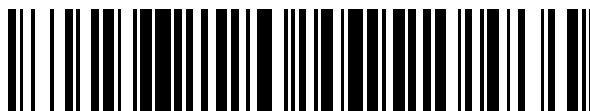


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 762 190**

51 Int. Cl.:

A61B 90/00 (2006.01)

A61B 5/0416 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.07.2011 PCT/CN2011/077506**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.01.2013 WO13013370**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.07.2011 E 11869957 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.09.2019 EP 2734106**

54 Título: **Conector de electrodo ECG**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.05.2020

73 Titular/es:
**KPR U.S., LLC (100.0%)
777 West Street
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:
**ZHOU, DAVID y
YU, PETER**

74 Agente/Representante:
VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 762 190 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

Conector de electrodo ECG

5 Campo técnico de la invención

La presente divulgación se refiere a electrodos biomédicos y, en particular, a un conector de electrodo biomédico radiotransparente y a cables conductores radiotransparentes, para realizar monitorización biomédica de una patente durante los procedimientos de formación de imágenes.

10

Antecedentes de la invención

Los monitores de electrocardiograma (ECG) son ampliamente utilizados para obtener señales médicas (es decir biopotencial) que contienen información indicativa de la actividad eléctrica asociada al corazón y el sistema pulmonar. Para obtener señales médicas, los electrodos de ECG se aplican a la piel de un paciente en varios lugares. Los electrodos, después de colocarse en el paciente, se conectan a un monitor de ECG mediante un conjunto de cables conductores de ECG. El extremo distal del cable conductor de ECG, o la porción más cercana al paciente, puede incluir un conector que está adaptado para conectarse operativamente al electrodo para recibir señales médicas del cuerpo. El extremo proximal del conjunto de cables de ECG está operativamente acoplado al monitor de ECG y suministra las señales médicas recibidas del cuerpo al monitor de ECG.

15

20

25

30

35

Un conjunto de electrodo ECG típico puede incluir una capa eléctricamente conductora y una capa de soporte, el conjunto que tiene un lado contacto con el paciente y un lado del conector. El lado de contacto de la almohadilla del electrodo puede incluir gel o adhesivo conductor biocompatible para fijar el electrodo al cuerpo de un paciente para facilitar una conexión eléctrica apropiada entre el cuerpo de un paciente y el conjunto de electrodo. El lado del conector de la almohadilla puede incorporar un botón de presión metálico que tiene un perfil bulboso para acoplar la almohadilla del electrodo al cable de ECG. En uso, el clínico retira una cubierta protectora del lado del electrodo para exponer el gel o el adhesivo, fija la almohadilla del electrodo al cuerpo del paciente y conecta el conector del cable de ECG apropiado al botón de presión presionando o "chasqueando" el conector de cable conductor en el botón de presión con bulbo para lograr el acoplamiento mecánico y eléctrico del electrodo y el cable conductor. Alternativamente, se pueden emplear conectores de ECG que se acoplan mediante la manipulación de una palanca u otro dispositivo de bloqueo mecánico. Después de su uso, un médico retira el conector del cable conductor de ECG de la almohadilla tirando o "desabrochando" el conector de la almohadilla o soltando la palanca u otro mecanismo de bloqueo.

40

La colocación de los electrodos en un paciente se ha establecido mediante protocolos médicos. Un protocolo común requiere la colocación de los electrodos en una configuración de 5 conductores: un electrodo adyacente a cada hueso de la clavícula en la parte superior del tórax y un tercer electrodo adyacente al abdomen inferior izquierdo del paciente, un cuarto electrodo adyacente al esternón y un quinto electrodo en el abdomen inