial, una porción del fémur distal del paciente al que se fijará el componente femoral y/o una porción de la rótula del paciente al que se fijará el componente de rótula. Durante tales procedimientos, el cirujano puede intentar equilibrar o distribuir de otra manera las fuerzas articulares de la articulación del paciente para producir un movimiento articular que es similar al movimiento de una articulación natural. Para hacer esto, el cirujano puede usar la experiencia quirúrgica y "sentir" manualmente el equilibrio de fuerza articular apropiado. Adicionalmente o como alternativa, el cirujano ortopédico puede usar instrumentos quirúrgicos, tales como un equilibrador de ligamentos en el caso de un procedimiento de sustitución de rodilla, para ayudar a equilibrar o distribuir las fuerzas articulares.

Además, en algunos procedimientos quirúrgicos, tales como procedimientos ortopédicos mínimamente invasivos, los cirujanos pueden depender de sistemas de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) para mejorar la capacidad del cirujano para ver el área operativa, mejorar la alineación de los planos de corte de hueso y mejorar la reproducibilidad de tales planos de corte. Los sistemas de cirugía ortopédica asistida por ordenador ayudan a los cirujanos en la realización de procedimientos quirúrgicos ortopédicos, por ejemplo, mostrando imágenes que ilustran etapas quirúrgicas del procedimiento quirúrgico que se está realizando y produciendo imágenes de los huesos pertinentes del paciente. Adicionalmente, los sistemas de cirugía ortopédica asistidos por ordenador (CAOS) proporcionan navegación quirúrgica para el cirujano haciendo un seguimiento y mostrando la posición de los huesos del paciente, implantes y/o herramientas quirúrgicas.

La invención proporciona un dispositivo quirúrgico ortopédico para medir una fuerza articular de una articulación de un paciente como se define en la reivindicación 1.

Opcionalmente, la paleta tibial puede incluir una carcasa de paleta superior, que tiene una primera pared lateral interna que define una primera abertura localizada centralmente, y una carcasa de paleta inferior, que tiene una segunda pared lateral interna que define una segunda abertura localizada centralmente. La primera abertura y la segunda abertura pueden ponerse después en comunicación fluida entre sí para definir, en parte, un pasaje vertical, a través de la paleta tibial respecto a la superficie superior e inferior de la paleta tibial. Adicionalmente, la serie de sensores puede incluir una abertura localizada centralmente que define adicionalmente el pasaje vertical a través de la paleta tibial.

Opcionalmente, la serie de sensores puede incluir una pluralidad de sensores de presión capacitivos. Adicionalmente, la serie de sensores puede incluir un conjunto medial de sensores y un conjunto lateral de sensores. Cada uno del conjunto medial y el conjunto lateral de sensores puede consistir entonces en un sensor más anterior, un sensor más posterior y cuatro sensores adicionales localizados entre el sensor más anterior y el sensor más posterior correspondientes. Opcionalmente, el área superficial de cada sensor medial-anterior y lateral-anterior es menor que el área superficial de cada sensor medial-posterior y lateral-posterior. Por ejemplo, cada uno de los sensores medial-anteriores y lateral-anterior puede tener un área superficial igual a aproximadamente $1,13 \text{ cm}^2$ ($0,174 \text{ pulgada}^2$) y cada uno de los sensores medial-posteriores y lateral-posterior tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,21 \text{ cm}^2$ ($0,187 \text{ pulgada}^2$). En otra disposición, cada uno de los sensores medial-anteriores y lateral-anterior tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,57 \text{ cm}^2$ ($0,243 \text{ pulgada}^2$) y cada uno de los sensores medial-posteriores y lateral-posterior tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,70 \text{ cm}^2$ ($0,263 \text{ pulgada}^2$).

Opcionalmente, el dispositivo quirúrgico ortopédico puede incluir una segunda pantalla asegurada al extremo del mango alargado distal respecto a la paleta tibial. El mango alargado puede incluir entonces una carcasa de mango superior y una carcasa de mango inferior. Las carcasas de mango superior e inferior pueden estar acopladas entre sí de manera que la superficie interior de la carcasa de mango superior está orientada hacia una superficie interior correspondiente de la carcasa de mango inferior. Adicionalmente, la primera pantalla puede estar asegurada a un

extremo de la carcasa de mango superior y la segunda pantalla puede estar asegurada a un extremo de la carcasa de mango inferior.

5 Opcionalmente, la primera pantalla puede incluir una pluralidad de diodos emisores de luz y el circuito puede estar configurado (i) para determinar un valor de fuerza medial total indicativo de un componente medial de la fuerza articular, (ii) determinar un valor de fuerza lateral total indicativo de un componente lateral de la fuerza articular, y (iii) controlar la pluralidad de diodos emisores de luz de manera que proporcionen una indicación del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular. Opcionalmente, el circuito puede estar configurado para controlar la pluralidad de diodos emisores de luz para mostrar al menos nueve configuraciones de iluminación diferentes correspondientes a nueve intervalos de equilibrio medial-lateral diferentes. Opcionalmente, el circuito puede estar configurado para sumar el valor de fuerza medial total y el valor de fuerza lateral total para determinar un valor de fuerza total, determinar un valor de porcentaje medial como una función del valor de fuerza medial total y el valor de fuerza total, determinar un valor de porcentaje lateral como una función del valor de fuerza lateral total y el valor de fuerza total, y controlar la pluralidad de los diodos emisores de luz de una manera que proporcionen una indicación del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular como una función del valor del porcentaje media y el valor del porcentaje lateral.

15 Opcionalmente, el circuito puede incluir un transmisor inalámbrico configurado para transmitir datos indicativos de la fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente. Opcionalmente, el circuito puede incluir una fuente de alimentación y un control de usuario operativo para poner el circuito en un estado conectado desde un estado desconectado. El circuito puede configurarse después para permanecer en el estado conectado después de ponerlo en el estado conectado desde el estado desconectado hasta que se agota la fuente de alimentación.

20 El dispositivo quirúrgico ortopédico puede incluir un módulo de sensor para medir una fuerza articular de una articulación de un paciente, que incluye una carcasa superior y una carcasa inferior. La carcasa superior puede incluir una carcasa de mango superior y una carcasa de paleta tibial superior. Análogamente, la carcasa inferior puede incluir una carcasa de mango inferior y una carcasa de paleta tibial inferior. La carcasa inferior puede estar acoplada a la carcasa superior de manera que una superficie interior de la carcasa inferior está orientada hacia una superficie interior correspondiente de la carcasa superior. El módulo de sensor puede incluir además una serie de sensores situados entre la carcasa de paleta tibial inferior y la carcasa de paleta tibial superior. La serie de sensores puede estar configurada para generar señales del sensor indicativas de una fuerza articular entre la tibia y el fémur del paciente. La serie de sensores puede incluir una pluralidad de sensores anteriores para medir un componente de fuerza anterior de la fuerza articular y una pluralidad de sensores posteriores para medir un componente posterior de la fuerza articular. Cada uno de los sensores posteriores puede tener un área superficial que es mayor que la de cada uno de los sensores anteriores.

25 El módulo de sensor puede incluir adicionalmente una primera pantalla asegurada a la carcasa de mango superior y una segunda pantalla asegurada a la carcasa de mango inferior. Adicionalmente, el módulo de sensor puede incluir un circuito situado entre la carcasa de mango superior y la carcasa de mango inferior. El circuito puede estar configurado para recibir las señales del sensor desde la serie de sensores y controlar la primera y segunda pantallas para iluminarse en una de una pluralidad de configuraciones de iluminación. Cada una de las configuraciones de iluminación puede corresponder a un intervalo diferente del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular.

30 Opcionalmente, cada una de la carcasa tibial superior y la carcasa tibial inferior puede incluir una pared lateral interna que define una abertura localizada centralmente. Las paredes laterales internas de las carcasas tibiales superior e inferior pueden cooperar para definir un pasaje cuando la carcasa superior está acoplada a la carcasa inferior. Opcionalmente, la serie de sensores comprende un conjunto medial de sensores y un conjunto lateral de sensores. Cada uno del conjunto medial y el conjunto lateral de sensores puede incluir un sensor más anterior, un sensor más posterior y cuatro sensores adicionales localizados entre el sensor más anterior y el sensor más posterior correspondientes.

35 Opcionalmente, el circuito puede estar configurado para controlar la primera y segunda pantallas para mostrar una de las al menos nueve configuraciones de iluminación diferentes. Cada configuración de iluminación puede corresponder a un intervalo diferente de equilibrio medial-lateral de la fuerza articular. Opcionalmente, el circuito puede incluir además un transmisor inalámbrico configurado para transmitir datos indicativos de la fuerza articular entre la tibia y el fémur del paciente. Opcionalmente, el circuito puede incluir una fuente de alimentación y un control de usuario operativo para poner el circuito en un estado conectado desde un estado desconectado. El circuito puede configurarse entonces para que permanezca en el estado conectado después de ponerlo en el estado conectado desde el estado desconectado hasta que se agota la fuente de alimentación.

40 El dispositivo quirúrgico ortopédico puede incluir un módulo de sensor para medir una fuerza articular de una articulación de un paciente, comprendiendo el módulo de sensor:

55 una carcasa que tiene un mango y una paleta tibial, incluyendo la paleta tibial una placa tibial superior y una placa tibial inferior opuesta a la placa tibial superior, una serie de sensores situados entre la placa tibial superior y la placa tibial inferior, y configurada para generar señales del sensor indicativas de una fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente, comprendiendo la serie de sensores una pluralidad de sensores anteriores para medir un componente de fuerza anterior de la

fuerza articular y una pluralidad de sensores posteriores para medir un componente posterior de la fuerza articular, teniendo cada sensor posterior un área superficial que es mayor que la de cada sensor anterior, una primera pantalla asegurada a una primera superficie de la carcasa y una segunda pantalla asegurada a una segunda superficie de la carcasa, opuesta a la primera superficie, y
 5 un circuito colocado en la carcasa y configurado para recibir las señales del sensor desde la serie de sensores y controlar la primera y segunda pantallas para iluminarlas en una de una pluralidad de configuraciones de iluminación, correspondiendo cada configuración de iluminación a un intervalo diferente de equilibrio medial/lateral de la fuerza articular.

Opcionalmente, la carcasa comprende (i) una carcasa superior que incluye una carcasa de mango superior y la placa tibial superior de la paleta tibial, y (ii) una carcasa inferior que incluye una carcasa de mango inferior y la placa tibial inferior de la paleta tibial, estando acoplada la carcasa inferior a la carcasa superior de manera que una superficie interior de la carcasa inferior está orientada hacia una superficie interior correspondiente de la carcasa superior. La primera pantalla puede asegurarse a la carcasa de mango superior y la segunda pantalla está asegurada a la carcasa de mango inferior. Cada una de la placa tibial superior y la placa tibial inferior puede incluir
 10 una pared lateral interna que define una abertura localizada centralmente, cooperando las paredes laterales internas de las placas tibiales superior e inferior para definir un pasaje cuando la carcasa superior está acoplada a la carcasa inferior.

Opcionalmente, la serie de sensores comprende un conjunto medial de sensores y un conjunto lateral de sensores, consistiendo cada uno del conjunto medial y el conjunto lateral de sensores en un sensor más anterior, un sensor
 20 más posterior y cuatro sensores adicionales localizados entre el sensor más anterior y el sensor más posterior.

Opcionalmente, el circuito está configurado para controlar la primera y segunda pantallas para que muestren una de un número de configuraciones de iluminación diferentes, en el que cada configuración de iluminación corresponde a un intervalo diferente de equilibrio medial-lateral de la fuerza articular.

Opcionalmente, el circuito comprende un transmisor inalámbrico configurado para transmitir datos indicativos de la fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente.
 25

Opcionalmente, el circuito comprende una fuente de alimentación y un control de usuario operativo para poner el circuito en un estado conectado desde un estado desconectado, en el que el circuito está configurado para permanecer en el estado conectado después de ponerlo en el estado conectado desde el estado desconectado hasta que se agota la fuente de alimentación.

El dispositivo quirúrgico ortopédico puede estar incluido en un sistema quirúrgico ortopédico para medir una fuerza articular de una articulación de un paciente, incluyendo el sistema un módulo de sensor y un módulo de pantalla portátil. El módulo de sensor puede incluir una paleta tibial, una serie de sensores situados en la paleta tibial, un mango alargado asegurado a la paleta tibial, una primera pantalla asegurada al mango y un circuito del módulo de sensor situado en el mango. La paleta tibial puede estar conformada para situarse entre la tibia proximal y el fémur
 30 distal de un paciente. La paleta tibial puede tener una superficie superior sustancialmente plana y una superficie inferior sustancialmente plana e incluir una pared lateral interna que define un pasaje vertical a través de la paleta tibial respecto a la superficie superior e inferior. La serie de sensores puede estar configurada para generar señales del sensor indicativas de una fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente. La serie de sensores puede incluir una pluralidad de sensores medial-anteriores para medir un componente de la fuerza medial-anterior de la fuerza articular, una pluralidad de sensores medial-posteriores para medir un componente de la fuerza medial-posterior de la fuerza articular, una pluralidad de sensores lateral-anteriores para medir un componente de la fuerza lateral-anterior de la fuerza articular y una pluralidad de sensores lateral-posteriores para medir un componente de la fuerza lateral-posterior de la fuerza articular. Cada uno de los sensores medial-anteriores y sensores lateral-anteriores puede entonces tener un área superficial sustancialmente equivalente, y cada uno de los sensores medial-posteriores y sensores lateral-posteriores puede tener un área superficial sustancialmente equivalente. El
 35 circuito del módulo de sensor puede estar configurado para recibir las señales del sensor desde la serie de sensores, controlar la pantalla para proporcionar una indicación en visual del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular y transmitir los datos de la fuerza articular indicativos de la fuerza articular.

El módulo de pantalla portátil puede incluir una carcasa dimensionada para poder sujetarla con la mano, una pantalla acoplada en la carcasa y un circuito de control situado en la carcasa. El circuito de control puede estar configurado para recibir los datos de fuerza articular desde el módulo de sensor y mostrar una indicación visual del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular en la pantalla del módulo de pantalla portátil.
 50

Opcionalmente, el circuito de control del módulo de pantalla portátil puede estar configurado para mostrar una barra horizontal en la pantalla del módulo de pantalla portátil y mostrar un icono en la barra horizontal. La posición del icono en la barra horizontal puede ser indicativa del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular. Opcionalmente, el
 55 circuito de control del módulo de pantalla portátil puede estar configurado para determinar un valor de la fuerza articular indicativo del equilibrio medial-lateral y el equilibrio anterior-posterior de la fuerza articular y mostrar una indicación visual en la pantalla del equilibrio medial-lateral y anterior-posterior de la fuerza articular basándose en el valor de la fuerza articular. Opcionalmente, el circuito de control del módulo de pantalla portátil puede estar

configurado para mostrar una barra en la pantalla. La barra puede tener un primer extremo correspondiente a un lado medial y un segundo extremo correspondiente a un lado lateral. En tal caso, el circuito de control puede estar configurado para colocar el primer y segundo extremos de la barra basándose en el equilibrio anterior-posterior de la fuerza articular.

5 La invención se describe a continuación a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Figura 1 es un diagrama simplificado de un sistema para medir y mostrar datos de fuerza articular de una articulación de un paciente.

La Figura 2 es una vista en perspectiva de un módulo de sensor del sistema de la Figura 1.

La Figura 3 es una vista en planta de un lado superior del módulo de sensor de la Figura 2.

10 La Figura 4 es una vista en planta de un lado inferior del módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 5 es una vista en perspectiva despiezada del módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 6 es una vista en alzado de un extremo del mango del módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 7 es un gráfico de un protocolo de pantalla de configuración de iluminación para las pantallas del módulo de sensor de la Figura 2.

15 La Figura 8 es un diagrama simplificado de una serie de sensores del módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 9 es un diagrama de bloques simplificado de un circuito eléctrico del módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 10 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para determinar y mostrar los datos de fuerza articular que puede ejecutarse mediante el módulo de sensor de la Figura 2.

20 La Figura 11 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para mostrar los datos de fuerza articular relativa que puede ejecutarse mediante el módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 12 es una vista en perspectiva de un módulo de pantalla del sistema de la Figura 1.

La Figura 13 es una vista en planta del módulo de pantalla de la Figura 12.

La Figura 14 es un diagrama de bloques simplificado de un circuito eléctrico del módulo de pantalla de la Figura 12.

25 La Figura 15 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para mostrar los datos de fuerza articular que puede ejecutarse mediante el módulo de pantalla de la Figura 12.

Las Figuras 16 a 18 son capturas de pantalla que pueden mostrarse a un usuario en el módulo de pantalla de la Figura 12.

La Figura 19 es una vista en perspectiva de un sistema de ensayo usando el módulo de sensor de la Figura 2.

30 Las Figuras 20A a 20E son vistas en perspectivas de un adaptador del sistema de la Figura 19.

La Figura 21 es una vista en perspectiva del adaptador de la Figura 20 acoplado al módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 22 es una vista en sección transversal del adaptador y el módulo de sensor de la Figura 21.

35 La Figura 23 es una vista en planta superior de un bloque separador de la Figura 19 acoplado al módulo de sensor y el adaptador de la Figura 21 en una orientación no rotatoria.

La Figura 24 es una vista en planta superior del bloque separador de la Figura 23 acoplado al módulo de sensor y el adaptador de la Figura 21 en una orientación rotatoria y girado a una posición de rotación máxima.

40 La Figura 25 es una vista en planta superior del bloque separador de la Figura 23 acoplado al módulo de sensor y el adaptador de la Figura 21 en una orientación rotatoria y girado a una posición de rotación máxima opuesta respecto a la Figura 24.

La Figura 26 es una vista en planta inferior de un ensayo tibial móvil de la Figura 19 que tiene una abertura de llave de rotación.

La Figura 27 es una vista en planta inferior de un ensayo tibial fijo que tiene una abertura de llave anti-rotación.

45 La Figura 28 es un diagrama de bloques simplificado de un sistema de cirugía asistida por ordenador del sistema de la Figura 1.

La Figura 29 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para realizar un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el sistema quirúrgico asistido por ordenador de la Figura 28.

50 La Figura 30 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para determinar y mostrar datos de navegación y de fuerza articular que puede ejecutarse por un sistema de cirugía asistido por ordenador de la Figura 28.

La Figura 31 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para determinar y mostrar datos de ángulo de flexión y fuerza de una articulación de un paciente que puede ejecutarse mediante el sistema de cirugía asistida por ordenador de la Figura 28.

55 La Figura 32 es un diagrama de flujo simplificado de un procedimiento para realizar un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el sistema de la Figura 1.

La Figura 33 es una vista en perspectiva de una articulación de un paciente en extensión durante un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 34 es una vista en perspectiva de una articulación de un paciente durante un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el hiperextensor y el módulo de sensor de la Figura 1.

60 La Figura 35 es otra vista en perspectiva de una articulación de un paciente en flexión durante un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 36 es otra vista en perspectiva de una articulación de un paciente en extensión durante un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el módulo de sensor de la Figura 2.

La Figura 37 es otra vista en perspectiva de una articulación de un paciente en flexión durante un procedimiento quirúrgico ortopédico usando el módulo de sensor de la Figura 2.

Los términos que representan referencias anatómicas tales como anterior, posterior, medial, lateral, superior e inferior pueden usarse a lo largo del presente documento para referirse tanto a los implantes ortopédicos descritos en el presente documento como a la anatomía natural de un paciente. Tales términos tienen significados bien entendidos tanto en el estudio de la anatomía como en el campo de la ortopedia. El uso de tales términos de referencia anatómica en el presente documento pretende ser consistente con sus significados bien entendidos a menos que se indique de otra manera.

Haciendo referencia ahora a los dibujos, la Figura 1 muestra un sistema 10 para determinar y mostrar fuerzas articulares de una articulación de un paciente durante un procedimiento quirúrgico ortopédico, que incluye un módulo 12 de sensor y un módulo 14 de pantalla portátil. Opcionalmente, el sistema 10 puede incluir también un hiperextensor 16 articular, que está configurado para recibir el módulo 12 de sensor, como se analizará más adelante. Opcionalmente, el sistema 10 puede incluir un sistema 18 de cirugía asistida por ordenador (CAOS). Como se analiza con más detalle más adelante, el módulo 12 de sensor está configurado para insertarse en una articulación de rodilla de un paciente y proporcionar una indicación visual del equilibrio medial-lateral de las fuerzas articulares de rodilla a un cirujano ortopédico. El módulo 12 de sensor puede estar configurado también para transmitir datos de fuerza articular al módulo 14 de pantalla portátil a través de un enlace 20 de comunicación inalámbrica y/o el sistema 18 de cirugía asistida por ordenador a través de un enlace 22 de comunicación inalámbrica. Como respuesta, el módulo 14 de pantalla y/o el sistema 18 de cirugía asistida por ordenador están configurados para mostrar los datos de fuerza articular, o datos derivados de la misma, a un cirujano ortopédico. Adicionalmente, durante la realización de un procedimiento quirúrgico ortopédico, tal como un procedimiento de artroplastia total de rodilla o parcial, el módulo 12 de sensor puede estar acoplado al hiperextensor 16 articular para proporcionar indicación visual de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente durante la hiperextensión del mismo.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 2 a 11, el módulo 12, de sensor incluye una carcasa 30 de sensor y un mango 32 alargado acoplado a la carcasa 30 de sensor. La carcasa 30 de sensor está dimensionada y conformada para situarse en una articulación del paciente. En el dispositivo mostrado en los dibujos, la carcasa 30 de sensor está representada como una paleta 34 tibial que está conformada para situarse en una articulación de rodilla del paciente. Sin embargo, la carcasa 30 de sensor puede estar configurada no obstante para usarla con otras articulaciones del paciente.

Durante el uso, la paleta 34 tibial está configurada para situarse en una meseta proximal de una tibia reseca del paciente (véanse, por ejemplo, las Figuras 33 a 37), como se analiza con más detalle más adelante, la paleta 34 tibial puede estar colocada en contacto con la tibia del paciente o puede colocarse en un plataforma intermedia u otro miembro. Adicionalmente, como se analiza con más detalle más adelante, la paleta 34 tibial está diseñada para usarla con un adaptador 502 (véase la Figura 19) y otros diversos instrumentos quirúrgicos ortopédicos, incluyendo bloques separadores, instrumentos equilibrador/dimensionador, componentes de ensayo ortopédicos y/o conjuntos de ensayo.

El módulo 12 de sensor puede usarse en la rodilla izquierda o derecha del paciente. Por ejemplo, el módulo 12 de sensor puede usarse en la rodilla izquierda de un paciente mediante un enfoque quirúrgico medial en el que la paleta 34 tibial se inserta en la articulación de rodilla izquierda de un paciente a través de una incisión capsular medial. En tal posición, como se analiza más adelante, el mango 32 se extiende fuera de la incisión capsular medial. Como alternativa, simplemente volteando o girando el módulo 12 de sensor, el módulo 12 puede usarse en la rodilla izquierda del paciente mediante un enfoque quirúrgico lateral en el que la paleta 34 tibial está insertada en la articulación de rodilla izquierda del paciente a través de un incisión capsular lateral. De nuevo, en tal posición, el mango 32 se extiende fuera de la incisión capsular lateral.

Por lo tanto, el módulo 12 de sensor puede usarse en la rodilla izquierda o derecha de un paciente usando un enfoque quirúrgico medial o lateral. Por claridad de descripción, el módulo 12 de sensor y el sistema 10 se describen a continuación con referencia a un procedimiento quirúrgico ortopédico usando un enfoque quirúrgico medial (es decir, usando una incisión capsular medial para acceder a la articulación de un paciente). Sin embargo, debe apreciarse que tal descripción es igualmente aplicable a procedimientos de enfoque quirúrgico lateral. En tal caso, se describen algunas estructuras usando referencias anatómicas particulares (por ejemplo, lateral y medial), entendiendo que tales referencias podrán voltearse o girarse cuando el módulo 12 se usa en un procedimiento de enfoque quirúrgico lateral. Por ejemplo, un "lado medial" de la paleta 34 tibial se convierte en un "lado lateral" de la paleta 34 tibial cuando se usa en un procedimiento de enfoque quirúrgico lateral.

La paleta 34 tibial es plana, o sustancialmente plana, y tiene una forma generalmente correspondiente a la forma de la prótesis ortopédica a implantar en el paciente. Por ejemplo, la paleta 34 tibial mostrada en los dibujos tiene una forma generalmente correspondiente a una prótesis de rodilla de un tamaño particular. Sin embargo, la paleta 34 (o carcasa 30 de sensor) puede tener no obstante una forma generalmente correspondiente a otros tipos de prótesis ortopédicas, tales como una prótesis de cadera, una prótesis de hombro, una prótesis de tobillo, una prótesis de médula espinal o una prótesis de rótula.

La paleta 34 tibial incluye un lado 36 anterior curvo, un lado 38 lateral curvo, un lado 40 medial curvo y un lado 42 posterior curvo, cada uno conformado para aproximarse a la forma del soporte tibial de una prótesis de rodilla ortopédica. De nuevo, como se analiza más adelante, el lado 38 lateral y el lado 40 medial son lados lateral y medial, respectivamente, en dispositivos en los que el módulo 12 de sensor se usa en un procedimiento de enfoque quirúrgico lateral. El lado 42 posterior incluye una muesca 43 posterior para permitir que la paleta 34 tibial se sitúe alrededor del tejido blando de la articulación de un paciente, tal como el ligamento cruzado posterior.

La paleta 34 tibial incluye una pared lateral 44 interna, que define una abertura o pasaje 45 vertical a través de la paleta 34 tibial. La abertura 45 está localizada centralmente en la paleta 34 tibial y, como se analiza con más detalle más adelante, está conformada y configurada para recibir un adaptador 502 (véase la Figura 19) para fijar diversos componentes de ensayo tibial y conjuntos de ensayo al módulo 12 de sensor. Como se analiza con más detalle más adelante con respecto a la Figura 22, la pared lateral 44 interna incluye una sección 47 en ángulo hacia dentro para facilitar la fijación y retirada del adaptador 502.

La paleta 34 tibial también incluye una abertura 46 de alineación anterior y una abertura 48 de alineación posterior. La abertura 46 de alineación anterior está localizada anteriormente (es decir, hacia el lado 36 anterior curvo) de la abertura 45, y la abertura 48 de alineación posterior está localizada posteriormente (es decir, hacia la muesca 43 posterior) de la abertura 45. Las aberturas 46, 48 de alineación están curvadas hacia dentro en el plano transversal (es decir, un plano definido por la paleta 34 tibial) y generalmente discurren a lo largo de un círculo concéntrico con la abertura 45. Las aberturas 46, 48 de alineación pueden estar "enchavetadas", de manera que la abertura 46 de alineación anterior tenga una mayor anchura (es decir, una anchura medial a lateral) que la abertura 48 de alineación posterior. Como se analiza con más detalle más adelante, el "enchavetado" de las aberturas 46, 48 de alineación permite que el adaptador 502, u otros instrumentos o dispositivos, se acoplen al módulo 12 de sensor en una orientación predefinida. Por supuesto, debe apreciarse que pueden usarse otras características y/o estructuras en lugar de proporcionar un acoplamiento "enchavetado" al módulo 12 de sensor. Por ejemplo, la abertura 48 de alineación posterior puede tener una anchura mayor que la abertura 46 de alineación anterior, pueden usarse aberturas de alineación adicionales o menores, teniendo las aberturas de alineación diferentes formas "enchavetadas" que pueden usarse y/o similares.

Opcionalmente, la paleta 34 tibial puede incluir una marca 41 del eje anterior a posterior, tal como una línea impresa, que proporciona una indicación visual de un eje 59 de bisección anterior a posterior de la paleta 34 tibial. Durante el uso, un cirujano ortopédico u otro proveedor de atención médica puede usar la marca 41 para ayudar a alinear la paleta 34 tibial dentro de la articulación de rodilla del paciente. Opcionalmente, la paleta 34 tibial puede incluir una marca 49 del adaptador, tal como una línea impresa, que proporciona una indicación visual de colocación apropiada del adaptador 502 cuando se acopla a la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor.

El tamaño global de la paleta 34 tibial puede seleccionarse basándose en la estructura anatómica particular del paciente. Por ejemplo, la paleta 34 tibial puede proporcionarse en diversos tamaños para adaptarse a pacientes de diversos tamaños. Debe apreciarse que la forma y tamaño general de la paleta 34 (y la carcasa 30 de sensor) están diseñados y seleccionados de manera que la paleta 34 o la carcasa 30 no sobresalgan significativamente con respecto a la anatomía ósea asociada del paciente, de manera que la paleta 34 o la carcasa 30 no chocan de forma adversa con el tejido blando circundante.

El mango 32 incluye un par de pantallas 50, 52, acopladas a un extremo 54 distal del mango 32. Otro extremo 56 del mango 32 opuesto al extremo 54 distal está acoplado a la paleta 34 tibial. En el dispositivo mostrado en la Figura 2, un mango 32 y la paleta 34 tibial son de una estructura sustancialmente monolítica. Sin embargo, la paleta 34 tibial no obstante puede acoplarse de forma removible al mango 32 mediante un conector adecuado o similar.

Como se muestra en las Figuras 3 y 4, el mango 32 alargado se extiende desde un lado de la paleta 34 tibial y define un eje 57 longitudinal, que está desviado del eje 59 de disección anterior-a-posterior de la paleta 34 tibial, de manera que se define un ángulo 55 mayor de 0° entre los ejes 57, 59. En el dispositivo mostrado en los dibujos, el mango 32 se extiende desde el lado 40 medial (que es un lado lateral cuando el módulo 12 de sensor se usa en un procedimiento de enfoque quirúrgico lateral). Debe apreciarse que, debido a que el mango 32 se extiende desde un lado de la paleta 34, la paleta 34 tibial puede situarse en una articulación de rodilla de un paciente sin necesidad de subluxación o eversión de la rótula del paciente. Es decir, la paleta 34 tibial puede colocarse apropiadamente entre la tibia proximal y el fémur distal del paciente sin que la rótula del paciente esté en la posición natural.

Dependiendo del enfoque quirúrgico particular que vaya a usar el cirujano ortopédico, el cirujano puede voltear el módulo 12 de sensor a la orientación apropiada, de manera que la paleta 34 tibial se inserta en la articulación de rodilla de un paciente a través de la incisión capsular asociada. En cualquier orientación, el mango 32 se extiende fuera de la incisión capsular y, al menos una de las pantallas 50, 52, es visible para el cirujano ortopédico. Por ejemplo, si el cirujano ortopédico está usando un enfoque quirúrgico medial en una rodilla izquierda de un paciente, el cirujano ortopédico puede colocar el módulo 12 de sensor en la orientación mostrada en la Figura 3, de manera que el mango 32 se extiende desde el lado medial de la rodilla del paciente (a través de la incisión capsular medial) cuando la paleta 34 tibial se inserta en la articulación de rodilla, y la pantalla 50 es visible para el cirujano. Como alternativa, si el cirujano ortopédico está usando un enfoque quirúrgico lateral en la rodilla izquierda de un paciente, el cirujano ortopédico puede colocar el módulo 12 de sensor en la orientación mostrada en la Figura 4, de manera

que el mango 32 se extiende desde el lado lateral de la rodilla del paciente (a través de la incisión capsular lateral) cuando la paleta 34 tibial se inserta en la articulación de rodilla y la pantalla 52 es visible para el cirujano.

Como se ha analizado anteriormente, el módulo 12 de sensor se ha configurado para ayudar a un cirujano durante la realización de un procedimiento quirúrgico ortopédico. En tal caso, el módulo 12 de sensor incluye una carcasa 58 externa formada a partir de un material biocompatible. Por ejemplo, la carcasa 58 externa puede estar formada a partir de plástico o polímero biocompatible. El módulo 12 de sensor puede estar configurado para un solo uso y, en tal caso, se proporciona en una forma estéril. Por ejemplo, el módulo 12 de sensor puede proporcionarse en un envase estéril. Sin embargo, cuando la paleta 34 tibial está acoplada de forma removible al mango 32, la paleta 34 tibial puede estar diseñada para un solo uso y el mango 32 puede estar configurado para reutilizarlo a través de un procedimiento de esterilización en autoclave o similar.

Como se muestra en la Figura 5, la carcasa 58 exterior del módulo 12 de sensor incluye una carcasa 60 superior y una carcasa 62 inferior, que están acopladas entre sí. Opcionalmente, la carcasa 60 superior y la carcasa 62 inferior son imágenes especulares entre sí. La carcasa 60 superior incluye una superficie 61 interior que se enfrenta a o está orientada de otra manera hacia una superficie 63 interior de la carcasa 62 inferior cuando las carcasas 60, 62 están acopladas entre sí. Adicionalmente, la carcasa 60 superior incluye una carcasa 64 de la paleta tibial superior y una carcasa 66 de mango superior. Análogamente, la carcasa 62 inferior incluye una carcasa 68 de la paleta tibial inferior y una carcasa 70 de mango inferior. La carcasa 64 de la paleta tibial superior tiene una superficie 65 externa plana, o sustancialmente plana, e incluye una pared lateral 72 interna que define, en parte, la abertura 45 vertical que se extiende a través de la paleta 34 tibial. Análogamente, la carcasa 68 de la paleta inferior tiene una superficie 69 externa plana, o sustancialmente plana, e incluye una pared lateral 74 interna que define, en parte, la abertura 45 vertical.

La pantalla 50 está acoplada al extremo 54 distal de la carcasa 60 superior y la pantalla 52 está acoplada al extremo 54 distal de la carcasa 62 inferior. Como se muestra en la Figura 6, cada una de las pantallas 50, 52 está representada como una fila o una serie de diodos emisores de luz. Sin embargo, las pantallas 50, 52 no obstante pueden representarse como otros tipos de pantallas tales como pantallas de cristal líquido, pantallas segmentadas y/o similares. En el dispositivo mostrado en la Figura 6, cada una de las pantallas 50, 52 incluye cinco diodos 80, 82, 84, 86, 88 emisores de luz diferentes. Como se analiza con más detalle más adelante, los diodos 84 emisores de luz centrales se iluminan cuando las fuerzas articulares medial-laterales de una articulación de rodilla de un paciente son aproximadamente iguales. Adicionalmente, los diodos 80 y/u 82 emisores de luz se iluminan cuando la fuerza articular medial es mayor que la fuerza articular lateral de una articulación de rodilla de un paciente en una cantidad umbral predeterminada y los diodos 86 y 88 emisores de luz se iluminan cuando la fuerza articular lateral es mayor que la fuerza articular medial de una articulación de rodilla de un paciente en la cantidad umbral predeterminada (de nuevo, suponiendo un enfoque quirúrgico medial). Como se muestra en la Figura 6, los diodos 80, 82, 84, 86, 88 de las pantallas 50, 52 están dispuestos de manera que los diodos 80, 82 emisores de luz se corresponden con el lado 40 medial de la paleta 34 tibial y los diodos 86, 88 emisores de luz se corresponden con el lado 38 lateral de la paleta 34 tibial, independientemente de la orientación (es decir, independientemente de que la carcasa 60 superior o la carcasa 62 inferior esté orientada hacia arriba).

Como se analiza con más detalle más adelante, los diodos 80,82, 84, 86, 88 emisores de luz pueden iluminarse en una de una pluralidad de configuraciones de iluminación de acuerdo con un protocolo de pantalla predeterminado para proporcionar una indicación visual al cirujano del equilibrio de fuerzas articulares medial-lateral relativas. Activando o iluminando uno o más de los diodos 80, 82, 84, 86, 88 emisores de luz, un cirujano ortopédico puede determinar visualmente qué lado de la articulación del paciente está ejerciendo una mayor cantidad de fuerza y la magnitud general de tal fuerza respecto al lado opuesto de la articulación de rodilla de un paciente. Por ejemplo, en el gráfico 170 en la Figura 7 se presenta un ejemplo de un protocolo de pantalla, que incluye nueve configuraciones de iluminación diferentes. De acuerdo con el protocolo 170 de pantalla, solo se ilumina el diodo 80 emisor de luz si el componente de la fuerza medial es entre el 85 %-100 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 0 %-15 %. Sin embargo, se iluminan ambos diodos 80 y 82 emisores de luz si el componente de la fuerza medial es entre el 75 %-84 % y el componente de fuerza lateral es entre el 16 %-25 %. Si el componente de la fuerza medial es entre el 65 %-74 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 26 %-35 %, solo se ilumina el diodo 82 emisor de luz. Si el componente de fuerza medial es entre el 55 %-64 %, y el componente de fuerza lateral es entre el 36 %-45 %, se iluminan ambos diodos emisores de luz 82 y 84. Si el componente de la fuerza medial es entre el 46 %-54 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 46 %-54 %, solo se ilumina el diodo 84 emisor de luz, lo que indica un equilibrio relativamente equitativo de fuerzas medial y lateral. Si el componente de la fuerza medial es entre el 36 %-45 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 55 %-64 %, se iluminan ambos diodos 84 y 86 emisores de luz. Si el componente de la fuerza medial es entre el 26 %-35 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 65 %-74 %, solo se ilumina el diodo 86 emisor de luz. Si el componente de la fuerza medial es entre el 26 %-35 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 75 %-84 %, se iluminan ambos diodos 86 y 88 emisores de luz. Y, si el componente de la fuerza medial es entre el 0 %-15 % y el componente de la fuerza lateral es entre el 85 %-100 %, solo se ilumina el diodo 88 emisor de luz. De esta manera, se proporciona una indicación visual del equilibrio articular medial-lateral relativo de la fuerza articular de la rodilla del paciente al cirujano ortopédico. Por supuesto, en otros dispositivos, pueden usarse otros protocolos de pantalla para controlar e iluminar las pantallas 50, 52.

El módulo 12 de sensor incluye una serie 90 de sensores situados en la paleta 34 tibial y acoplados de forma comunicativa con un circuito 92 de control situado en el mango 32. La serie 90 de sensores está "intercalada" entre la pieza 60 de carcasa superior y la pieza 62 de carcasa inferior e incluye una abertura 91 localizada centralmente a través de la cual se extiende la abertura vertical o pasaje 45 cuando la carcasa 60 superior y la carcasa 62 inferior de la carcasa 58 externa del módulo 12 de sensor están acopladas entre sí. La abertura 46 de alineación anterior y la abertura 48 de alineación posterior se extienden también a través de la abertura 91 cuando la carcasa 60 superior y la carcasa 62 inferior de la carcasa 58 externa del módulo 12 de sensor están acopladas entre sí. La pieza 60 de la carcasa superior y la pieza 62 de la carcasa inferior están separadas para permitir que la serie 90 de sensores se compriman por la fuerza articular aplicada a la paleta 34 tibial. Por ejemplo, como se ilustra en la Figura 6, la carcasa 64 superior incluye un reborde 94 externo y la carcasa 66 inferior incluye un reborde 96 externo, que está separado del reborde 94 externo de la carcasa 64 superior por una distancia 98. Cuando se aplica una fuerza articular a la paleta 34 tibial, los rebordes 94, 96 externos se mueven el uno hacia el otro a medida que se comprime la serie 90 de sensores.

La serie 90 de sensores incluye una pluralidad de sensores de presión o elementos 100 detectores configurados para generar señales del sensor indicativas de la fuerza articular aplicada a la serie 90 de sensores. En el dispositivo mostrado en los dibujos, los sensores 100 de presión se representan como sensores de presión capacitivos, pero pueden representarse no obstante como otros tipos de sensores. Los sensores 100 de presión de la serie 90 de sensores pueden disponerse en una configuración particular. Por ejemplo, en el dispositivo mostrado en la Figura 8, la serie 90 de sensores incluye un conjunto de sensores 180 medial-antérieures configurados para medir el componente medial-anterior de la fuerza articular, un conjunto de sensores 182 lateral-antérieures configurados para medir un componente lateral-anterior de la fuerza articular, un conjunto de sensores 184 medial-posteriores configurados para medir el componente medial-posterior de la fuerza articular, y un conjunto de sensores 186 lateral-posteriores configurados para medir un componente lateral-posterior de la fuerza articular. Por ejemplo, el conjunto de sensores 180 medial-antérieures puede incluir un sensor 102 más anterior, un sensor 104 localizado posteriormente respecto al sensor 102 más anterior y hacia el centro de la serie 90 de sensores, y un sensor 106 localizado posteriormente respecto al sensor 102 más anterior y localizado hacia el lado 190 medial de la serie 90 de sensores. El conjunto de sensores 182 lateral-antérieures incluye un sensor 108 más anterior, un sensor 110 localizado posteriormente respecto al sensor 108 más anterior y hacia el centro de la serie 90 de sensores, y un sensor 112 localizado posteriormente respecto al sensor 108 más anterior y localizado hacia un lado 192 lateral de la serie 90 de sensores. El conjunto de sensores 184 medial-posteriores incluye un sensor 114 más posterior, un sensor 116 localizado anteriormente respecto al sensor 114 más posterior y hacia el centro de la serie 90 de sensores, y un sensor 180 localizado anteriormente respecto al sensor 114 más posterior y localizado hacia el lado 190 medial de la serie 90 de sensores. El conjunto de sensores 186 lateral-posteriores incluye un sensor 120 más posterior, un sensor 122 localizado anteriormente respecto al sensor 120 más posterior y hacia el centro de la serie 90 de sensores, y un sensor 124 localizado anteriormente respecto al sensor 120 más posterior y localizado hacia el lado 192 lateral de la serie 90 de sensores.

Los conjuntos de sensores 180 medial-antérieures y sensores 182 lateral-antérieures forman un conjunto de sensores 194 anteriores, y los conjuntos de sensores 184 medial-posteriores y los sensores 186 lateral-posteriores forman un conjunto de sensores 195 posteriores. Análogamente, los conjuntos de sensores 180 medial-antérieures y los sensores 184 medial-posteriores forman un conjunto de sensores 196 mediales, y los conjuntos de sensores 182 lateral-antérieures y los sensores 186 lateral-posteriores forman un conjunto de sensores 197 laterales. En el dispositivo mostrado en la Figura 8, cada uno de los sensores 180 medial-antérieures tiene un área superficial igual, o sustancialmente igual, al área superficial de cada uno de los sensores 182 lateral-antérieures. Análogamente, cada uno de los sensores 184 medial-posteriores tiene un área superficial igual, o sustancialmente igual, al área superficial de los sensores 186 lateral-posteriores. Cada uno de los sensores 194 anteriores podría opcionalmente tener un área superficial que es menor que cada uno de los sensores 195 posteriores. Por ejemplo, cada uno de los sensores 194 anteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,13 \text{ cm}^2$ ($0,174 \text{ pulgada}^2$) y cada uno de los sensores 195 anteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,21 \text{ cm}^2$ ($0,187 \text{ pulgada}^2$). Adicionalmente, en otra disposición particular, cada uno de los sensores 194 anteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,57 \text{ cm}^2$ ($0,243 \text{ pulgada}^2$), y cada uno de los sensores 195 posteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,70 \text{ cm}^2$ ($0,263 \text{ pulgada}^2$). Por supuesto, la serie 90 de sensores puede incluir más o menos sensores adicionales, o elementos de detección que tengan tamaños, localizaciones y/u orientaciones similares o distintas.

Haciendo referencia a hora a la Figura 9, el circuito 92 de control incluye un procesador 130 y un dispositivo 132 de memoria. El procesador 130 puede representarse como cualquier tipo de procesador configurado para realizar las funciones descritas en el presente documento. Por ejemplo, el procesador 130 puede representarse como un circuito integrado diferente o como una agrupación de dispositivos electrónicos. Adicionalmente, el procesador puede ser un procesador de un solo núcleo o de múltiples núcleos. Aunque solo se muestra un único procesador 130 en la Figura 10, el circuito 92 de control puede incluir cualquier número de procesadores adicionales. El dispositivo 132 de memoria puede representarse como uno o más dispositivos de memoria de solo lectura y/o dispositivos de memoria de acceso aleatorio. Por ejemplo, el dispositivo 132 de memoria puede representarse como o incluir por otro lado dispositivos de memoria de solo lectura programables, borrables eléctricamente (EEPROM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos (DRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos sincrónicos

(SDRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos de doble velocidad de datos (DDR SDRAM) y/u otros dispositivos de memoria volátil o no volátil. Adicionalmente, aunque solo se muestra un único dispositivo de memoria en la Figura 9, el circuito 92 de control puede incluir dispositivos de memoria adicionales.

5 El procesador 130 está acoplado comunicativamente al dispositivo 132 de memoria a través de rutas 134 de señalización. Las rutas 134 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de ruta de señalización capaz de facilitar la comunicación entre el procesador 130 y el dispositivo 132 de memoria. Por ejemplo, las rutas 134 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. El procesador 130 también está acoplado comunicativamente a la serie 90 de sensores a través de trayectorias 136 de señalización. De forma similar a las trayectorias 134 de señalización, las trayectorias 136 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectoria de señalización capaz de facilitar la comunicación entre el procesador 130 y la serie 90 de sensores incluyendo, por ejemplo, cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. Adicionalmente, la trayectoria 136 de señalización puede incluir un conector 138 (véase la Figura 5) configurado para recibir un extremo enchufable 140 de la serie 90 de sensores.

15 El circuito 92 de control incluye también una fuente 142 de alimentación y un circuito 144 de control de alimentación asociado. La fuente 142 de alimentación puede representarse como cualquier número de baterías dimensionadas para ajustarse en el módulo 190 de sensor. La fuente 142 de alimentación está acoplada eléctricamente al circuito 144 de control de alimentación a través de las trayectorias 146 de señalización y el circuito 144 de control de alimentación está acoplado eléctricamente al procesador 130 y a otros dispositivos del circuito 92 de control a través de las trayectorias 148 de señalización. Las trayectorias 146, 148 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización incluyendo, por ejemplo, cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. El circuito 144 de alimentación puede incluir control, distribución y circuito de filtración de la alimentación, y está configurado para proporcionar o distribuir potencia desde la fuente 142 de alimentación hasta el procesador 130 y otros dispositivos o componentes del circuito 92 de control. Como se analiza con más detalle más adelante, el circuito 144 de alimentación puede estar configurado para suministrar potencial continuamente al procesador 130 y a otros componentes del circuito 92 de control después de haberlo "conectado" y hasta que la fuente 42 de alimentación se agota. Es decir, un usuario es incapaz de "desconectar" el módulo 12 de sensor después de "conectar" inicialmente el módulo 12 en algunos dispositivos. Tal funcionalidad asegura, por ejemplo, que el módulo 12 de sensor no se reutiliza en cirugías posteriores.

20 El circuito 92 de control incluye también controles 150 de usuario acoplados comunicativamente con el procesador 130 a través de las trayectorias 152 de señalización. Los controles 150 de usuario están representados como botones 154 de encendido (véase la Figura 6) localizados en las pantallas 50, 52, y seleccionables por un usuario para conectar el módulo 12 de sensor. Sin embargo, puede preferirse que el circuito 92 de control esté configurado para evitar o limitar de otra manera la capacidad del usuario de desconectar el módulo 12 de sensor usando los botones 154 de encendido u otros controles después de que el módulo 12 de sensor se haya conectado. Es decir, una vez conectado, el circuito 92 de control está configurado para permanecer conectado hasta que la fuente 142 de alimentación se agota. Una configuración de este tipo asegura que el módulo 12 del sensor se usa durante un único procedimiento quirúrgico ortopédico y no puede reutilizarse de otra manera en múltiples procedimientos.

35 Las trayectorias 152 de señalización son similares a las trayectorias 134 de señalización y pueden representarse como cualquier tipo de trayectoria de señalización capaz de facilitar la comunicación entre los controles 150 de usuario y el procesador 130 incluyendo, por ejemplo, cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares.

40 El circuito 92 de control incluye también un circuito 156 de visualización para dirigir y/o controlar las pantallas 50, 52. El circuito 156 de visualización está acoplado comunicativamente al procesador 130 a través de las trayectorias 158 de señalización y a las pantallas 50, 52 a través de trayectorias 160 de señalización. De forma similar a las trayectorias 134 de señalización analizadas anteriormente, las trayectorias 158, 160 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectoria de señalización capaz de facilitar la comunicación entre el procesador 130 y el circuito 156 de visualización y el circuito 156 de visualización y las pantallas 50, 52, respectivamente. Por ejemplo, las trayectorias 158, 160 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. Como se ha analizado anteriormente, en el dispositivo mostrado en los dibujos, las pantallas 50, 52 se representan como una disposición de diodos 80, 82, 84, 86, 88 emisores de luz.

45 Opcionalmente, el módulo 12 de sensor está configurado para transmitir datos de fuerza al módulo 14 de pantalla y/o al sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS). El circuito 92 de control puede incluir entonces un circuito 162 transmisor y una antena 164. El circuito 162 transmisor está acoplado comunicativamente al procesador 130 a través de trayectorias 166 de señalización y a la antena 164 a través de las trayectorias 168 de señalización. Las trayectorias 166, 168 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar la comunicación entre el circuito 162 transmisor y el procesador 130 y la antena 164, respectivamente. Por ejemplo, de forma similar a las trayectorias 134 de señalización, las trayectorias 166, 168 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías,

buses, dispositivos intermedios y/o similares. El circuito 162 transmisor puede estar configurado para usar cualquier tipo de protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica para transmitir los datos de fuerza articular al módulo 14 de pantalla y/o al sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS). Por ejemplo, el circuito 162 transmisor puede configurarse para usar un protocolo de red inalámbrica, un protocolo de comunicación móvil tal como un protocolo de acceso múltiple con división de código (CDMA), un protocolo Bluetooth u otro protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 10 y 11, durante el uso, el circuito de control 92 está configurado para ejecutar un procedimiento 200 para determinar datos de fuerza articular de una articulación de un paciente y proporcionar una indicación visual del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular de la articulación de rodilla de un paciente. El procedimiento 200 comienza con el bloque 202, en el que se inicia el circuito 92 de control. Por ejemplo, en el bloque 202, el circuito 92 de control puede realizar cualquier número de comprobaciones del sistema, aclarar cualquier registro del procesador 130 y/o realizar otras comprobaciones de inicialización y/o integridad. Opcionalmente, el circuito 92 de control puede estar configurado para realizar una rutina de toma de contacto en el bloque 204 con el dispositivo 14 de pantalla portátil y/o el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS). Durante la rutina de toma de contacto, el circuito 92 de control y el dispositivo 14 de pantalla portátil y/o el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) pueden estar configurados para determinar protocolos de comunicación y/o establecer de otra manera cualquier tipo de procedimiento de comunicación para transmitir los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor al dispositivo 14 o al sistema 18.

En el bloque 206, el circuito 92 de control recibe las señales del sensor o los datos de la serie 90 de sensores. Como se ha analizado anteriormente, la serie 90 de sensores genera señales del sensor indicativas de una fuerza articular aplicada a la paleta 34 tibial cuando la paleta 34 está situada en una articulación de rodilla de un paciente. En el bloque 208, el procesador 130 del circuito 92 de control determina los datos de fuerza articular basándose en las señales del sensor recibidas desde la serie 90 de sensores. Los datos de fuerza articular son indicativos de la fuerza articular de la articulación de rodilla de un paciente. Opcionalmente, los datos de fuerza articular pueden representarse como valores de fuerza articular específicos, tal como un valor del componente de fuerza articular medial, un valor del componente de fuerza articular lateral, un valor del componente de fuerza articular anterior y/o un valor del componente de fuerza articular posterior, determinándose cada fuerza en Newton o una unidad de medición de fuerza similar. El componente de fuerza articular medial puede determinarse basándose en las señales del sensor a partir del conjunto de sensores 196 mediales y el componente de fuerza articular lateral puede determinarse basándose en las señales del sensor del conjunto de sensores 197 laterales. Adicionalmente, el componente de fuerza articular anterior puede estar basado en el conjunto de sensores 194 anteriores, y el componente de fuerza articular posterior puede estar basado en las señales del sensor a partir del conjunto de sensores 195 posteriores. Posteriormente, en el bloque 210 el circuito 92 de control controla o activa de otra manera las pantallas 50, 52 para mostrar los datos de fuerza articular determinados en el bloque 208. Por ejemplo, cuando se determinan una o más fuerzas articulares específicas, el procesador 130 puede mostrar las fuerzas articulares determinadas o una indicación de las mismas en las pantallas 50, 52.

Adicionalmente o como alternativa, el circuito 92 de control puede estar configurado para determinar el equilibrio medial-lateral de la fuerza articular y mostrar indicaciones de tal equilibrio medial-lateral en las pantallas 50, 52 en los bloques 208, 210. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 11, el circuito 92 de control puede ejecutar un procedimiento 220 para determinar el equilibrio medial-lateral de la fuerza articular de la articulación de rodilla de un paciente. En el bloque 222, el circuito de control 92 determina los datos de fuerza articular medial basándose en las señales del sensor recibidas desde el conjunto de sensores 196 mediales. Análogamente, en el bloque 224, el circuito 92 de control determina datos de fuerza articular lateral basándose en las señales del sensor recibidas desde el conjunto de sensores 197 laterales. Los datos de fuerza articular medial y lateral pueden representarse como la fuerza articular específica determinada en Newton, o pueden representarse como alguna representación de este tipo. Por ejemplo, los datos de fuerza articular medial y lateral pueden medirse en capacitancia. Adicionalmente, debe apreciarse que los bloques 222 y 224 pueden ejecutarse en cualquier orden.

En el bloque 226, el circuito 92 de control determina el equilibrio medial-lateral relativo de la fuerza articular de la articulación de un paciente. Para hacer esto, el circuito 92 de control compara los datos de fuerza medial y los datos de fuerza lateral. Por ejemplo, el circuito 92 de control puede estar configurado para determinar un valor de fuerza total sumando los datos de fuerza medial y los datos de fuerza lateral. El circuito 92 de control posteriormente determina un valor de porcentaje medial dividiendo los datos de fuerza medial por el valor de fuerza total y un valor de porcentaje lateral dividiendo los datos de fuerza lateral por el valor de fuerza total. En tal caso, si las fuerzas medial y lateral de una articulación de un paciente están equilibradas, se determinaría que el valor de porcentaje medial es de aproximadamente un 50 % y se determinaría que el valor de porcentaje lateral es de aproximadamente un 50 %. Por supuesto, el circuito 92 de control opcionalmente podría estar configurado para determinar solo uno de los valores de porcentaje medial y lateral, siendo conocido el otro o determinándose por una resta sencilla del 100 %.

En el bloque 228, el circuito 92 de control activa o controla las pantallas 50, 52 para proporcionar una indicación visual del equilibrio medial-lateral relativo de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente. Por ejemplo, cuando las pantallas 50, 52 están representadas como diodos emisores de luz, el circuito 92 de control está configurado para activar o iluminar uno o más de los diodos emisores de luz para proporcionar una indicación visual

del equilibrio medial/lateral de las fuerzas articulares. El circuito 92 de control puede usar cualquier protocolo de pantalla o configuración de iluminación de los diodos emisores de luz que proporcione una indicación apropiada al cirujano ortopédico de tales fuerzas articulares. Por ejemplo, el circuito 92 de control puede estar configurado para controlar las pantallas 50, 52 de acuerdo con el protocolo 170 de pantalla mostrado y analizado anteriormente con referencia a la Figura 7.

De esta manera, el módulo 12 de sensor proporciona una indicación visual al cirujano ortopédico de las fuerzas medial y lateral relativas de la articulación de un paciente. Como se analiza con más detalle más adelante, el cirujano ortopédico puede realizar procedimientos de equilibrado en la articulación de rodilla de un paciente mientras supervisa el equilibrio actual de fuerzas medial y lateral a través de las pantallas 50, 52 para conseguir el equilibrio deseado para el paciente particular. Adicionalmente, debido a que el módulo 12 de sensor incluye una pantalla 50, 52 a cada lado, se proporciona al cirujano ortopédico la indicación visual de las fuerzas articulares, esté el cirujano operando la rodilla izquierda o derecha del paciente.

Haciendo referencia de nuevo a la Figura 12, además de activar las pantallas 50, 52 para proporcionar la notificación visual de las fuerzas articulares en el bloque 210, el módulo 12 de sensor puede estar configurado para transmitir datos de fuerza articular en el bloque 212. Como se ha analizado anteriormente, el módulo 12 de sensor puede transmitir los datos de fuerza articular a la pantalla 14 portátil y/o al sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) en el bloque 212. Los datos de fuerza articular transmitidos pueden representarse como las fuerzas articulares específicas medidas en Newton, por ejemplo o pueden ser representaciones de las mismas. Por ejemplo, las señales del sensor recibidas a partir de la serie 90 de sensores o representaciones eléctricas de los niveles de tales señales pueden transmitirse en el bloque 212. Como alternativa, el módulo 12 de sensor puede transmitir datos de fuerza articular indicativos del equilibrio medial-lateral determinado de la fuerza articular de la articulación de un paciente.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 12 a 18, el módulo 14 de pantalla portátil incluye una carcasa 300 dimensionada para sostenerla en las manos de un cirujano ortopédico y que se usa durante la realización de un procedimiento quirúrgico ortopédico. De esta manera, el módulo 14 de pantalla está configurado para que sea móvil. El módulo 14 de pantalla incluye también una pantalla 302 acoplada al lado 304 superior de la carcasa 300. Una pluralidad de botones 306, 308, 310 de entrada de usuario están colocados también en el lado 304 superior de la carcasa 300 por debajo de la pantalla 302. El módulo 14 de pantalla incluye también un botón 312 de encendido. En el dispositivo mostrado en las Figuras 20 a 26, el botón 312 de encendido está situado por debajo de la fila de botones 306, 308, 310 de entrada, pero los botones 306, 308, 310, 312 pueden estar situados en otras configuraciones y/u orientaciones.

Como se ha analizado anteriormente, el módulo 14 de pantalla portátil está configurado para usarlo con el módulo 12 de sensor para recibir datos de fuerza articular a partir del módulo 12 y marcas de pantalla en la pantalla 302 indicativas de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente. De forma similar al módulo 12 de sensor, el módulo 14 de pantalla puede configurarse para determinar el equilibrio medial/lateral relativo de la fuerza articular de la articulación de un paciente y mostrar marcas de tales equilibrios en la pantalla 302. Adicionalmente, el módulo 14 de pantalla puede estar configurado para determinar el equilibrio anterior-posterior de la fuerza articular de la articulación de un paciente y mostrar marcas de tales equilibrios en la pantalla 302. Adicionalmente, el módulo 14 de pantalla puede estar configurado también para realizar otras funciones tales como almacenar capturas de pantalla y datos de las fuerzas articulares de un paciente, como se muestra en la pantalla 302 y descargar tales datos a otros dispositivos.

Como se muestra en la Figura 14, el módulo 14 de pantalla portátil incluye un circuito 320 de control situado en la carcasa 300. El circuito 320 de control incluye un procesador 322 y un dispositivo 324 de memoria. El procesador 322 puede representarse como cualquier tipo de procesador configurable para realizar las funciones descritas en el presente documento. Por ejemplo, el procesador 322 puede representarse como un circuito integrado diferente o como una agrupación de dispositivos electrónicos. Adicionalmente, el procesador puede ser un procesador de un solo núcleo o de múltiples núcleos. Aunque solo se muestra un único procesador 322 en la Figura 14, el circuito 320 de control puede incluir cualquier número de procesadores adicionales. El dispositivo 324 de memoria puede representarse mediante dispositivos de memoria de solo lectura y/o dispositivos de memoria de acceso aleatorio. Por ejemplo, el dispositivo 324 de memoria puede representarse como o incluir de otra manera dispositivos de memoria programable borrable eléctricamente (EEPROM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos (DRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos sincrónicos (SDRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos de doble velocidad de datos (DDR SDRAM) y/u otros dispositivos de memoria volátil o no volátil. Adicionalmente, aunque solo se muestra un único dispositivo de memoria en la Figura 14, el circuito 320 de control puede incluir dispositivos de memoria adicionales.

El procesador 322 acoplado comunicativamente al dispositivo 324 de memoria a través de las trayectorias 326 de señalización. Las trayectorias 326 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar la comunicación entre el procesador 322 y el dispositivo 324 de memoria. Por ejemplo, las trayectorias 326 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios, y/o similares.

5 El procesador 322 también está acoplado comunicativamente a los botones 306, 308, 310 de entrada de usuario a través de las trayectorias 328 de señalización y a un indicador 314 de potencia a través de las trayectorias 344 de señalización. De forma similar a las trayectorias 326 de señalización, las trayectorias 328, 344 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectoria de señalización capaz de facilitar la comunicación entre el procesador 322 y los botones 306, 308, 310 de entrada de usuario y el indicador 314 de potencia, respectivamente. Por ejemplo, las trayectorias 328, 344 de señalización pueden incluir cualquier número de cables, trazas de placa de usuario impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. Los botones 306, 308, 310 de entrada de usuario son botones de software o "soft", pudiéndose determinar la funcionalidad de cada uno basándose en la pantalla particular mostrada en la pantalla 302.

10 El circuito 320 de control incluye también un circuito 330 de entrada de alimentación externa, una fuente 332 de alimentación recargable tal como una batería recargable o similar, y un circuito 334 de alimentación. El circuito 330 de entrada de alimentación externa está configurado para recibir un enchufe de un cargador tal como un "cargador de pared" y está acoplado comunicativamente a la fuente 332 de alimentación recargable a través de las trayectorias 336 de señalización. La fuente 332 de alimentación recargable está acoplada comunicativamente al circuito 334 de alimentación a través de las trayectorias 338 de señalización. El circuito 334 de alimentación está acoplado comunicativamente al procesador 322 a través de las trayectorias 340 de señalización y al botón 312 de potencia a través de las trayectorias 342 de señalización. Las trayectorias 336, 338, 340, 342 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización incluyendo, por ejemplo, cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. El circuito 334 de alimentación puede incluir un circuito de control, distribución y filtración de alimentación y está configurado para proporcionar o distribuir alimentación a la fuente 332 de alimentación recargable al procesador 322 y a otros dispositivos o componentes del circuito 320 de control.

25 El circuito 320 de control incluye también un circuito 346 de pantalla para activar y/o controlar la pantalla 392. El circuito 346 de pantalla está acoplado comunicativamente al procesador 322 a través de las trayectorias 348 de señalización y a la pantalla 302 a través de las trayectorias 350 de señalización. Las trayectorias de señalización 348, 350 pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar la comunicación entre el procesador 322 y el circuito 346 de pantalla y la pantalla 302, respectivamente. Por ejemplo, las trayectorias 348, 350 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares.

30 Como se ha analizado anteriormente, el módulo 14 de pantalla portátil está configurado para recibir datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. En tal caso el circuito 320 de control incluye el circuito 352 receptor y una antena 354. El circuito 352 receptor está acoplado comunicativamente al procesador 322 a través de trayectorias 356 de señalización y a la antena 354 a través de las trayectorias 358 de señalización. Las trayectorias 356, 358 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar la comunicación entre el circuito 352 receptor y el procesador 322 y la antena 354, respectivamente. Por ejemplo, las trayectorias 356, 358 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. El circuito 352 receptor puede estar configurado para usar cualquier tipo de protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica para recibir los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. Por ejemplo, como se ha analizado anteriormente con referencia al módulo 12 de sensor, el módulo 14 de pantalla puede estar configurado para un protocolo de red inalámbrica, un protocolo de comunicación móvil, tal como un protocolo de acceso múltiple con división de código (CDMA), un protocolo Bluetooth u otro protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica para comunicarse con el módulo 12 de sensor.

45 El circuito 320 de control incluye también una interfaz 360 de bus universal en serie (USB). La interfaz 360 de USB está acoplada comunicativamente con el procesador 322 a través de las trayectorias 362 de señalización, que pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar comunicación entre la interfaz 360 de USB y el procesador 322. Por ejemplo, las trayectorias 362 de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares. La interfaz 360 de USB puede usarse para descargar datos, tales como datos de fuerza articular o datos de captura de pantalla, desde el módulo 14 de pantalla a otro dispositivo tal como un ordenador. Adicionalmente, la interfaz 360 de USB puede usarse para actualizar el software o firmware del circuito 320 de control.

55 Haciendo referencia ahora a las Figuras 23 a 26, el circuito 320 de control se configura cuando está en uso para ejecutar un procedimiento 400 para determinar y mostrar datos de fuerza articular relacionados con una articulación de un paciente a un cirujano ortopédico. El procedimiento 400 comienza con el bloque 402, en el que se inicializa el circuito 320 de control. Por ejemplo, en el bloque 402, el circuito 320 de control puede realizar cualquier número de comprobaciones de sistema, aclaraciones de cualquier registro del procesador 322 y/o realizar otra inicialización y/o comprobación de integridad. Adicionalmente, el circuito 320 de control puede estar configurado para realizar una rutina de toma de contacto en el bloque 404 con el módulo 12 de sensor. Durante esta rutina de toma de contacto, el circuito 320 de control y el módulo 12 de sensor pueden configurarse para determinar protocolos de comunicación y/o establecer de otra manera cualquier tipo de procedimiento de comunicación para transmitir los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor hasta el módulo 14 de dispositivo.

En el bloque 406, el circuito 320 de control recibe los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. Como se ha analizado anteriormente, los datos de fuerza articular son indicativos de la fuerza articular de la articulación de un paciente, como se indica por las señales del sensor generadas por la serie 90 de sensores del módulo 12 de sensor. En el bloque 408, el circuito de control 320 determina un valor de fuerza articular medial y un valor de fuerza articular lateral basándose en los datos de fuerza articular recibidos en el bloque 406. El valor de fuerza articular medial está basado en el conjunto de sensores 196 mediales y el valor de fuerza articular lateral está basado en el conjunto de sensores 197 laterales. En el bloque 410, el circuito 320 de control determina el equilibrio medial/lateral de la fuerza articular de la articulación en un paciente basándose en los valores de fuerza articular medial y lateral. Como se ha analizado anteriormente, el equilibrio medial/lateral puede representarse mediante un valor porcentual. Posteriormente, el equilibrio medial/lateral de la fuerza articular se muestra en la pantalla 302 en el bloque 412. Por ejemplo, como se muestra en las capturas de pantalla 450, 452, 454 en las Figuras 24 a 26, el valor 430 porcentual del componente de la fuerza articular medial se muestra hacia un lado 460 designado medialmente en la pantalla 302 y el valor 432 porcentual del componente de fuerza articular lateral se muestra hacia un lado 462 designado lateralmente de la pantalla 302.

En los bloques 414, 416, el circuito 320 de control determina qué modo ha seleccionado el cirujano ortopédico. Opcionalmente, el cirujano ortopédico puede seleccionar un primer modo en el que en la pantalla 302 solo se muestran las marcas de equilibrio medial-lateral de las fuerzas articulares del paciente o un segundo modo en el que en la pantalla 302 se muestran las marcas del equilibrio medial lateral y anterior-posterior de las fuerzas articulares de un paciente. El usuario puede cambiar entonces entre los dos modos seleccionando los botones 306, 308, 310 de entrada de usuario apropiados.

Si el cirujano ortopédico ha seleccionado el modo solo medial-lateral, el procedimiento 400 avanza al bloque 418 en el que en la pantalla 302 se muestran las marcas del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular de la articulación de rodilla de un paciente. Para hacer esto, como se muestra en la Figura 16, se presenta una visualización 450 de pantalla en la pantalla 302 del módulo 14 de pantalla. La visualización 450 de pantalla incluye una imagen 470 de fondo, que se muestra en los dibujos, como una imagen de un extremo proximal de una tibia reseçada. El circuito 320 de control muestra una barra 472 de equilibrio en la imagen 470 de fondo y un icono 474 en la barra 472 de equilibrio en una posición que indica el equilibrio medial/lateral relativo de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente. Por ejemplo, en la visualización 450 de pantalla mostrada en los dibujos, el icono 474, que está representado como un rectángulo redondeado, se muestra en la barra 472 de equilibrio hacia el lado lateral 462 de la visualización 450 de pantalla (es decir, el lado de la pantalla 302 correspondiente al lado lateral de la imagen 470 de la tibia reseçada, que corresponde al lado derecho de la pantalla 302). Tal colocación indica que el componente de la fuerza articular lateral de la fuerza articular total de la articulación de rodilla del paciente es mayor que el componente de la fuerza articular medial. Cuanto mayor es la distancia entre el icono 474 y el centro de la barra 472 de equilibrio, mayor es el componente de fuerza medial o lateral respectivo. Opcionalmente, la imagen 470 de fondo incluye un icono 476 "equilibrado" que se muestra como un esbozo rectangular redondeado, situado en la imagen 470 de fondo, de manera que cuando el icono 474 está localizado dentro de los límites del icono 476, la fuerza articular medial y la fuerza articular lateral de la rodilla de un paciente están equilibradas o dentro de un umbral predeterminado entre sí. Adicionalmente, la visualización 450 de pantalla puede incluir una barra 434 llena de fuerza total, que puede llenarse o vaciarse a medida que el equilibrio de fuerza total aumenta o disminuye dependiendo de la configuración particular de la pantalla 450.

Sin embargo, si el cirujano ortopédico ha seleccionado el modo medial-lateral y anterior-posterior, el procedimiento 400 avanza al bloque 420 en el que las marcas del equilibrio medial-lateral y anterior-posterior de la fuerza articular de la rodilla de un paciente se muestran en la pantalla 302. Para hacer esto, como se muestra en la Figura 17, se presenta una visualización 452 de pantalla en la pantalla 302 del módulo 14 de pantalla. La visualización 452 de pantalla incluye la imagen 470 de fondo sobre la cual se sitúa la barra 472 de equilibrio. De nuevo, el circuito 320 de control muestra el icono 474 sobre la barra 472 de equilibrio indicativo del equilibrio medial-lateral relativo de la fuerza articular de la articulación de un paciente. Además, sin embargo, un extremo 480 medial de la barra 472 de equilibrio y un extremo 482 lateral de la barra 472 de equilibrio están situados basándose en el equilibrio anterior-posterior correspondiente. Por ejemplo, el extremo 480 medial y la barra 472 de equilibrio están situados hacia el lado 464 posterior de la pantalla 302 o el lado 466 anterior de la pantalla 302 basándose en el equilibrio anterior-posterior de la fuerza articular medial. Como se ha analizado anteriormente, el equilibrio anterior-posterior del componente de la fuerza articular medial puede determinarse basándose en las señales del sensor a partir del conjunto de sensores 180 medial-anteriores y el conjunto de sensores 184 medial-posteriores. Análogamente, el extremo 482 lateral de la barra 472 de equilibrio está situado hacia el lado 464 posterior de la pantalla 302 o el lado 466 anterior de la pantalla 302 basándose en el equilibrio anterior-posterior de la fuerza articular lateral. Como se ha analizado anteriormente, el equilibrio anterior-posterior del componente de fuerza articular lateral puede determinarse basándose en las señales del sensor a partir del conjunto de sensores 182 lateral-anteriores y el conjunto de sensores 186 lateral-posteriores.

En la visualización 452 de pantalla de la Figura 18, el extremo 480 medial de la barra 472 de equilibrio está situado hacia el lado 466 anterior de la pantalla 302 y el extremo 482 lateral de la barra 472 de equilibrio está situado hacia el lado 464 posterior de la pantalla 302. Tal colocación indica que el componente de fuerza anterior del componente de fuerza medial es mayor que el componente de fuerza posterior del componente de fuerza medial y que el componente de fuerza posterior del componente de fuerza lateral es mayor que el componente de fuerza anterior del

componente de fuerza lateral. Cuanto mayor es la distancia entre los extremos 480, 482 y el centro anterior-posterior, mayor es el componente de fuerza anterior o posterior respectivo.

5 Haciendo referencia de nuevo a la Figura 15, una vez que se han mostrado en la pantalla 302 las marcas apropiadas de los equilibrios de fuerza articular, el circuito 320 de control determina si el cirujano ortopédico debería realizar una captura de pantalla de la actual pantalla en el bloque 422. El cirujano ortopédico puede realizar una captura de pantalla de la pantalla 302 seleccionando el botón 306, 308, 310 de entrada de usuario apropiado. Adicionalmente, la captura de pantalla se almacena en el dispositivo 324 de memoria en el bloque 424 y posteriormente puede descargarse desde el módulo 14 de pantalla.

10 Cuando la captura de pantalla se almacena, aparece un icono 484 en la esquina inferior derecha de la pantalla 302. Además del icono 484, podría mostrarse una línea 486 de equilibrio vertical correspondiente opcionalmente en la pantalla 302 cuando se almacena una captura de pantalla. La línea 486 de equilibrio proporciona una indicación visual del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular mostrada en la captura de pantalla almacenada asociada. Adicionalmente, si el cirujano ortopédico ha seleccionado el modo medial-lateral y anterior-posterior, en la pantalla 302 se muestra una línea 488 de equilibrio anterior-posterior. La línea 488 de equilibrio proporciona una indicación visual del equilibrio anterior-posterior de las fuerzas medial y lateral de la articulación de rodilla de un paciente mostrada en la captura de pantalla almacenada asociada.

15 Haciendo referencia ahora a las Figuras 19 a 27, el módulo 12 de sensor podría usarse con un sistema 500 de ensayo tibial, por ejemplo. El sistema 500 de ensayo tibial puede incluir un adaptador 502 y uno o más componentes de ensayo tibial configurados para situarse sobre el adaptador 502 en la paleta 34 tibial como se analiza con más detalle más adelante. En la disposición mostrada en los dibujos, los componentes de ensayo tibial del sistema 500 pueden incluir, por ejemplo, una o más cuñas 504 de ensayo, dispositivos de componente de ensayo 505 de superficie de soporte tibial que pueden acoplarse a las cuñas 504 de ensayo y/o uno o más dispositivos de componente de ensayo 506 de soporte tibial. Opcionalmente, los dispositivos de componente de ensayo 506 de soporte tibial pueden estar configurados para recibir el adaptador 502 como se analiza más adelante con referencia a las Figuras 26 y 27, mientras que los dispositivos de componente de ensayo 505 de superficie de soporte tibial pueden estar configurados para acoplarse a una cuña 504 de ensayo seleccionada. Por ejemplo, el componente de ensayo 505 de superficie de soporte tibial incluye un par de orejetas o protuberancias (no mostradas) conformadas y localizadas para ser recibidas en un par de aberturas 508 correspondientes de la cuña 504 de ensayo para acoplar el componente de ensayo 505 de la superficie de ensayo de soporte tibial 505 a la cuña 504 de ensayo, formando de esta manera un componente de ensayo de soporte tibial modular.

20 Como se ha analizado anteriormente, el adaptador 502 está configurado para acoplarse o conectarse de otra manera a la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor. Como se muestra en las Figuras 20A a 20E, el adaptador 502 incluye un cubo 510 que tiene un lado 512 inferior, que entra en contacto o se enfrenta de otra manera a la paleta 34 tibial cuando el adaptador está acoplado al mismo, y un lado 514 superior opuesto al lado 512 inferior. A modo de ejemplo, el cubo 510 puede tener una forma circular o una forma casi circular. Sin embargo, el cubo 510 puede no obstante formarse con otras formas geométricas capaces de facilitar la rotación de los componentes de ensayo tibial rotatorios fijados como se analiza con más detalle más adelante. Adicionalmente, el adaptador 502 mostrado en los dibujos se forma a partir de un material de plástico, pero puede formarse a partir de otros materiales que tengan suficiente flexibilidad para permitir que la pinza se acople a la paleta 34 tibial y cualquier componente de ensayo tibial mientras retiene tal acoplamiento durante el uso.

35 Un conjunto de pinzas 516 de retención superior se extiende hacia arriba desde el lado 514 superior. Cada pinza 516 de retención superior incluye un vástago 518 alargado fijado al cubo 510 y un reborde o abultamiento 520 fijado al extremo distal del vástago 518 alargado. El vástago 518 alargado se extiende hacia arriba desde el cubo 510 y el reborde 520 asociado se extiende hacia fuera desde el extremo distal del vástago 518 alargado. Cada una de las pinzas 516 de retención superiores está curvada hacia dentro en el plano transversal (es decir, el plano de la paleta 34 tibial cuando el adaptador 502 está acoplado a la misma) y está dispuesto para definir generalmente un círculo. Adicionalmente, cada reborde o abultamiento 520 tiene una superficie exterior curva o redondeada. Como se analiza con más detalle más adelante, las pinzas 516 de retención superiores están conformadas y configuradas para facilitar la fijación y separación de un bloque 832 separador y/o el hiperextensor 16 articular durante un procedimiento quirúrgico. Aunque el adaptador 502 incluye tres pinzas 516 de retención superiores pueden usarse no obstante más o menos pinzas 516 de retención superiores.

45 De forma similar a las pinzas 516 de retención superiores, un conjunto de pinza 522 de retención inferiores se extiende hacia abajo desde el lado 512 inferior. Cada pinza 522 de retención inferior incluye un vástago 524 alargado fijado al cubo 510 y un reborde o abultamiento 526 fijado a un extremo distal del vástago 524 alargado. El vástago 524 alargado se extiende hacia abajo desde el cubo 510 y el reborde 526 asociado se extiende hacia fuera desde el extremo distal del vástago 524 alargado. Cada una de las pinzas 522 de retención inferior está curvada hacia dentro en el plano transversal (es decir, el plano de la paleta 34 tibial cuando el adaptador 522 está acoplado a la misma) y está dispuesto para definir de forma general un círculo. Adicionalmente, cada reborde o abultamiento 526 tiene un número de superficies exteriores sustancialmente planas que intersecan a ángulos seleccionados. El abultamiento 526 podría incluir, no obstante, superficies exteriores curvas o redondeadas. Como se analiza con más detalle más adelante, las pinzas 522 de retención inferiores están conformadas y configuradas para facilitar la

fijación y separación del adaptador 502 a la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor. Para conseguirlo, las pinzas 522 de retención inferiores son recibidas en la abertura 45 vertical de la paleta 34 tibial. Aunque el adaptador 502 incluye tres pinzas 522 de retención inferiores, pueden usarse más o menos pinzas 522 de retención inferiores.

5 Las pinzas 516 de retención superiores y las pinzas 522 de retención inferiores están "enchavetadas" de manera que el adaptador 502 puede acoplarse a la paleta 34 tibial en una ordenación vertical sencilla. En el dispositivo
 10 mostrado en los dibujos, las pinzas 516 de retención superiores son más grandes que las pinzas 522 de retención inferiores, de manera que las pinzas 516 de retención superiores no pueden insertarse en la abertura 45 vertical de la paleta 34 tibial. Por ejemplo, las pinzas 516 de retención superiores generalmente definen un círculo 550 (véase la Figura 20E) que tiene un diámetro mayor que un círculo 552 definido generalmente por las pinzas 522 de retención inferiores (véase la Figura 20D). Por supuesto, pueden usarse otras estructuras o elementos en otros dispositivos para "enchavetar" el adaptador 502 a la paleta 34 tibial.

15 Como se muestra en la Figura 20B, el adaptador 502 también incluye una lengüeta 530 de alineación anterior y una lengüeta 532 de alineación posterior, que se extienden hacia abajo desde el lado 514 inferior. Como se analiza con más detalle más adelante, las lengüetas 530, 532 de alineación están configuradas para ser recibidas en las aberturas 46, 48 de alineación correspondientes de la paleta tibial (véase la Figura 19) cuando el adaptador 502 se
 20 acopla a la paleta 34 tibial. Las lengüetas 530, 532 de alineación están "enchavetadas", de manera que el adaptador 502 puede fijarse a la paleta 34 tibial en una única orientación. Por ejemplo, en el dispositivo mostrado en los dibujos, la lengüeta 530 de alineación anterior tiene una anchura o longitud 534 de arco mayor que la anchura o longitud 536 de arco de la lengüeta 532 posterior (véase la Figura 20D). Análogamente, como se ha analizado
 25 anteriormente, la abertura 46 de alineación anterior de la paleta 34 tibial tiene una mayor anchura o longitud de arco que la abertura 48 de alineación posterior. En tal caso, el adaptador 502 puede fijarse a la paleta 34 tibial solo en la orientación en la que se recibe la lengüeta 530 de alineación anterior en la abertura 46 de alineación anterior y la lengüeta 532 de alineación posterior se recibe en la abertura 48 de alineación posterior. Cada una de las lengüetas 530, 532 de alineación están curvadas hacia dentro en el plano transversal e incluyen lados 538, 540 en ángulo, respectivamente, que facilitan la autoseparación del adaptador 502 de la paleta 34 tibial como respuesta a un par de torsión excesivo que se ejerce sobre el adaptador 502, como se analiza con más detalle más adelante.

30 El adaptador 502 incluye también una llave o protuberancia 542 anti-rotación, que se extiende hacia fuera desde el cubo 510. La llave 542 anti-rotación incluye una superficie 544 inferior que es coplanar con el lado 512 inferior del cubo 510, de manera que la llave 542 anti-rotación se apoya sobre, entra en contacto con o se enfrenta de otra manera a la paleta 34 tibial cuando el adaptador 502 está acoplado al módulo 12 de sensor. En el dispositivo
 35 mostrado en los dibujos, la llave 542 anti-rotación tiene una forma rectangular, aunque no obstante puede tener otras formas. Como se analiza con más detalle más adelante, la llave 542 anti-rotación evita o restringe la rotación de los componentes de ensayo tibial no móviles y limita la rotación de los componentes de ensayo tibial móviles.

40 Como se ha analizado anteriormente, el adaptador 502 está configurado para fijarse a la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor como se muestra en la Figura 21. Para hacer esto, las pinzas 522 de retención inferiores se insertan en la abertura 45 vertical de la paleta 34 tibial, y el adaptador 502 está alienado de manera que la lengüeta 530 de alineación anterior es recibida en la abertura 46 de alineación anterior y la lengüeta 532 de alineación posterior es recibida en la abertura 48 de alineación posterior de la paleta tibial 34 como se muestra en la Figura 22. Las pinzas 522 de retención inferiores están configuradas para flexionarse hacia dentro ligeramente para permitir la fijación del adaptador 502 a la paleta 34 tibial. Tras una inserción exitosa, las pinzas 522 de retención inferiores vuelven a su posición normal, o cercana a la normal, para proporcionar una cantidad de resistencia a la elevación, para de esta manera asegurar el adaptador 502 a la paleta 34 tibial. Como se muestra en la Figura 22, el reborde o abultamiento 526 entra en contacto con la sección 47 en ángulo hacia dentro de la pared lateral 44 interna de la paleta 34 tibial, lo que proporciona una cantidad de resistencia a la elevación para el adaptador 502. Sin embargo, si se aplica un par de torsión excesivo al adaptador 502, la sección 47 en ángulo hacia dentro de la pared lateral 44 interna de la paleta 34 tibial facilita la separación del adaptador 502 forzando las pinzas 522 de retención inferiores hacia dentro, como se analiza con más detalle más adelante.

50 Como se muestra en las Figuras 23 a 25, la cuña 504 de ensayo puede acoplarse al adaptador 502 y el módulo 12 de sensor en una orientación fija (Figura 23) o móvil (Figuras 24 y 25). Para facilitar tales orientaciones, la cuña 504 de ensayo incluye una abertura 560 central dimensionada y conformada para recibir el cubo 510 del adaptador 502. Adicionalmente, la cuña 504 de ensayo incluye una abertura 562 anti-rotación y una abertura 564 que posibilita la rotación, cada una en comunicación fluida con la abertura central 560. Como se muestra en la Figura 23, la abertura 562 anti-rotación tiene una anchura 566 ligeramente mayor que la llave 542 anti-rotación del adaptador 502, de manera que la llave 542 anti-rotación puede alojarse en la abertura 562 anti-rotación. A la inversa, la abertura 564 que permite la rotación tiene una forma generalmente trapezoidal y una longitud 568 de arco que es sustancialmente mayor que la anchura de la llave 542 anti-rotación.

60 Como se muestra en la Figura 23, la cuña 504 de ensayo puede acoplarse al adaptador 502 y el módulo 12 de sensor en una orientación fija, de manera que la llave 542 anti-rotación del adaptador 502 se aloja en la abertura 562 anti-rotación de la cuña 504 de ensayo. Debido a que la abertura 562 anti-rotación solo es ligeramente mayor que la llave 542 anti-rotación, se restringe o evita de otra manera una rotación sustancial de la cuña 504 de ensayo respecto a la paleta 34 tibial. Como alternativa, como se muestra en las Figuras 34 y 35, la cuña 504 de ensayo

puede acoplarse al adaptador 502 y el módulo 12 de sensor en una orientación móvil, de manera que la llave 542 anti-rotación del adaptador 502 se aloja en la abertura 564, lo que posibilita la rotación de la cuña 504 de ensayo. Debido a que la abertura 564 que posibilita la rotación es significativamente mayor que la llave 542 anti-rotación, se facilita o permite de otra manera la rotación de la cuña 504 de ensayo respecto a la paleta 34 tibial.

5 En cualquiera de las orientaciones fija o móvil, la aplicación de un par de torsión excesivo al adaptador 502 provoca que el adaptador 502 se separe de la paleta 34 tibial. Es decir, a medida que se aplica un par de torsión excesivo al adaptador 502, los lados 538, 540 en ángulo de las lengüetas 530, 532 de alineación se engranan con los lados en ángulo correspondientes de las aberturas 46, 48 de alineación, lo que genera una fuerza de elevación. La fuerza de elevación, a su vez, provoca que las pinzas 522 de retención inferiores sean empujadas hacia dentro a través de la
10 sección 47 en ángulo hacia dentro de la pared lateral 44 interna de la paleta 34 tibial. En tal caso, el adaptador 502 se auto-separa de la paleta 34 tibial. De esta manera, puede evitarse el daño al adaptador 502 y el módulo 12 de sensor.

15 Como se ha analizado anteriormente, el componente de ensayo 506 de soporte tibial puede configurarse para acoplar el adaptador 502. El componente de ensayo 506 de soporte tibial puede representarse como un ensayo de soporte fijo o móvil. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 26, un componente de ensayo 570 de soporte tibial móvil incluye una abertura 572 central dimensionada y conformada para recibir el cubo 510 del adaptador 502 y una
20 abertura 574 para posibilitar la rotación en comunicación fluida con la abertura 572 central. De forma similar a la abertura 564, para posibilitar la rotación de la cuña 504 de ensayo, la abertura 574 para posibilitar la rotación tiene una forma generalmente trapezoidal y una longitud 576 de arco que es sustancialmente mayor que la anchura de la llave 542 anti-rotación. En tal caso, cuando el componente de ensayo 570 de soporte tibial móvil está acoplado al adaptador 502 y el módulo 512 de sensor, se facilita o permite de otra manera la rotación del componente de ensayo 570 de soporte tibial móvil respecto a la paleta 34 tibial del módulo 512 de sensor.

25 Como alternativa, el componente de ensayo 506 de soporte tibial puede representarse como un componente de ensayo 580 de soporte tibial fijo como se muestra en la Figura 27. El componente de ensayo 580 de soporte tibial fijo incluye una abertura 582 central dimensionada y conformada para recibir el cubo 510 del adaptador 502 y una
30 abertura 584 anti-rotación en comunicación fluida con la abertura 582 central. De forma similar a la abertura 562 anti-rotación de la cuña 504 de ensayo, la abertura 584 anti-rotación tiene una anchura ligeramente mayor que la anchura de la llave 542 anti-rotación del adaptador 502, de manera que la llave 542 anti-rotación puede recibirse en la abertura 562 anti-rotación. En tal caso, cuando el componente de ensayo 580 de soporte tibial fijo está acoplado al adaptador 502 y el módulo 512 de sensor, se restringe o se evita de otra manera la rotación del componente de ensayo 580 de soporte tibial fijo respecto a la paleta 34 tibial del módulo 512 de sensor.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 28 a 31, se prevé que el módulo 12 de sensor pueda configurarse para su uso con el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS). En tales dispositivos, el módulo 12 de sensor está configurado para transmitir los datos de fuerza articular al sistema 18. Como se muestra en la Figura 28,
35 el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) incluye un ordenador 600, una pantalla 602 y una unidad 604 de cámara. El ordenador 600 está acoplado comunicativamente con la pantalla 602 mediante trayectorias 606 de señalización y a la unidad 604 de cámara a través de trayectorias 608 de señalización. Las trayectorias 606, 608 de señalización pueden representarse como cualquier tipo de trayectorias de señalización capaces de facilitar la comunicación eléctrica entre el ordenador 600 y la pantalla 602 y el ordenador 600 y la unidad
40 604 de cámara, respectivamente. Por ejemplo, las trayectorias de señalización pueden representarse como cualquier número de cables, trazas de placa de circuito impreso, vías, buses, dispositivos intermedios y/o similares.

La pantalla 602 puede representarse como cualquier tipo de dispositivo, tal como un monitor de pantalla de cristal líquido, un monitor de pantalla de tipo de tubos de rayos catódicos (CRT), o similares. Adicionalmente, se prevé que la pantalla 602 pueda representarse como una pantalla de "alerta". La trayectoria 606 de señalización puede representarse entonces como una trayectoria de señalización por cable o inalámbrica. La unidad 604 de cámara
45 incluye dos o más cámaras 610, que están situadas de manera que las series 620 reflectantes acopladas a los huesos pertinentes de un paciente 612 están en el campo de visión 614 de las cámaras 610.

El ordenador 600 incluye un procesador 622, un dispositivo 624 de memoria y un receptor o circuito 626 receptor. El procesador 622 puede representarse como cualquier tipo de procesador configurable para realizar las funciones
50 descritas en el presente documento. Por ejemplo, el procesador 622 puede representarse como un circuito integrado diferente o como un grupo de dispositivos electrónicos. Adicionalmente, el procesador puede ser un procesador de un solo núcleo o de múltiples núcleos. Aunque solo se muestra un procesador 622 en la Figura 28, el ordenador 600 puede incluir cualquier número de procesadores adicionales. El dispositivo 624 de memoria puede representarse mediante dispositivos de memoria de solo lectura y/o dispositivos de memoria de acceso aleatorio. Por ejemplo, el
55 dispositivo 624 de memoria puede representarse como o incluir de otra manera dispositivos de memoria programable borrable eléctricamente (EEPROM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos (DRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos sincrónicos (SDRAM), dispositivos de memoria de acceso aleatorio dinámicos de doble velocidad de datos (DDR SDRAM) y/o dispositivos de memoria volátil o no volátil. Adicionalmente, aunque solo se muestra un único dispositivo de memoria en la Figura 28, el ordenador 600 puede
60 incluir dispositivos de memoria adicionales.

El circuito 626 receptor puede configurarse para usar cualquier tipo de protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica para recibir los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. Por ejemplo, como se ha analizado anteriormente con referencia al módulo 12 de sensor, el ordenador 600 puede configurarse para comunicarse usando un protocolo de red inalámbrica, un protocolo de comunicación móvil tal como un protocolo de acceso múltiple con división de código (CDMA), un protocolo Bluetooth u otro protocolo, norma o tecnología de comunicación inalámbrica para comunicarse con el módulo 12 de sensor.

Durante el uso, el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) está configurado para proporcionar navegación quirúrgica, haciendo el seguimiento y mostrando la posición de la anatomía ósea pertinente de un paciente (por ejemplo, la tibia y el fémur de un paciente) al que están acopladas las series 620 reflectantes y proporciona una cierto tutorial para el procedimiento quirúrgico. Adicionalmente, el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) está configurado para recibir los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor y mostrar los datos de fuerza articular u otras marcas de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente en la pantalla 602.

Para hacer esto, el ordenador 600 puede ejecutar un procedimiento 700 para realizar un procedimiento de cirugía ortopédica como se muestra en la Figura 29. El procedimiento 700 comienza con el bloque 702, en el que se inicializa el sistema 18. Por ejemplo, en el bloque 702, el ordenador 600 puede realizar cualquier número de comprobaciones del sistema, aclarar cualquier registro del procesador 622 y/o realizar otras comprobaciones de inicialización y/o integridad. Adicionalmente, en el bloque 702 puede establecerse y realizarse cualquier número de ajustes, preferencias y calibraciones del sistema 18 CAOS. Por ejemplo, pueden seleccionarse los ajustes de video de la pantalla 602, puede elegirse el lenguaje mostrado por el ordenador 600 y la pantalla táctil del dispositivo 602 de pantalla, si fuera aplicable, puede calibrarse en el bloque 702.

En el bloque 704, las selecciones y preferencias del procedimiento quirúrgico ortopédico las elige el cirujano. Tales selecciones pueden incluir el tipo de procedimiento quirúrgico ortopédico que se va a realizar (por ejemplo, artroplastia total de rodilla), el tipo de implante ortopédico que se usará (por ejemplo realización, modelado, tamaño, tipo de fijación, etc.), la secuencia de operación (por ejemplo, la tibia o el fémur primero) y similares. Una vez que el procedimiento quirúrgico ortopédico se ha ajustado en el bloque 704, los huesos del paciente se registran en el bloque 706. Para hacer esto, las series 620 reflectantes se acoplan con los huesos pertinentes del paciente (por ejemplo, la tibia y el fémur del paciente). Adicionalmente, los contornos de tales huesos se registran usando una herramienta de registrado apropiada. Para hacer esto, un puntero terminal de una herramienta de este tipo toca diversas áreas de los huesos que se van a registrar. Como respuesta al registro, el ordenador 600 muestra imágenes modelizadas de los huesos en las que la localización y orientación de los huesos se determinan basándose en las series reflectantes acopladas con los mismos y los contornos de los huesos se determinan basándose en los puntos registrados. Adicionalmente, pueden registrarse una o más herramientas quirúrgicas con el sistema de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) en el bloque 706.

Una vez que los huesos pertinentes se han registrado en el bloque 706, el ordenador 600, en cooperación con la unidad 604 de cámara, muestra las imágenes de las etapas quirúrgicas del procedimiento quirúrgico ortopédico y los datos de navegación asociados (por ejemplo, localización de herramientas quirúrgicas) en el bloque 702. Para hacer esto, el bloque 708 puede incluir cualquier número de subetapas en las que cada etapa del procedimiento quirúrgico se muestra al cirujano ortopédico en orden secuencial junto con los datos de navegación asociados. Adicionalmente, en el bloque 710, el ordenador 600 recibe datos de la fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. Como se ha analizado anteriormente, los datos de fuerza articular son indicativos de la fuerza articular de la rodilla de un paciente como se indica por las señales del sensor generadas por la serie 90 de sensores del módulo 12 de sensor.

En el bloque 712, el ordenador 600 muestra los datos de fuerza articular, u otros datos derivados de esta, que son indicativos de las fuerzas articulares de la articulación de un paciente en la pantalla 602. El ordenador 600 puede configurarse para determinar uno cualquiera o más valores de fuerza articular basándose en los datos de fuerza articular en el bloque 712. Por ejemplo, de forma similar al módulo 14 de pantalla portátil, el ordenador 600 puede configurarse para determinar un valor del componente de la fuerza articular medial y un valor del componente de la fuerza articular lateral en los datos de fuerza articular recibidos en el bloque 710. De nuevo, tal valor de fuerza articular medial está basado en señales del sensor recibidas desde los sensores 102, 104, 106, 108, 120, 124 de presión y el valor de fuerza articular lateral está basado en el conjunto de sensores 191 mediales y el conjunto de sensores 197 laterales. Opcionalmente, el ordenador 600 puede determinar también un valor promedio de fuerza articular medial/lateral basándose en el valor de fuerza articular medial y el valor de fuerza articular lateral. El valor de fuerza articular medial, el valor de fuerza articular lateral y el valor de fuerza articular promedio pueden mostrarse después posteriormente en la pantalla 602 en el bloque 712. Además, el ordenador 600 puede estar configurado para determinar el equilibrio medial-lateral y/o anterior-posterior de las fuerzas articulares basándose en los datos de fuerza articular y las marcas en pantalla del equilibrio de fuerza articular en la pantalla 602 de una manera similar al módulo 14 de pantalla portátil. Por ejemplo, el ordenador 600 puede presentar pantallas similares a las pantallas 450, 452, 454 ilustradas y descritas anteriormente con referencias a las Figuras 16 a 18, respectivamente en el bloque 412.

El sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS) puede configurarse para determinar y mostrar datos de fuerza articular en la pantalla 602 en asociación con los datos de navegación. Por ejemplo, el ordenador

600 puede ejecutar un procedimiento 720 para mostrar datos de fuerza articular en asociación con los datos de navegación, como se muestra en la Figura 30. El procedimiento 720 incluye un bloque 722 en el que el ordenador 600 recibe los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. De nuevo, los datos de fuerza articular son indicativos de la fuerza articular de la rodilla de un paciente, como se indica mediante las señales del sensor generadas por la serie 90 de sensores del módulo 12 de sensor. En el bloque 724, el ordenador 600 determina los valores de fuerza articular medial, lateral y/o promedio basándose en los datos de fuerza articular recibidos en el bloque 722.

Al mismo tiempo que la determinación de los valores de fuerza articular en el bloque 722, el ordenador 600 determina la localización y orientación de los huesos pertinentes de un paciente, tal como el fémur y la tibia de un paciente cuando la rodilla de un paciente está experimentando un procedimiento quirúrgico ortopédico, en el bloque 724. Posteriormente, en el bloque 728, el ordenador 600 muestra los valores de fuerza articular determinados en el bloque 722 y la imagen de la articulación de rodilla en el bloque 728. En tal caso, el ordenador 600 puede usarse para mostrar, por ejemplo, los espacios de flexión y extensión de los cóndilos medial y lateral de la rodilla de un paciente y, al mismo tiempo, mostrar los valores de fuerza articular, medial, lateral y/o promedio asociados de la rodilla de un paciente. Controlando los espacios de flexión y extensión y los valores de fuerza articular asociados, el cirujano ortopédico puede determinar la cantidad apropiada de espacio o fuerza articular para un procedimiento ortopédico particular.

Adicionalmente, el ordenador 600 puede estar configurado también para determinar otros datos anatómicos basándose en la orientación y posición de los huesos de los pacientes determinados en el bloque 726 y mostrar tales datos anatómicos junto con los valores de fuerza articular asociados. Por ejemplo, el ordenador 600 puede estar configurado para determinar el ángulo varo/valgo de la rodilla de un paciente y mostrar los valores de fuerza medial y lateral asociados. Adicionalmente, el ordenador 600 puede estar configurado para determinar el cóndilo cargado basándose en los valores de fuerza medial y lateral e identificar el cóndilo cargado al cirujano ortopédico en la pantalla 602. Adicionalmente, el ordenador 600 puede estar configurado para almacenar los datos anatómicos, los valores de fuerza articular y/o otros datos quirúrgicos, tales como el tipo y tamaño de implante, datos de identificación del paciente y/o similares, junto con todos los demás en el dispositivo 624 de memoria u otro dispositivo de almacenamiento.

Opcionalmente, el ordenador 600 puede configurarse también para determinar y mostrar un gráfico del ángulo de flexión y los valores de fuerza articular asociados. Para hacer esto, el ordenador 600 ejecuta el procedimiento 730 que se muestra en la Figura 31. El procedimiento 730 incluye un bloque 732 en el que el ordenador 600 recibe los datos de fuerza articular desde el módulo 12 de sensor. De nuevo, los datos de fuerza articular son indicativos de la fuerza articular de la rodilla de un paciente, como se indica por las señales del sensor generadas por la serie 90 de sensores del módulo 12 de sensor. En el bloque 734, el ordenador 600 determina los valores de fuerza articular medial, lateral y/o promedio basándose en los datos de fuerza articular recibidos en el bloque 732.

Al mismo tiempo que la determinación de los valores de fuerza articular en el bloque 732, el ordenador 600 determina el ángulo de flexión de la rodilla de un paciente en el bloque 736. Para hacer esto, el ordenador 600 determina la localización relativa de la tibia y el fémur de un paciente y determina el ángulo de flexión definido entre ellos basándose en estas localizaciones. En el bloque 738, el ordenador 600 almacena los datos de fuerza articular determinados en el bloque 734 y los datos de ángulo de flexión determinados en el bloque 738. El procedimiento se repite a lo largo de los bloques 732, 734, 736 para recoger datos y todos y cada uno de los ángulos de flexión predeterminados dentro de un intervalo de flexión deseado. Después de que tales datos se han recogido, el procedimiento 730 avanza al bloque 740 en el que el ordenador 600 muestra un gráfico de valores de fuerza articular frente al ángulo de flexión. Un gráfico de este tipo puede incluir valores de fuerza articular medial y lateral o puede incluir valores de fuerza articular promedio dependiendo de la preferencia del cirujano ortopédico.

Haciendo referencia ahora a las Figuras 32 a 37, como se ha analizado anteriormente, el módulo 12 de sensor puede usarse durante la realización de un procedimiento quirúrgico ortopédico para supervisar el equilibrio medial-lateral de las fuerzas articulares de un paciente. Por ejemplo, en la Figura 32 se muestra un procedimiento 800 quirúrgico para realizar un procedimiento de artroplastia total de rodilla usando el módulo 12 de sensor. El procedimiento 800 comienza con el bloque 802, en el que la tibia 900 proximal del paciente se reseca. Resecando la tibia 900 del paciente, se establece una superficie plana resacada o meseta en el extremo proximal de la tibia. En algunos dispositivos, por ejemplo cuando no se usa el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS), el extremo distal del fémur 902 de un paciente puede ressecarse en el bloque 804.

En el bloque 806, la rodilla de un paciente se coloca en extensión. Posteriormente, en el bloque 808, la rodilla de un paciente se hiperextiende mientras está en extensión y las fuerzas articulares se equilibran. Para hacer esto, el cirujano ortopédico puede colocar la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor en la articulación de rodilla de un paciente. En particular, la paleta 34 tibial se coloca en la meseta 850 resacada de la tibia proximal de un paciente, como se muestra en la Figura 33. La paleta 34 tibial puede colocarse en contacto con la tibia de un paciente o puede colocarse sobre una membrana u otro miembro intermedio. Como se muestra en la Figura 33, puede usarse un bloque 832 separador para hiperextender la rodilla de un paciente en extensión en una cantidad deseada, que puede acoplarse al módulo 12 de sensor usando las pinzas 516 de retención superiores del adaptador 502. Como alternativa, el módulo 12 de sensor puede acoplarse al hiperextensor 16 articular, que puede insertarse en la

articulación de rodilla de un paciente y hacerse funcionar para hiperextender la articulación en la cantidad deseada. Típicamente, la articulación de rodilla de un paciente se hiperextiende en extensión una cantidad necesaria para establecer un espacio de articulación generalmente rectangular (es decir, la meseta 850 resecada de la tibia de un paciente es aproximadamente paralela al extremo distal resecado del fémur de un paciente).

5 Una vez que se establece un espacio de articulación generalmente rectangular, el cirujano ortopédico puede equilibrar las fuerzas articulares mediales y laterales. Para hacer esto, el cirujano ortopédico puede realizar un procedimiento de liberación o equilibrado de ligamentos para reducir la fuerza medial o lateral de la rodilla de un paciente. Mientras hace esto, el cirujano ortopédico puede supervisar la pantalla 50, 52 del módulo 12 de sensor y/o el módulo 14 de pantalla portátil para determinar qué lado liberar y cuándo las fuerzas medial y lateral son
10 aproximadamente iguales (por ejemplo, cuando se ilumina el diodo 84 emisor de luz medio). Por supuesto, el cirujano ortopédico puede decidir que un equilibrio de fuerza articular alternativo, tal como un equilibrio de fuerza articular medial-lateral del 45 %-55 % es deseable para el paciente particular basándose en criterios tales como, por ejemplo, la edad del paciente, el género del paciente, la extensión del daño al tejido blando de la articulación del paciente, la extensión de la deformidad preoperatoria de la articulación del paciente, etc. Adicionalmente, cuando se
15 usa el sistema 18 de cirugía ortopédica asistida por ordenador (CAOS), el extremo distal del fémur 902 de un paciente puede resecarse en el bloque 810.

Después de que el cirujano ortopédico haya equilibrado apropiadamente las fuerzas articulares medial-lateral de la articulación de un paciente en extensión, la articulación de un paciente se coloca en flexión en el bloque 812. Posteriormente, en el bloque 814, la rodilla de un paciente se hiperextiende mientras está en flexión hasta el
20 equilibrio deseado de fuerzas articulares. Para hacer esto, el cirujano ortopédico de nuevo puede colocar la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor en la meseta 850 resecada de la tibia 900 proximal del paciente. La paleta 34 tibial puede colocarse en contacto con la tibia de un paciente o puede colocarse en una membrana u otro miembro intermedio. El cirujano ortopédico puede hiperextender la rodilla de un paciente usando, por ejemplo, el hiperextensor 16, u otro hiperextensor para hiperextender cada cóndilo del fémur de un paciente en diferentes
25 cantidades hasta que las fuerzas articulares medial y lateral sean aproximadamente iguales. Equilibrando de esta manera las fuerzas articulares medial y lateral, se establece la rotación del fémur.

Después de que la articulación de un paciente se haya hiperextendido para conseguir el equilibrio articular medial-lateral deseado en el bloque 814, se realiza un número de cortes de resección adicionales en el fémur 902 distal del paciente en el bloque 816. Para hacer esto, como se muestra en la Figura 34, puede acoplarse un bloque 860 de
30 corte al hiperextensor 16 articular y usarse para realizar un corte femoral anterior, un corte femoral posterior y/o cortes en chaflán en el fémur 902 distal de un paciente, mientras la articulación del paciente se hiperextiende en flexión. Opcionalmente, el bloque 860 de corte puede colocarse de manera que los cortes femorales anterior y posterior sean sustancialmente paralelos al corte tibial mientras que la rodilla del paciente se hiperextiende en flexión, como se ha analizado anteriormente. El bloque 860 de corte puede colocarse en su lugar de manera que el
35 ángulo de los cortes femorales anterior y posterior corresponda a los ángulos particulares del implante pretendido. En tal caso, los cortes femorales anterior y posterior se realizan con el fémur girado a la posición deseada. La posición del bloque 860 de corte puede ajustarse también anterior o posteriormente para ajustar el espacio de flexión para el implante ortopédico.

Como alternativa, la rotación del fémur en flexión puede predeterminarse basándose en referencias anatómicas tales como los cóndilos posteriores, la línea de Whiteside y/o el eje transepicondilar. Se realizan el corte femoral anterior, un corte femoral posterior y/o cortes en chaflán en el fémur 902 distal del paciente basándose en la rotación
40 predeterminada del fémur. Como se muestra en la Figura 35, puede usarse un bloque 854 separador para comprobar o verificar tales cortes femorales. Adicionalmente, el cirujano puede usar liberación ligamentosa para equilibrar o definir las fuerzas articulares medial-laterales deseadas. El cirujano ortopédico puede verificar después que la liberación de ligamento realizada en flexión no afecta negativamente al equilibrio de fuerza articular en
45 extensión.

Una vez completada la resección final del fémur distal el paciente, el equilibrio de fuerza articular de la articulación de rodilla de un paciente se verifica en el bloque 818. Para hacer esto, el cirujano ortopédico puede utilizar el sistema 500 de ensayo tibial descrito anteriormente con respecto a las Figuras 19 a 27. Por ejemplo, como se
50 muestra en las Figuras 36 y 37, puede colocarse una cuña 504 de ensayo sobre el adaptador 502 en el módulo 12 de sensor y puede asegurarse un componente de ensayo 505 de la superficie tibial a la cuña 504 de ensayo. Puede acoplarse un componente 864 femoral de ensayo también temporalmente al extremo distal del fémur 902 del paciente. La articulación de rodilla del paciente después puede moverse varios grados de flexión, como se ilustra en la Figura 37, mientras que el cirujano ortopédico supervisa el equilibrio de fuerza articular asociada como se indica por las pantallas 50, 52 del módulo 12 de sensor o la pantalla 302 del módulo 14 de pantalla, para verificar que se
55 mantiene el equilibrio de fuerza articular deseado durante toda la flexión de la articulación del paciente. Debe apreciarse que la cuña 504 de ensayo puede disponerse en la paleta 34 tibial del módulo 12 de sensor en cualquiera de la orientación de ensayo fija o la orientación de ensayo móvil, como se ha descrito con referencia a las Figuras 23 a 25. No obstante, puede usarse un componente de ensayo 506 de soporte tibial fijo o móvil con el adaptador 502 y
60 el módulo 12 de sensor.

5 El sistema 10 ha sido descrito anteriormente con referencia a la medición, determinación y visualización de fuerzas articulares. Tales fuerzas articulares generalmente corresponden a la presión articular de la articulación de un paciente sobre un área definida. En tal caso, debe apreciarse que el módulo 12 de sensor, el módulo 14 de pantalla portátil y el sistema 18 de cirugía asistida por ordenador pueden configurarse no obstante para medir, determinar y mostrar la presión de la articulación relativa de un paciente además de o como alternativa a la fuerza articular de un paciente. Por ejemplo, la presión de la articulación de un paciente puede determinarse basándose en el área conocida de cada sensor de los sensores de presión o elementos 100 detectores de la serie 90 de sensores.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) quirúrgico ortopédico para medir una fuerza articular de una articulación de rodilla de un paciente, comprendiendo el dispositivo quirúrgico ortopédico:

5 una paleta (34) tibial conformada para ser colocada entre el extremo proximal de la tibia de un paciente y el extremo distal del fémur de un paciente, teniendo la paleta tibial una superficie superior sustancialmente plana y una superficie inferior sustancialmente plana,
 una serie (90) de sensores situados en la paleta tibial y configurados para generar señales de sensor indicativas de una fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente,
 10 un mango (32) alargado asegurado a la paleta tibial y que define un eje longitudinal que está desviado de un eje de bisección anterior-a-posterior de la paleta tibial,
 una primera pantalla (50) asegurada a un extremo del mango distal respecto a la paleta tibial, y
 un circuito (92) colocado en el mango, estando configurado el circuito para recibir las señales del sensor desde la serie de sensores y controlar la primera pantalla para proporcionar una indicación visual del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular, **caracterizado porque** la serie de sensores comprende una pluralidad de sensores
 15 (180) capacitivos medial-anteriores para medir un componente de fuerza medial-anterior de la fuerza articular, una pluralidad de sensores (184) capacitivos medial-posteriores para medir un componente de fuerza medial-posterior de la fuerza articular, una pluralidad de sensores (182) capacitivos lateral-anteriores para medir un componente de la fuerza lateral-anterior de la fuerza articular, y una pluralidad de sensores (186) capacitivos lateral-posteriores para medir un componte de la fuerza lateral-posterior de la fuerza articular, en el que cada uno
 20 de los sensores medial-anteriores tiene un área superficial que es aproximadamente igual al área superficial de cada uno de los sensores lateral-anteriores y cada uno de los sensores medial-posteriores tiene un área superficial que es aproximadamente igual al área superficial de los sensores lateral-posteriores.

2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la paleta tibial incluye una carcasa (64) de paleta superior que tiene una primera pared lateral (72) interna que define una primera abertura (45) localizada centralmente y una carcasa (68) de paleta inferior que tiene una segunda pared lateral (74) interna que define una segunda abertura (45) localizada centralmente, estando la primera abertura y la segunda abertura en comunicación de fluido entre sí para definir, en parte, un pasaje vertical a través de la paleta tibial respecto a la superficie superior e inferior de la paleta tibial.

3. El dispositivo de la reivindicación 2, en el que la serie de sensores incluye una abertura localizada centralmente que define adicionalmente el pasaje vertical a través de la paleta tibial.

4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la serie de sensores comprende un conjunto medial de sensores (180, 184) y un conjunto lateral de sensores (182, 186), consistiendo cada uno del conjunto medial y del conjunto lateral de sensores en un sensor (102, 108) más anterior, un sensor (114, 120) más posterior y cuatro sensores adicionales localizados entre el sensor más anterior y el sensor más posterior correspondientes.

5. El dispositivo ortopédico de la reivindicación 1, en el que el área superficial de cada uno de los sensores medial-anteriores y lateral-anterior es menor que el área superficial de cada uno de los sensores medial-posteriores y lateral-posterior.

6. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que cada uno de los sensores medial-anteriores y lateral-anteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,12 \text{ cm}^2$ y cada uno de los sensores medial-posteriores y lateral-posteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,21 \text{ cm}^2$.

7. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que cada uno de los sensores medial-anteriores y lateral-anteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,57 \text{ cm}^2$, y cada uno de los sensores medial-posteriores y lateral-posteriores tiene un área superficial igual a aproximadamente $1,70 \text{ cm}^2$.

8. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende además una segunda pantalla (52) asegurada al extremo del mango alargado distal respecto a la paleta tibial, y en el que el mango alargado comprende una carcasa (66) de mango superior y una carcasa (70) de mango inferior, estando acopladas las carcasas de mango superior e inferior entre sí de manera que una superficie interior de la carcasa de mango superior está orientada hacia la superficie interior correspondiente de la carcasa de mango inferior,
 50 en el que la primera pantalla está asegurada a un extremo de la carcasa de mango superior y la segunda pantalla está asegurada a un extremo de la carcasa de mango inferior.

9. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la primera pantalla comprende una pluralidad de diodos emisores de luz, y el circuito está configurado para (i) determinar un valor de fuerza medial total indicativo de un componente medial de la fuerza articular, (ii) determinar un valor de fuerza lateral total indicativo de un componte lateral de la fuerza articular, y (iii) controlar la pluralidad de diodos emisores de luz de manera que se proporcione una indicación del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular.

10. El dispositivo de la reivindicación 9, en el que el circuito está configurado para controlar la pluralidad de diodos emisores de luz para mostrar al menos nueve configuraciones de iluminación diferentes correspondientes a nueve

intervalos de equilibrio medial-lateral diferentes.

11. El dispositivo de la reivindicación 9, en el que el circuito está configurado:

5 para sumar el valor de fuerza medial total y el valor de fuerza lateral total para determinar un valor de fuerza total,
para determinar un valor de porcentaje medial como una función del valor de fuerza medial total y el valor de fuerza total,
10 para determinar un valor de porcentaje lateral como una función del valor de fuerza lateral total y el valor de fuerza total, y
para controlar la pluralidad de diodos emisores de luz de manera que se proporcione una indicación del equilibrio medial-lateral de la fuerza articular como una función del valor del porcentaje medial y el valor del porcentaje lateral.

12. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el circuito comprende un transmisor (162, 164) inalámbrico configurado para transmitir datos indicativos de la fuerza articular entre la tibia y el fémur de un paciente.

15 13. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el circuito comprende una fuente (142) de alimentación y un control (144) de usuario operativo para poner el circuito en un estado conectado desde un estado desconectado, en el que el circuito está configurado para permanecer en el estado conectado después de ser colocado en el estado conectado desde el estado desconectado hasta agotar la fuente de alimentación.

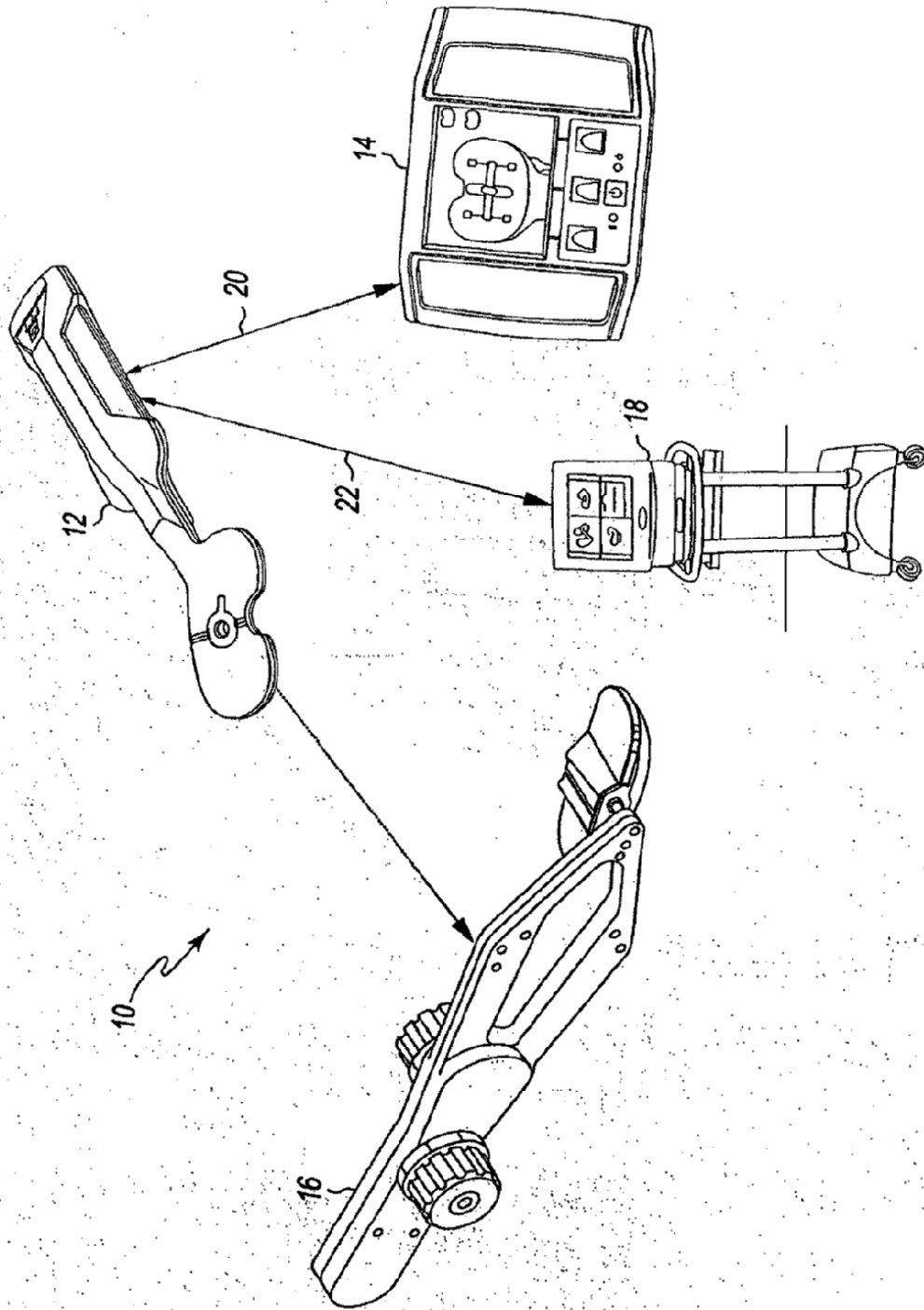


FIG. 1

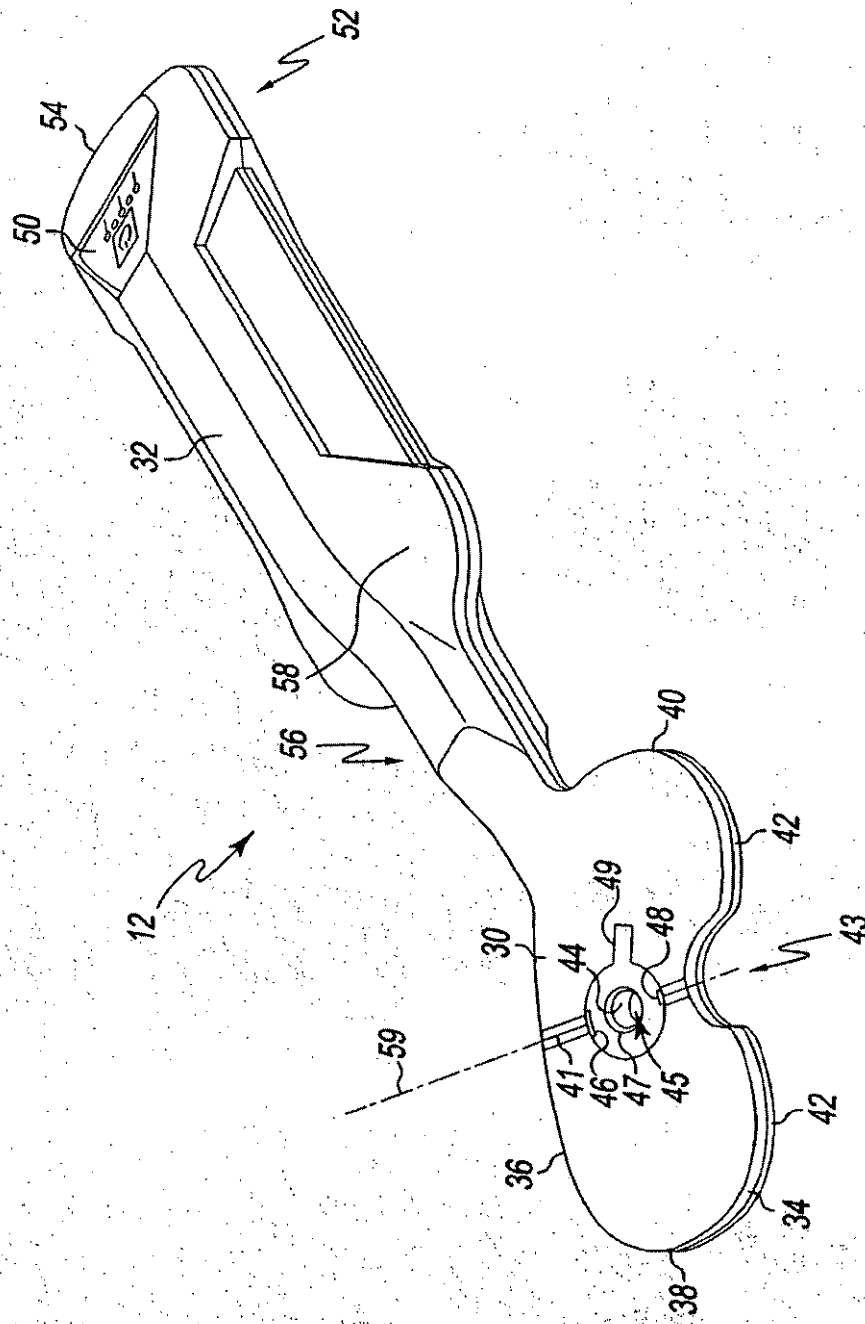


FIG. 2

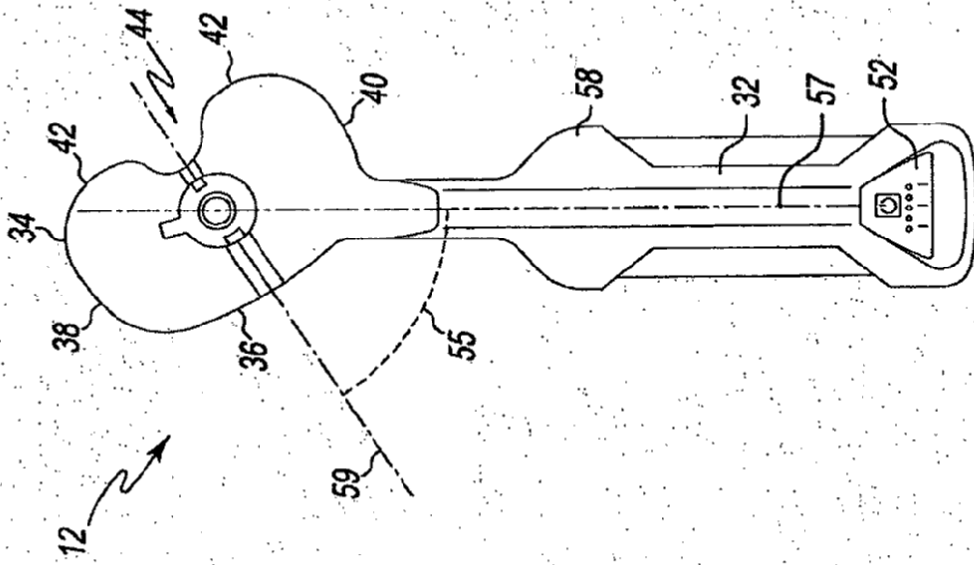


FIG. 3

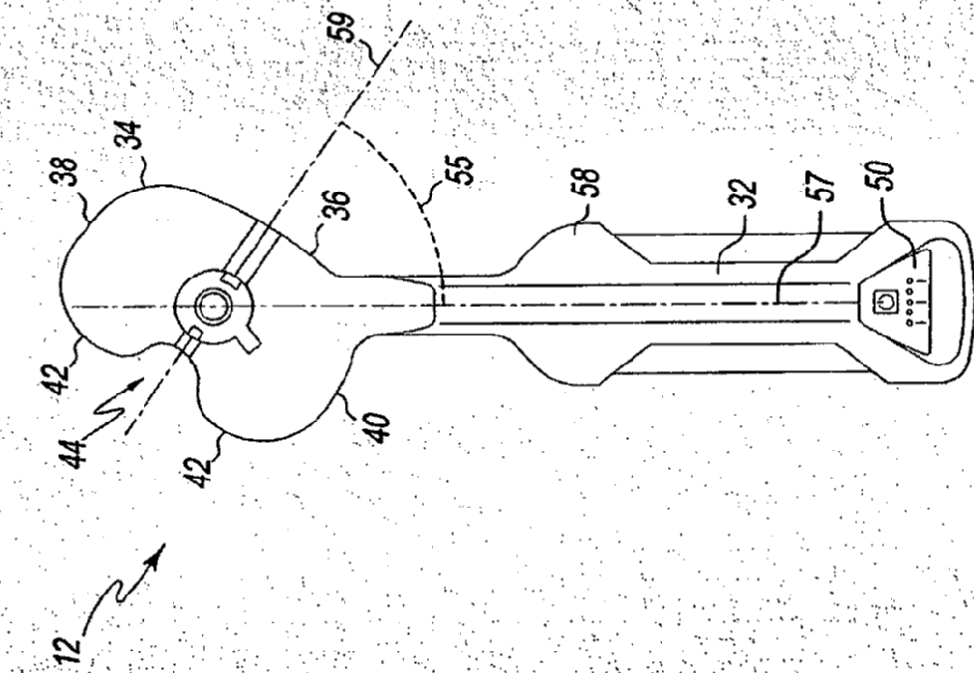


FIG. 4

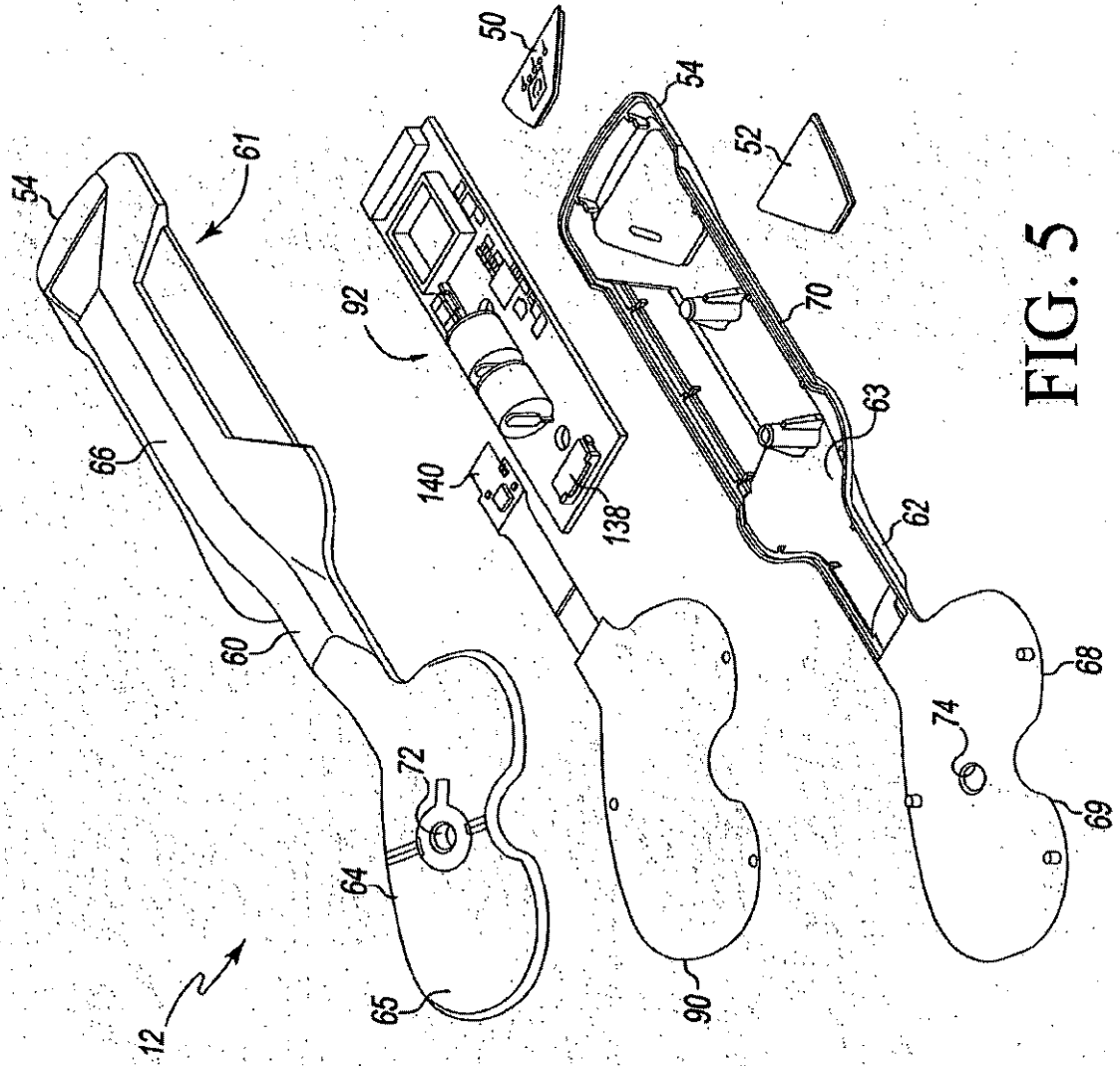


FIG. 5

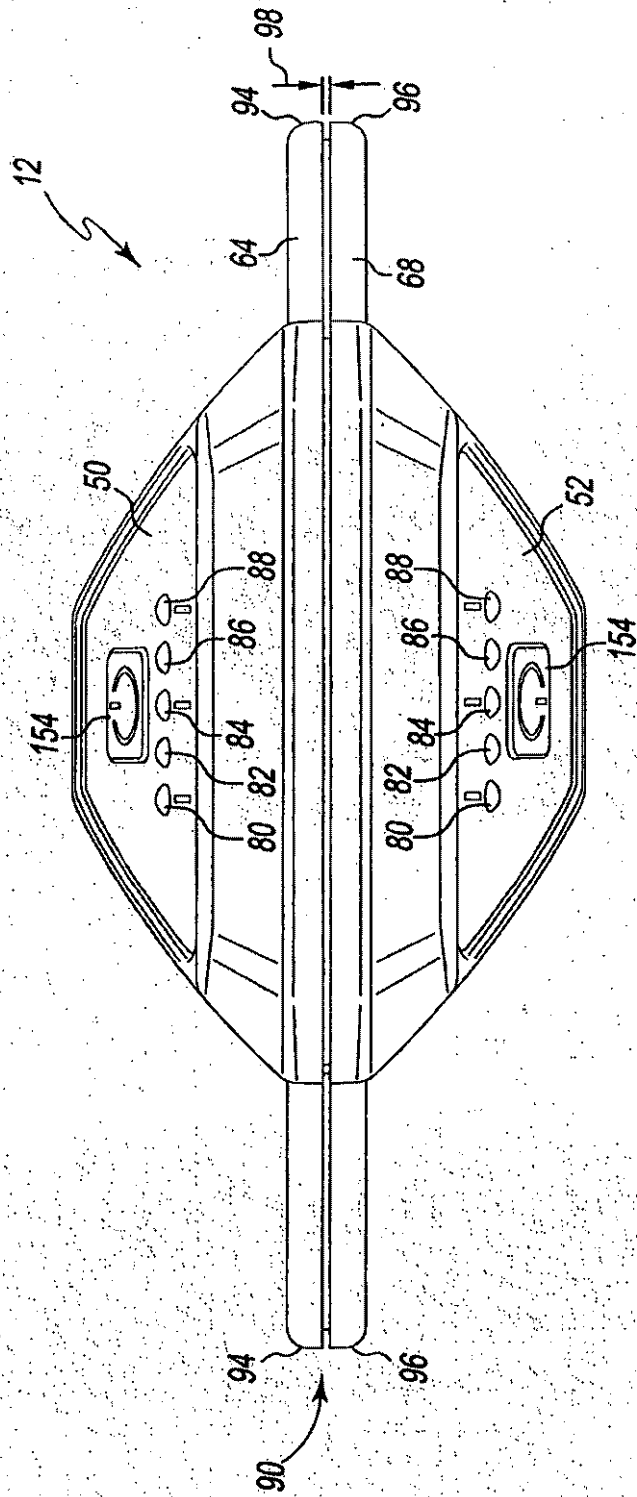


FIG. 6

170 →

EQUILIBRIO MEDIAL - LATERAL			EQUILIBRIO					
% MEDIAL		% LATERAL		80	82	84	86	88
HASTA	DESDE	DESDE	HASTA					
100%	85%	0%	15%	ILUM	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM
84%	75%	16%	25%	ILUM	ILUM	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM
74%	65%	26%	35%	NO ILUM	ILUM	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM
64%	55%	36%	45%	NO ILUM	ILUM	ILUM	NO ILUM	NO ILUM
54%	46%	46%	54%	NO ILUM	NO ILUM	ILUM	NO ILUM	NO ILUM
45%	36%	55%	64%	NO ILUM	NO ILUM	ILUM	ILUM	NO ILUM
35%	26%	65%	74%	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM	ILUM	NO ILUM
25%	16%	75%	84%	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM	ILUM	ILUM
15%	0%	85%	100%	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM	NO ILUM	ILUM

FIG. 7

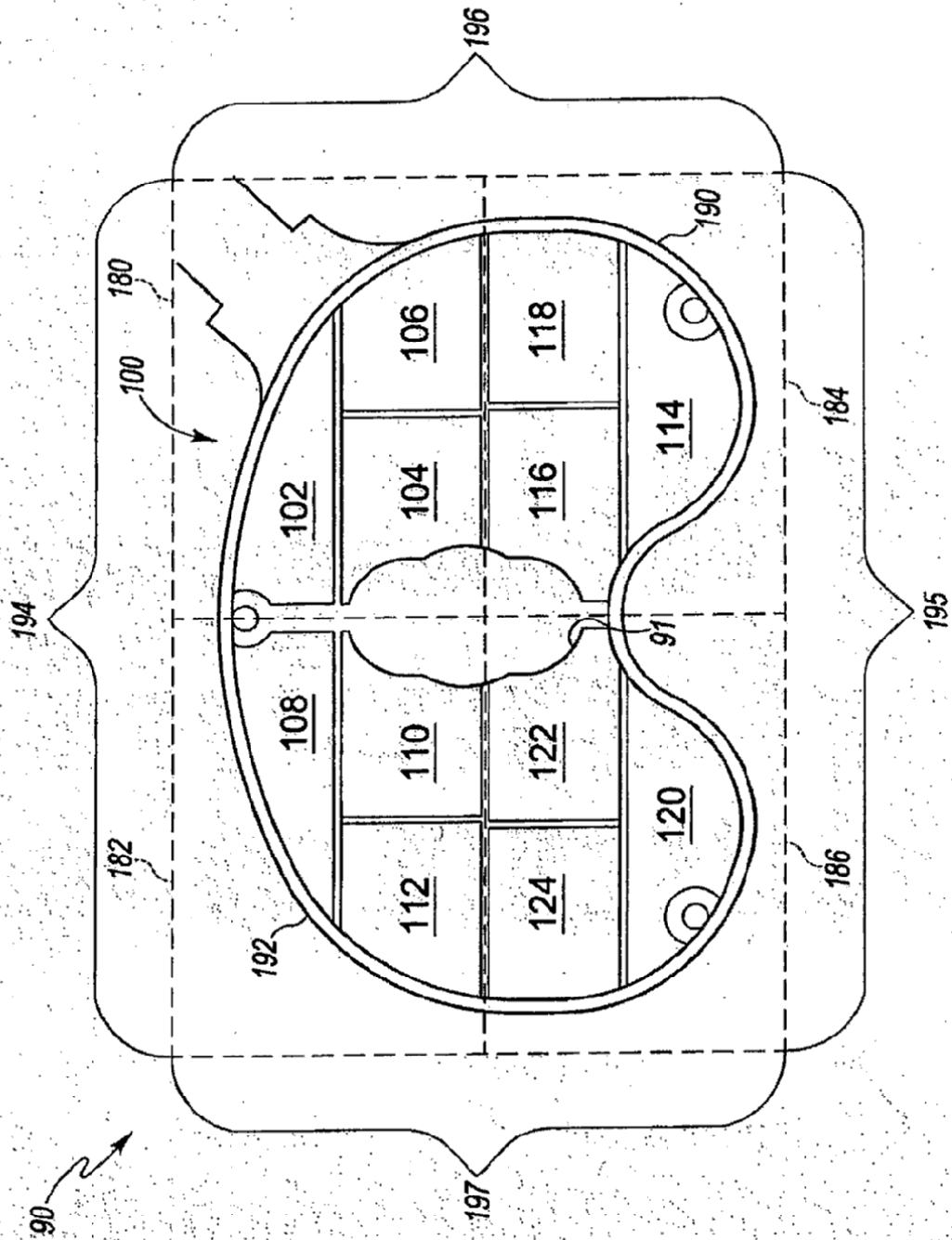


FIG. 8

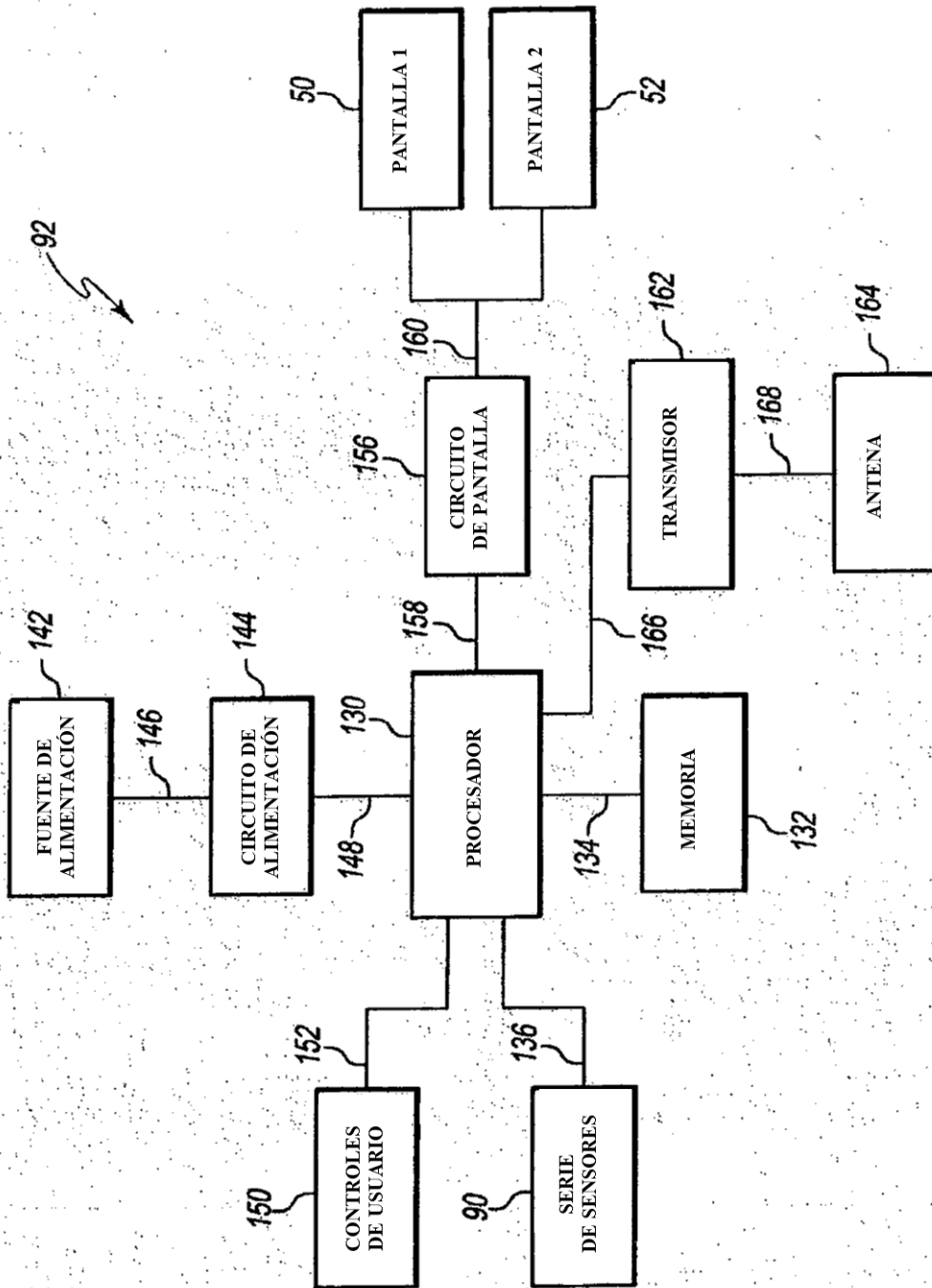


FIG. 9

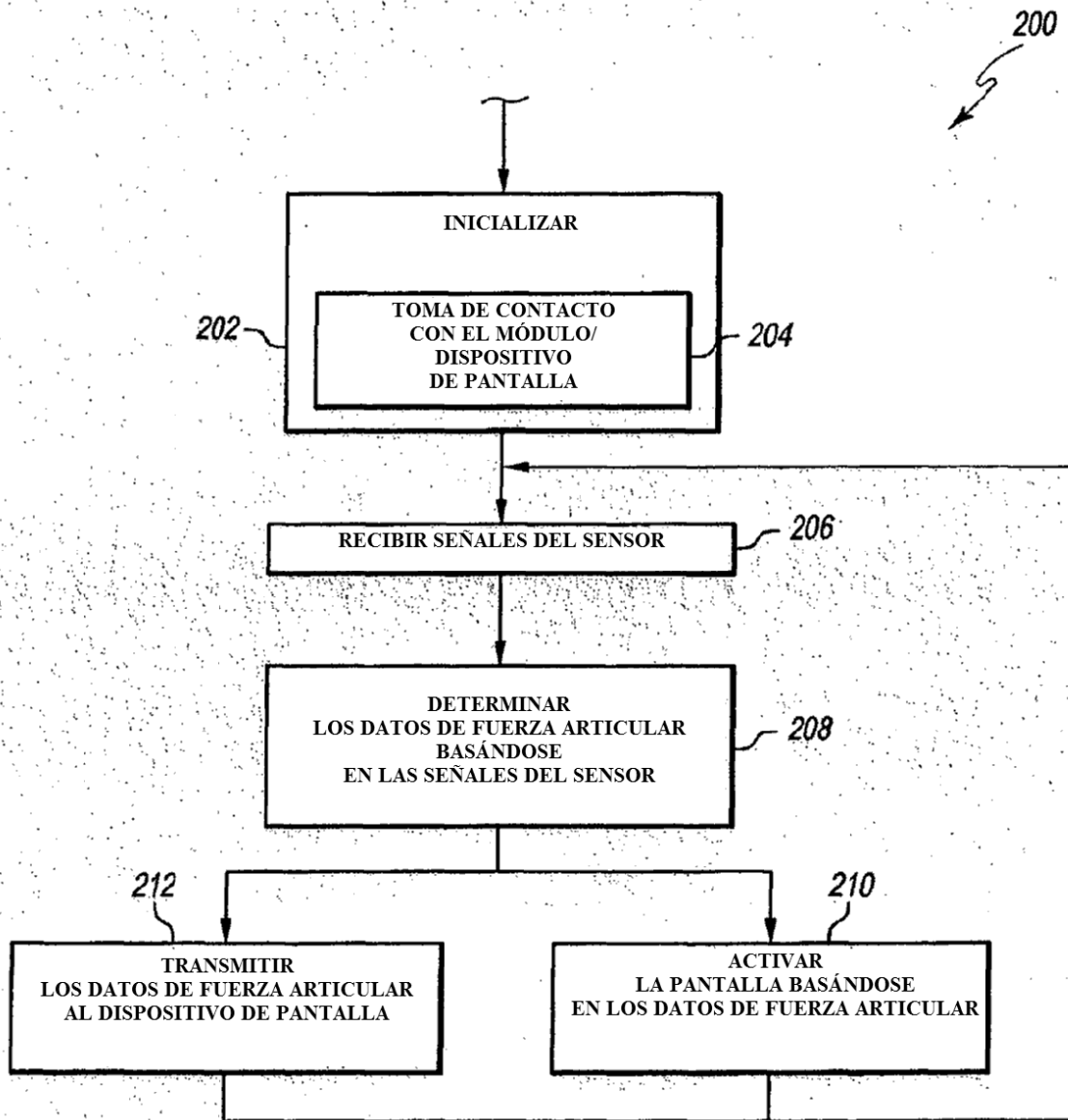


FIG. 10

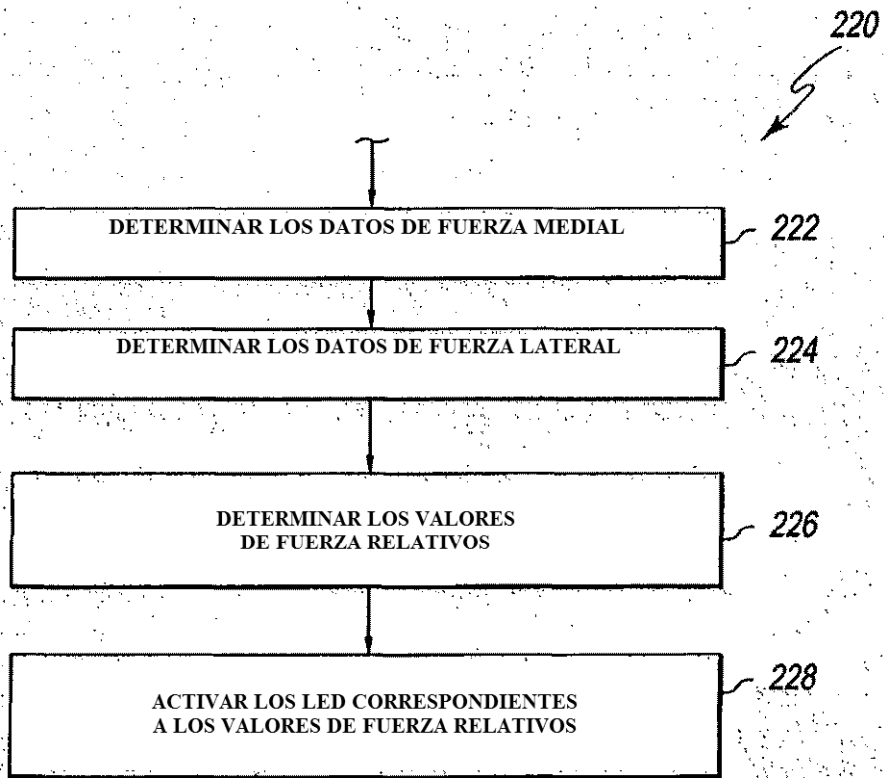


FIG. 11

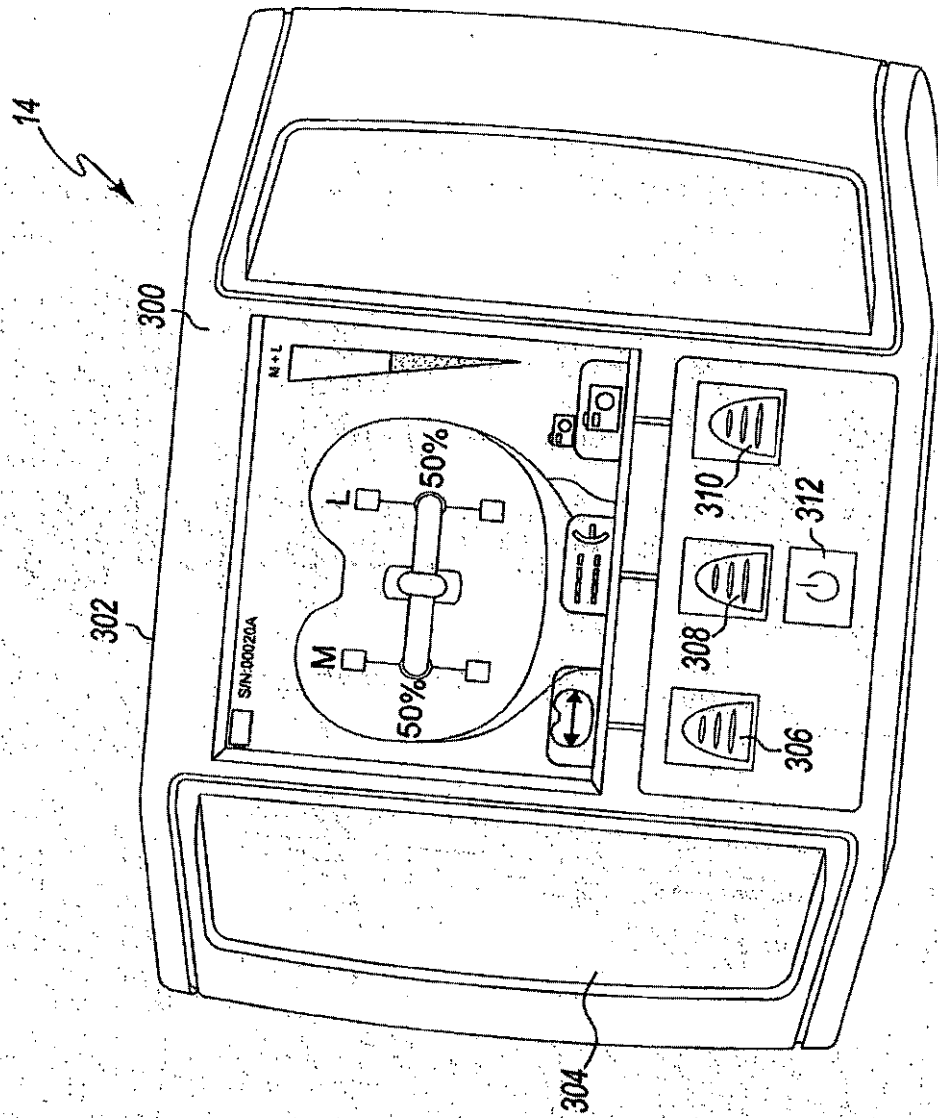


FIG. 12

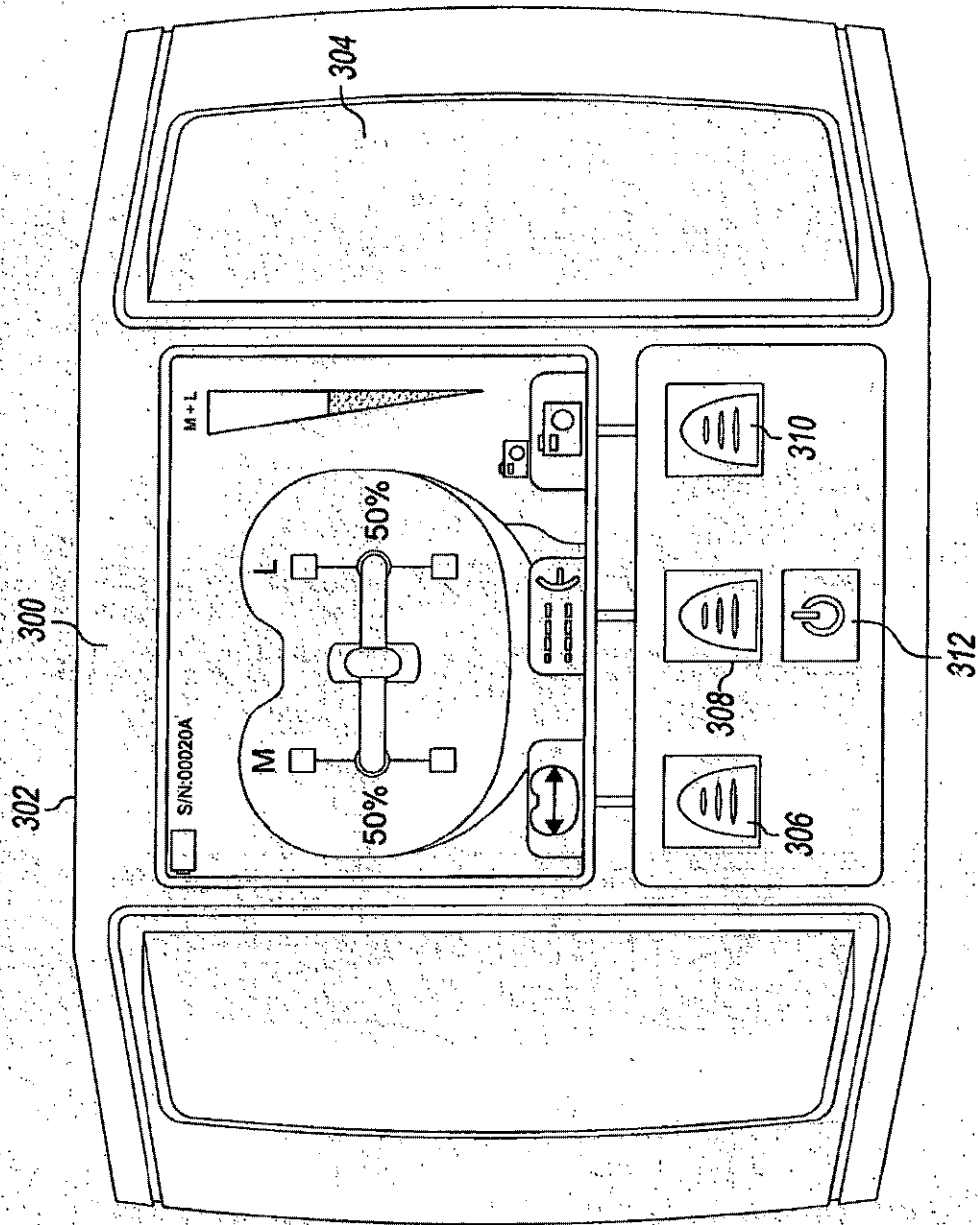


FIG. 13

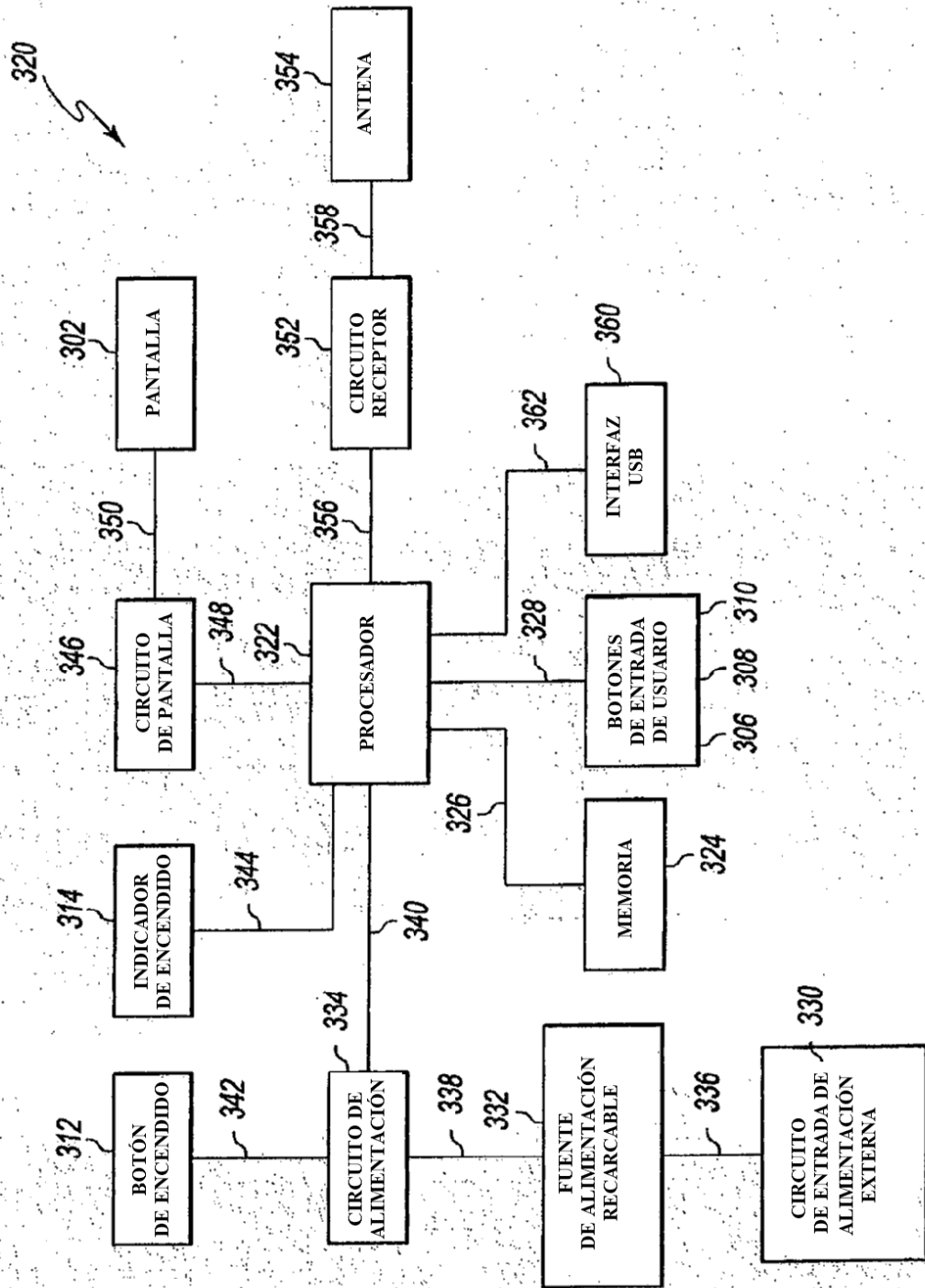


FIG. 14

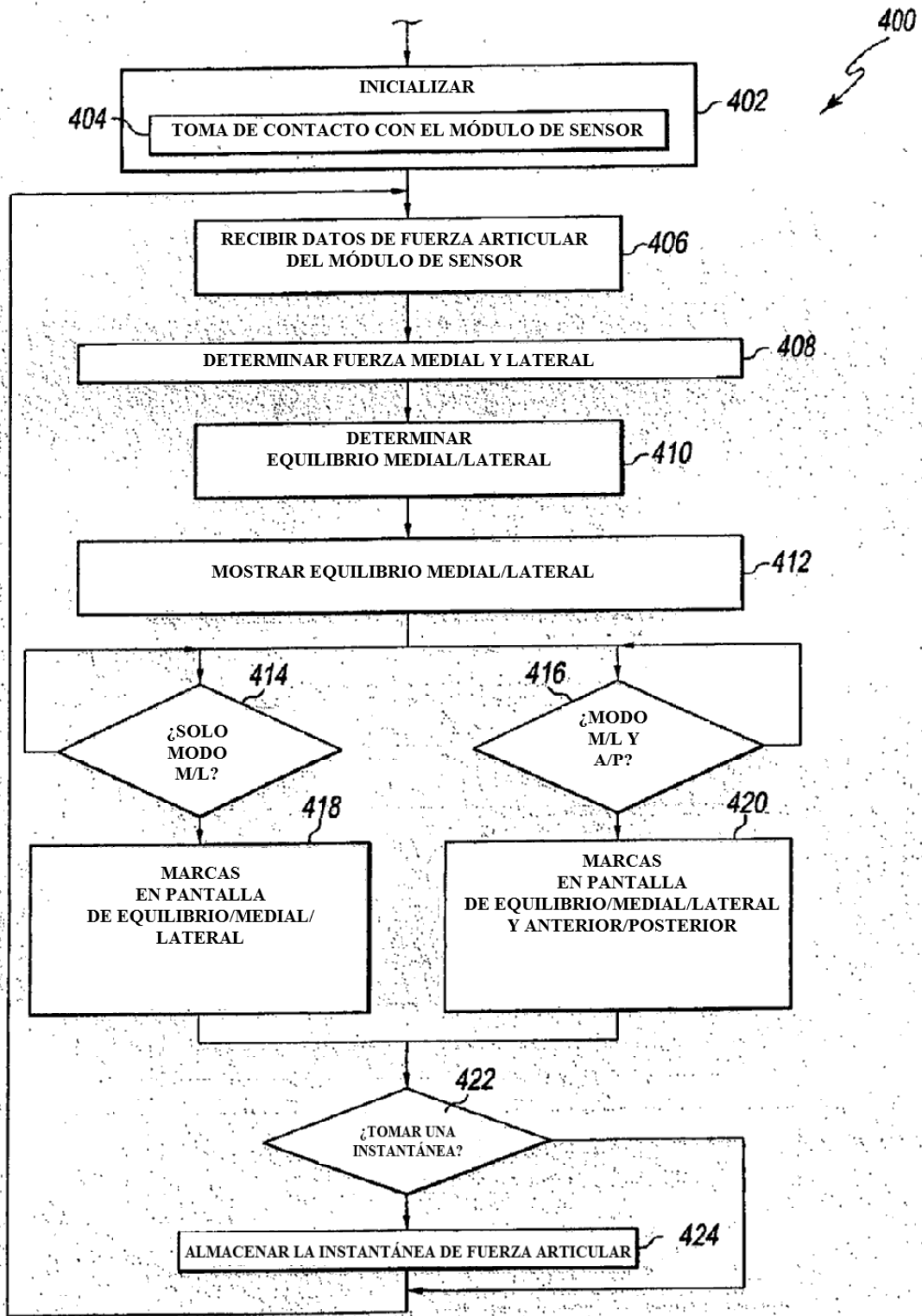


FIG. 15

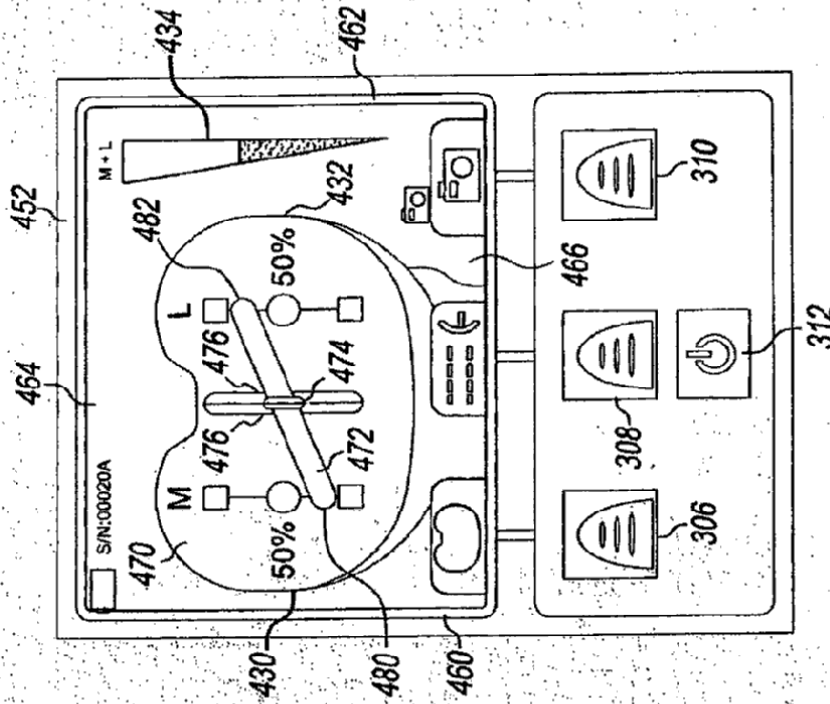


FIG. 16

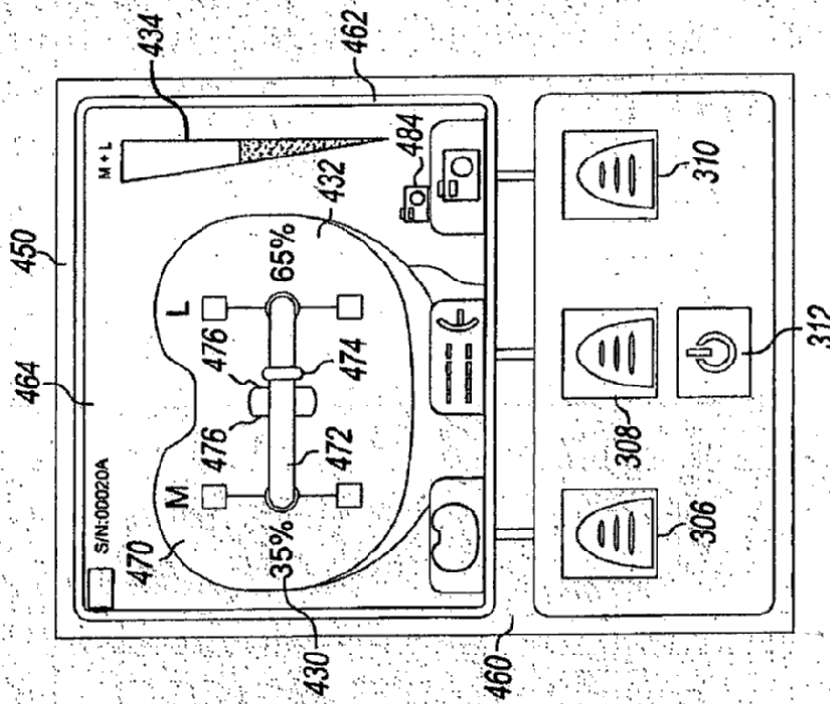


FIG. 17

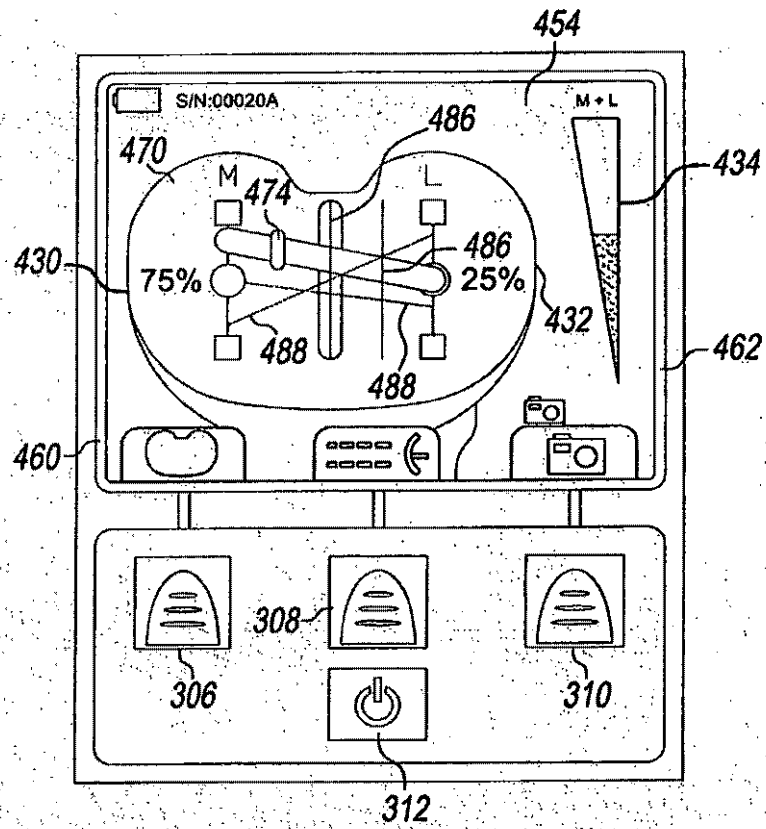


FIG. 18

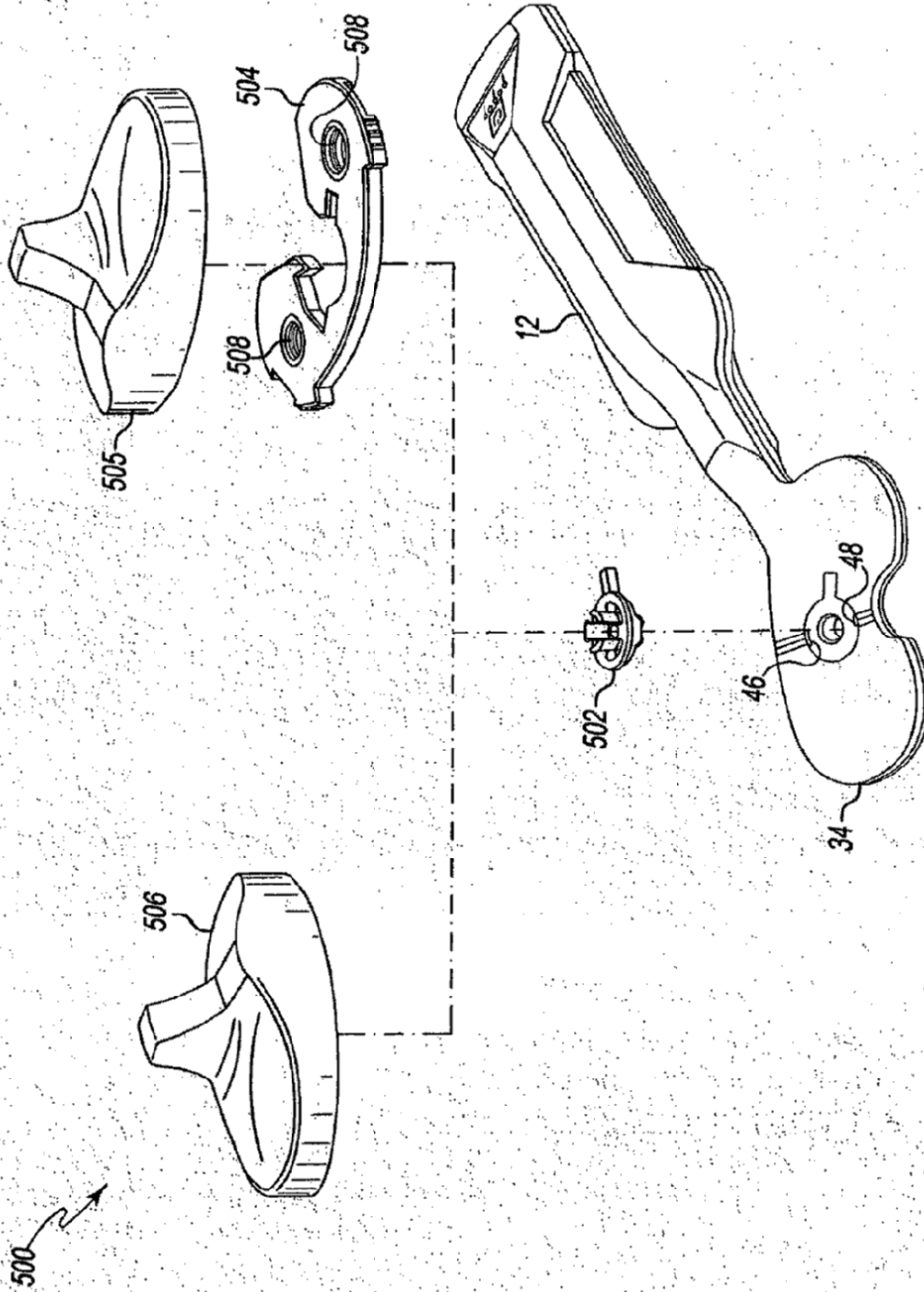


FIG. 19

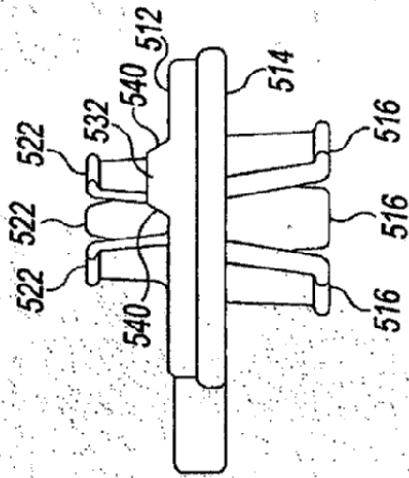


FIG. 20C

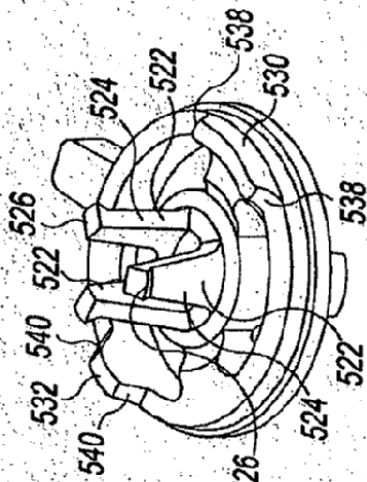


FIG. 20B

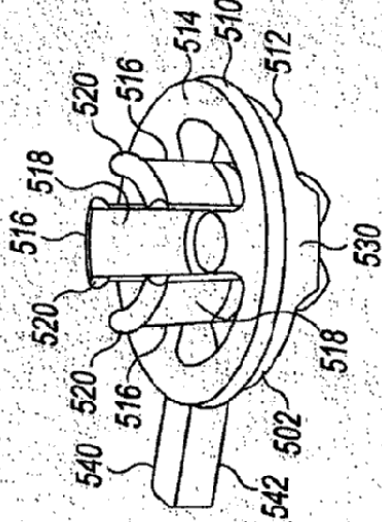


FIG. 20A

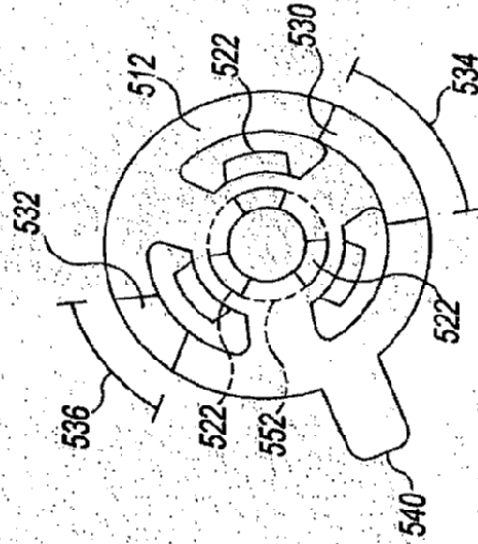


FIG. 20D

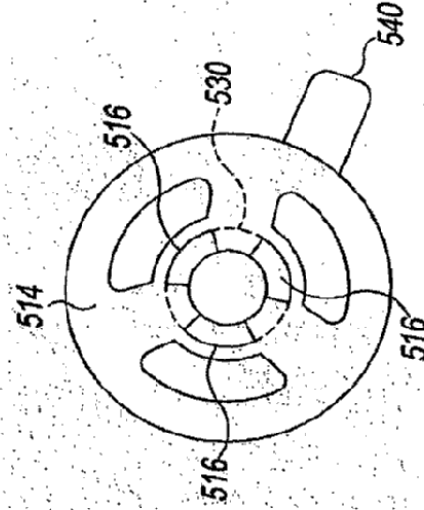


FIG. 20E

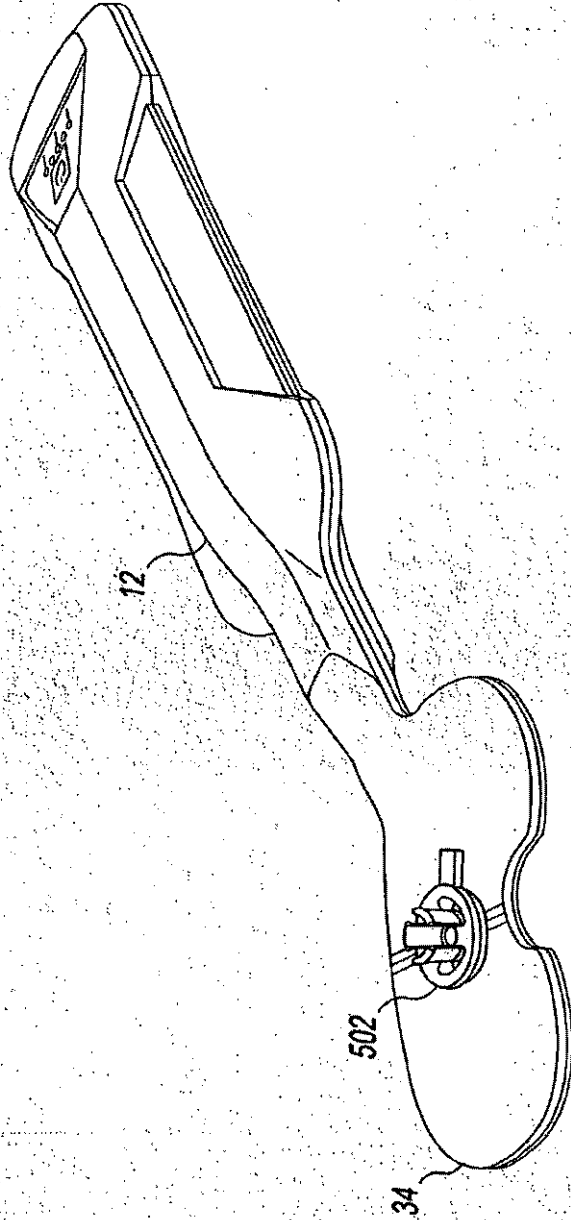


FIG. 21

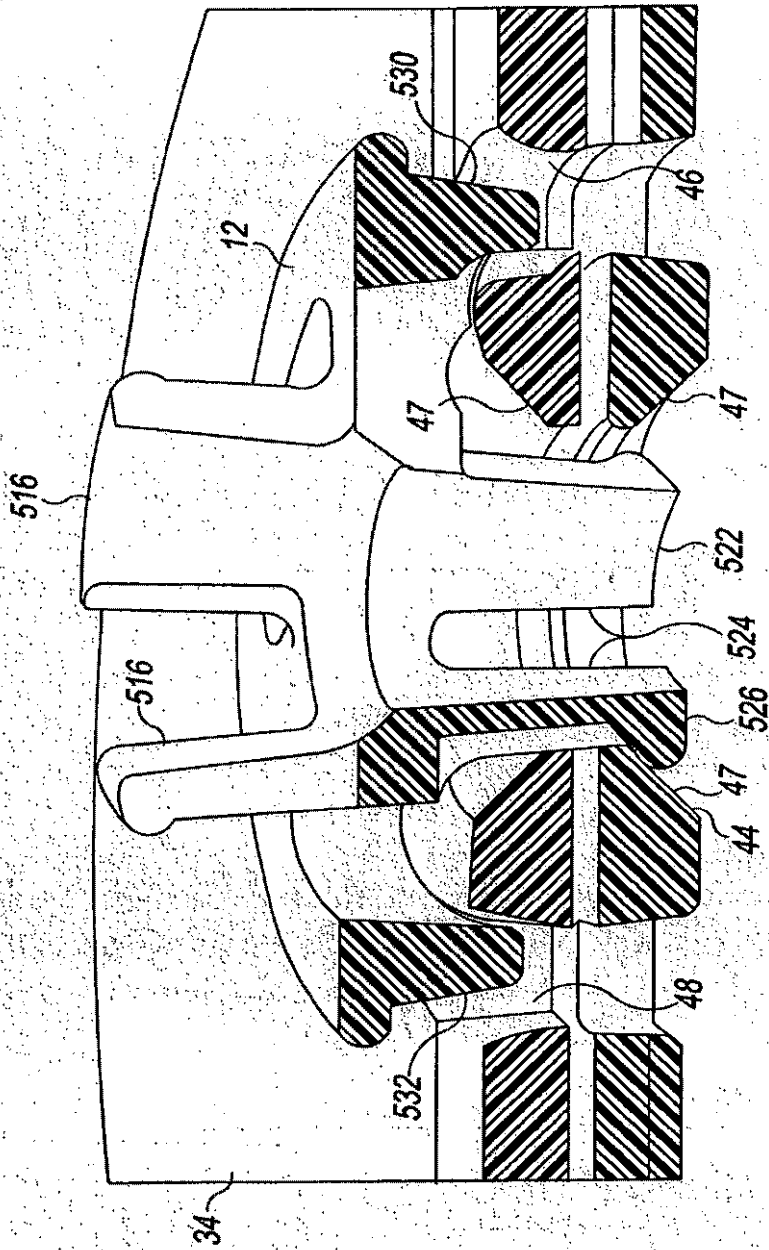


FIG. 22

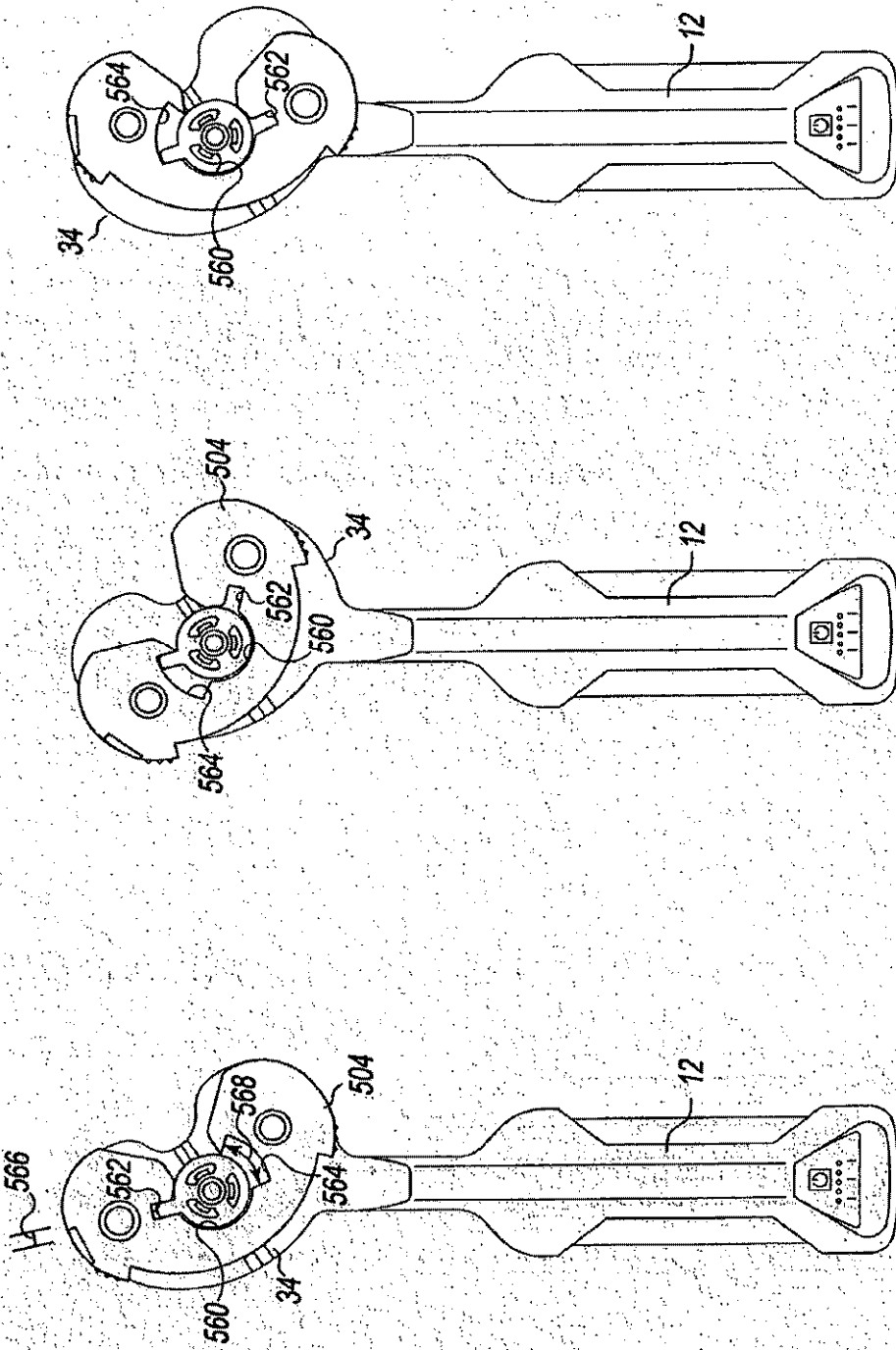


FIG. 25

FIG. 24

FIG. 23

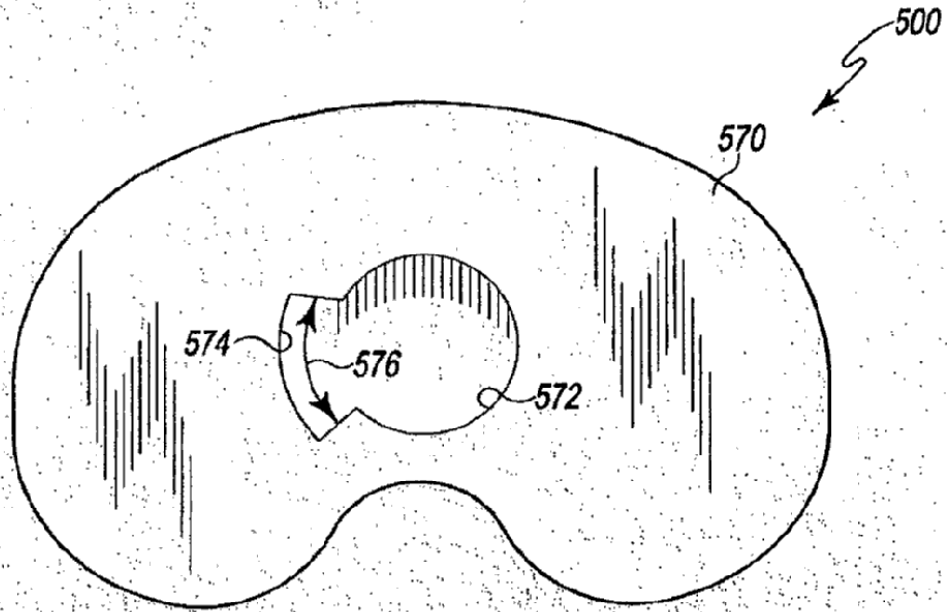


FIG. 26

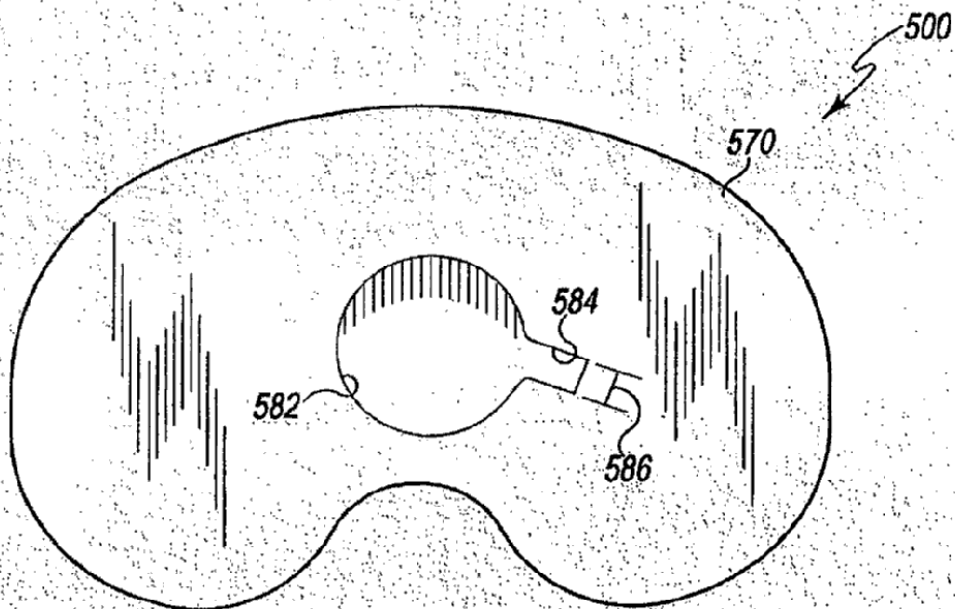


FIG. 27

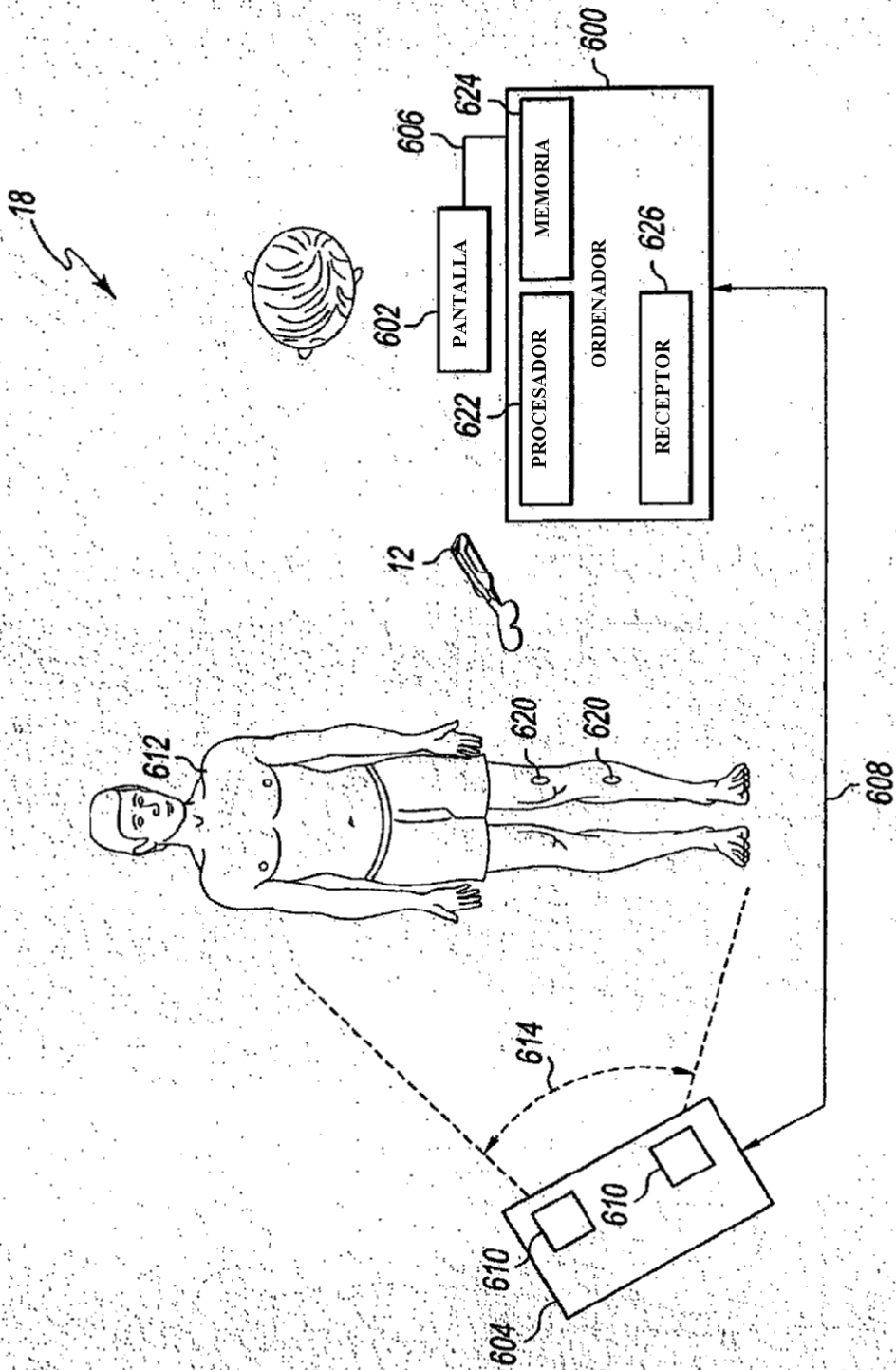


FIG. 28

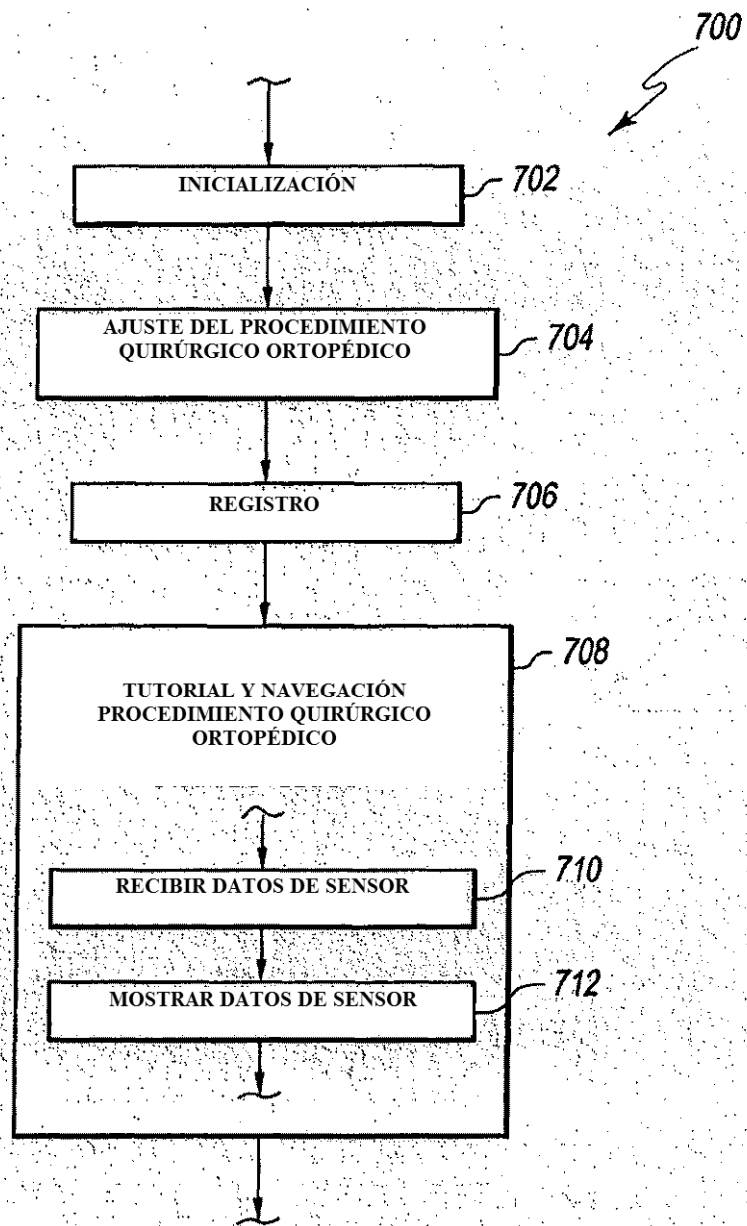


FIG. 29

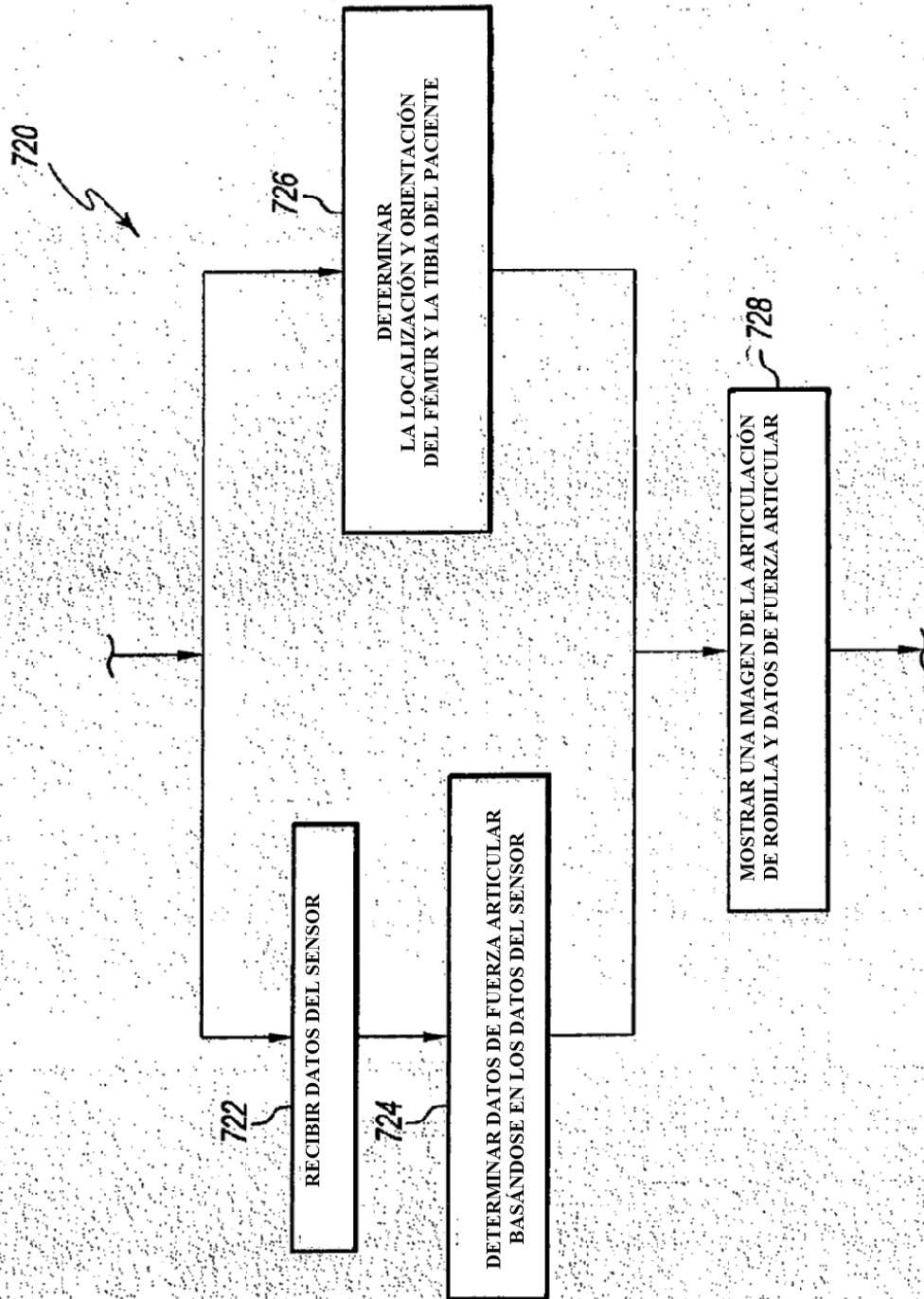


FIG. 30

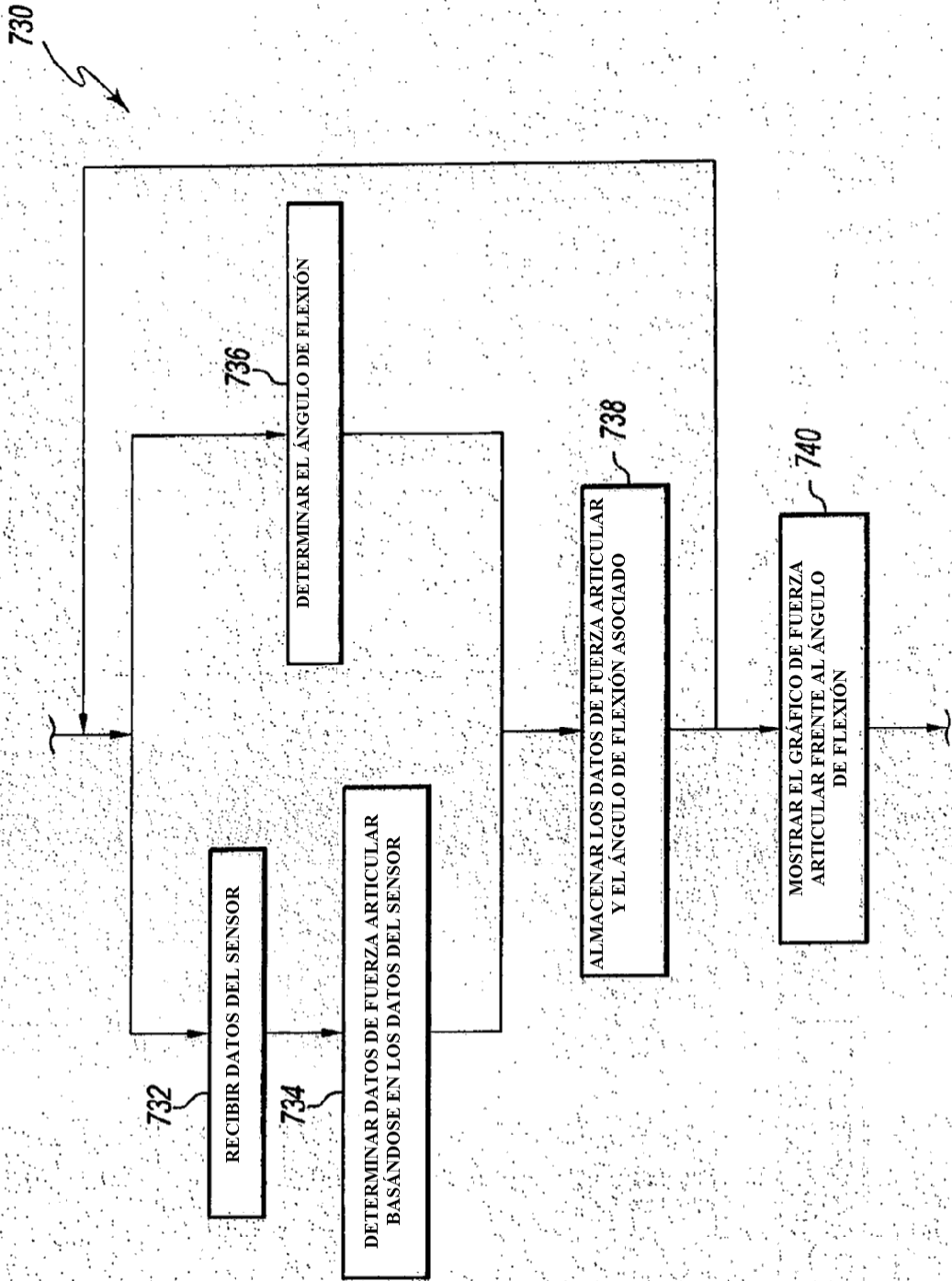


FIG. 31

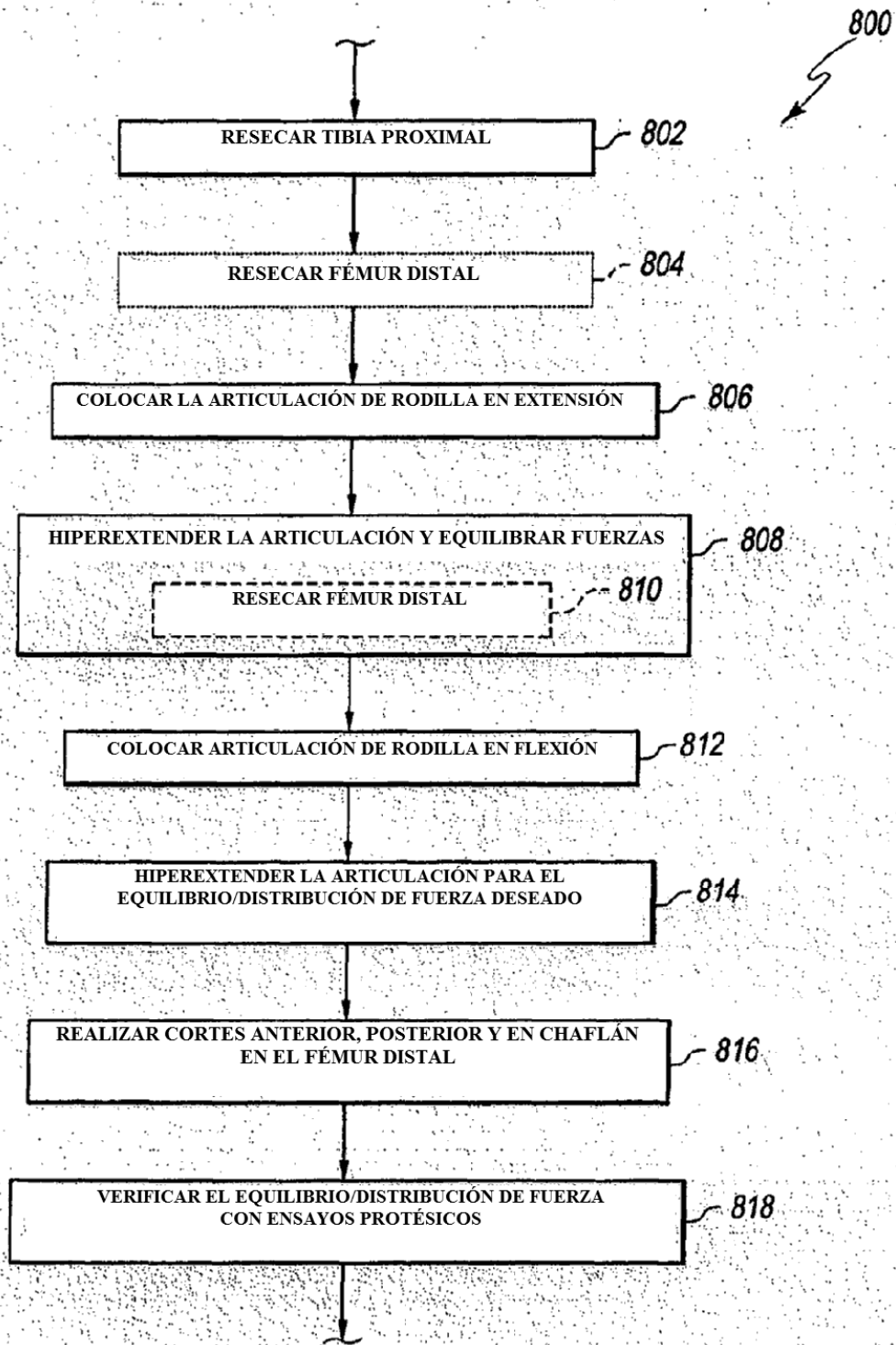


FIG. 32

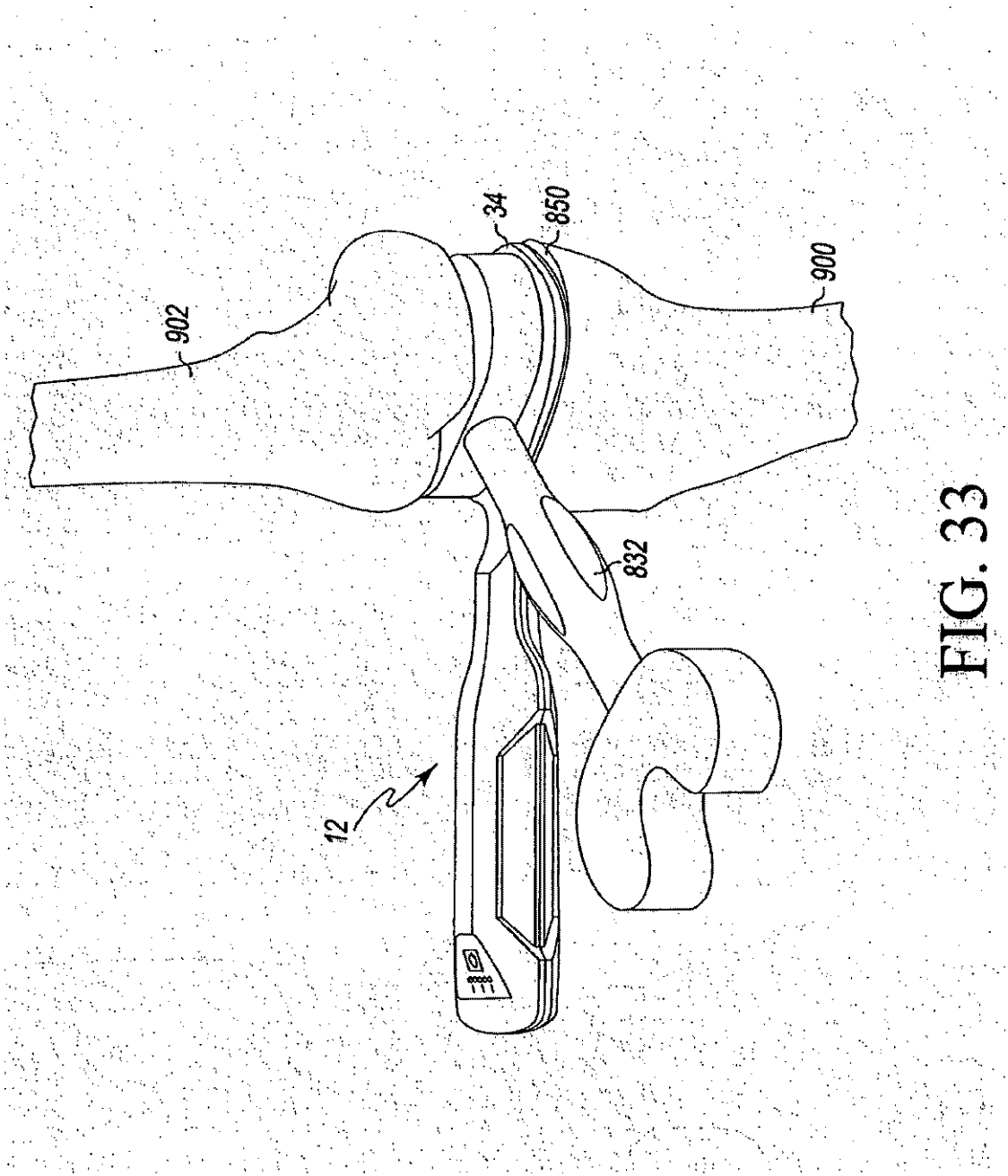


FIG. 33

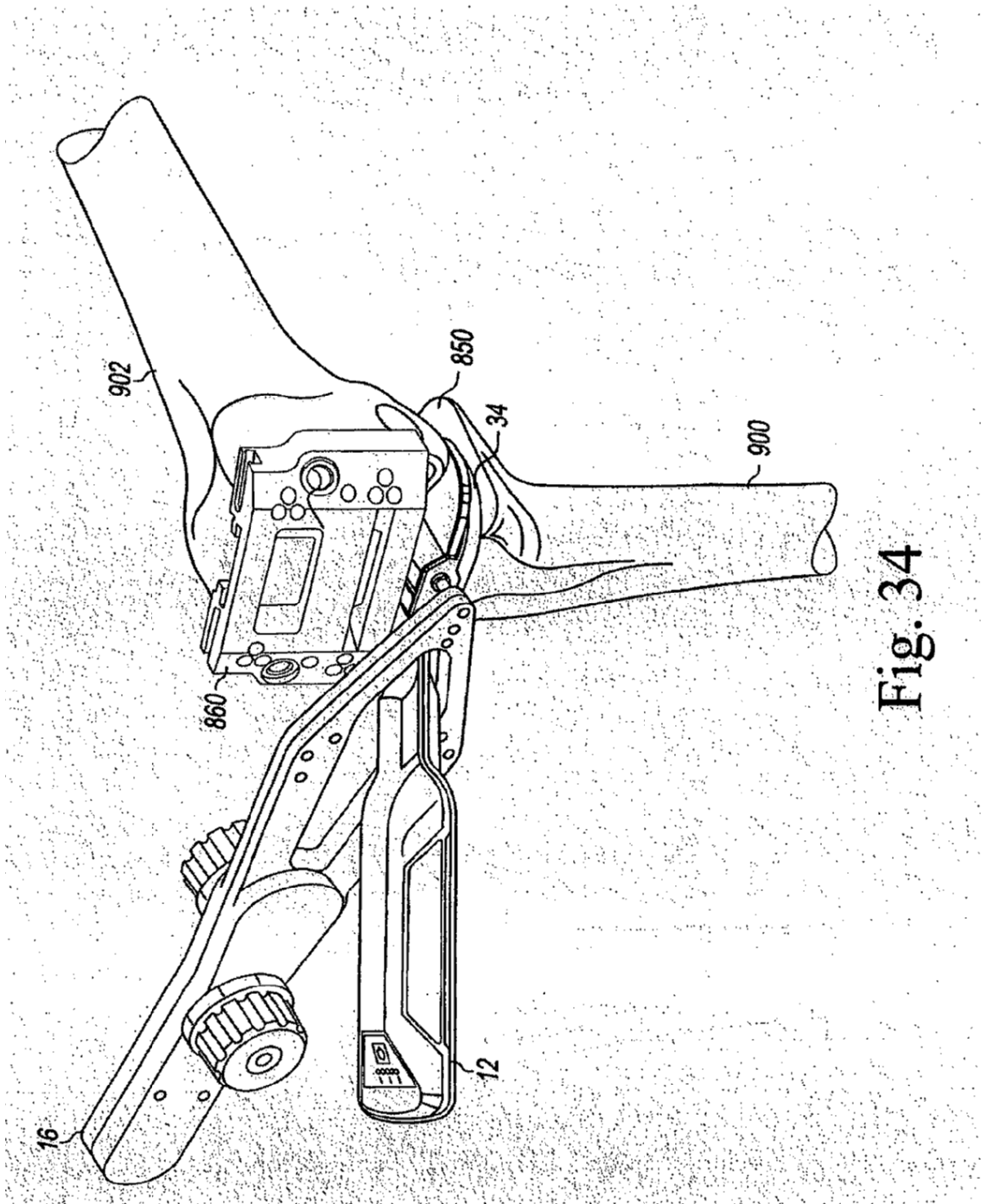


Fig. 34

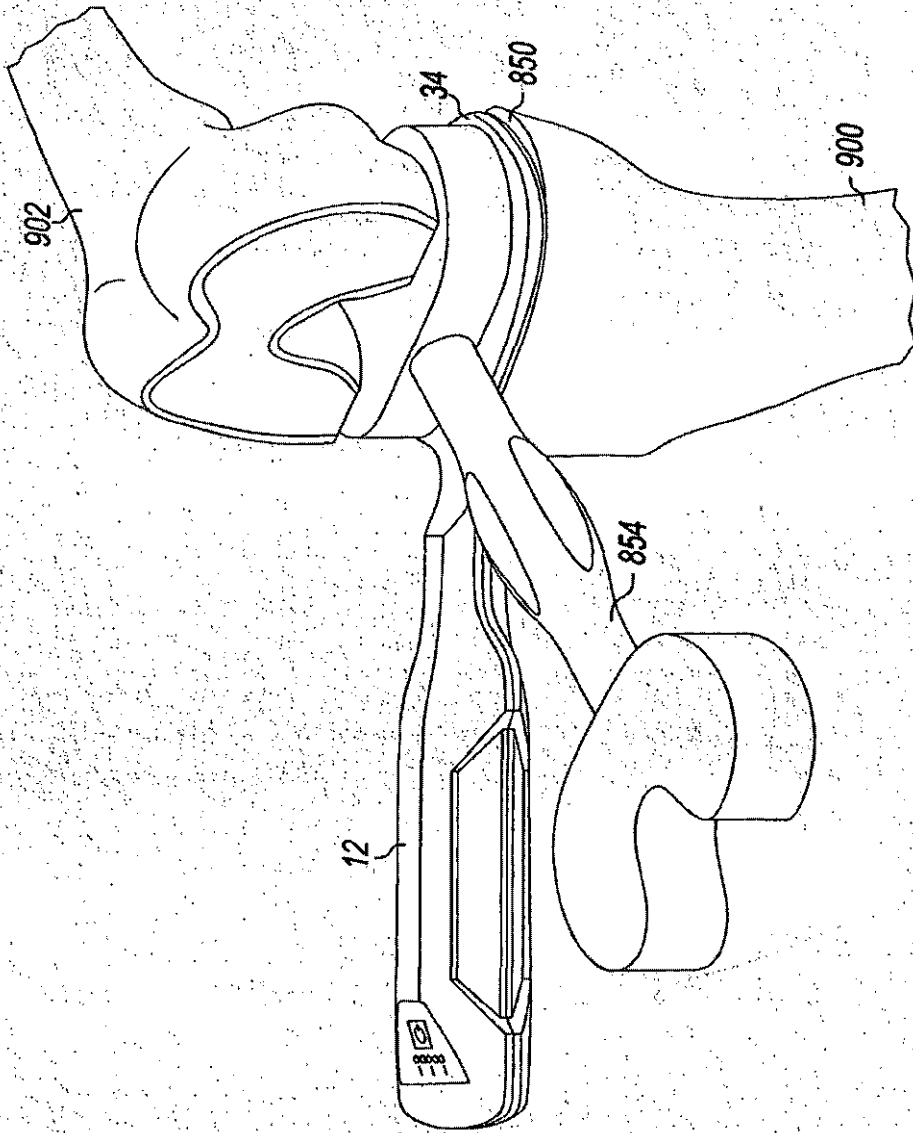


FIG. 35

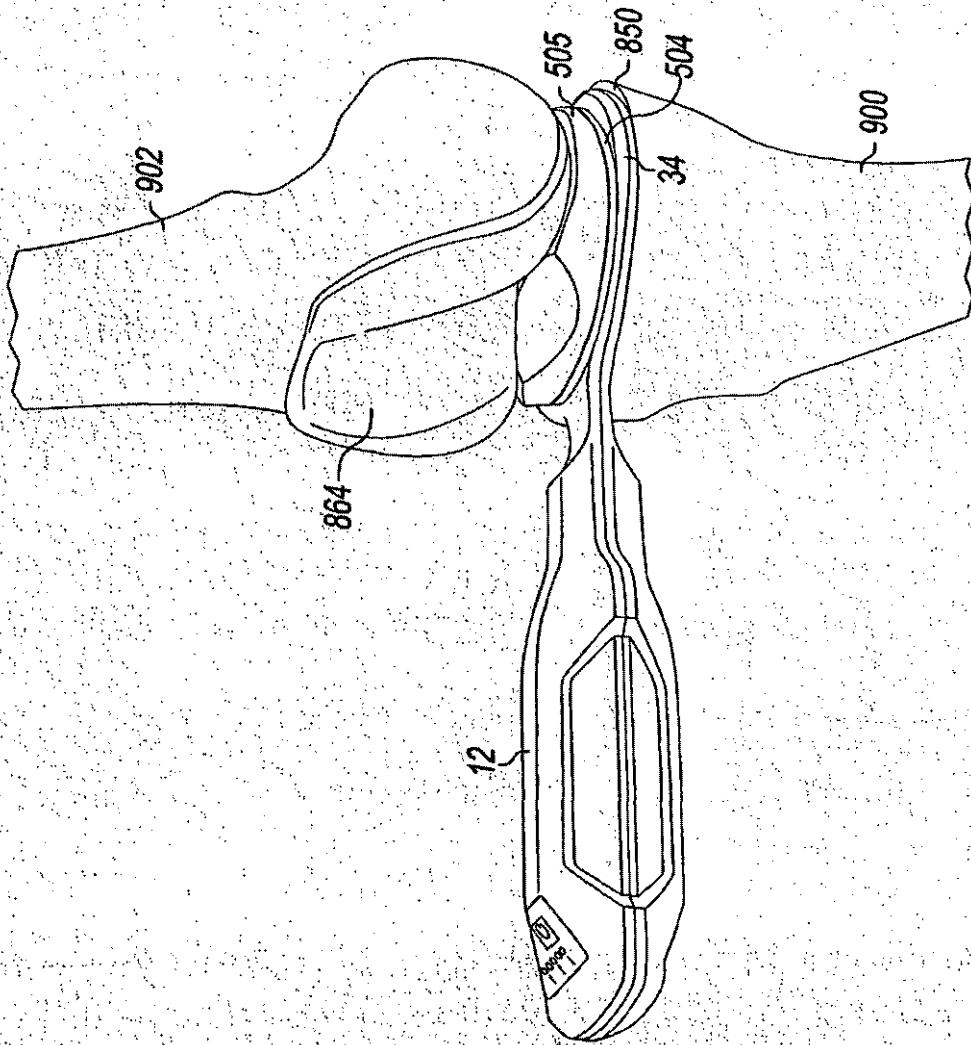


FIG. 36

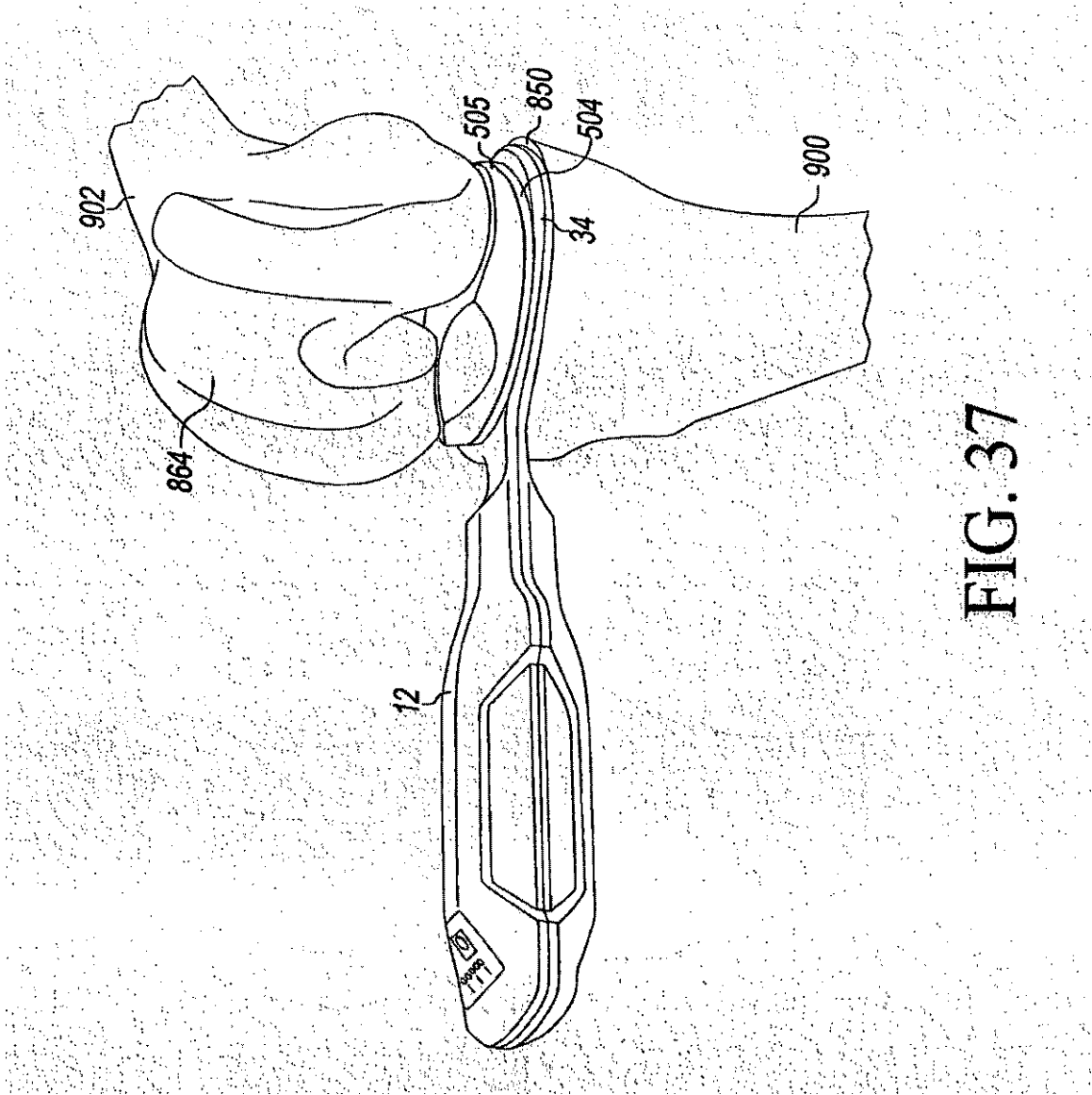


FIG. 37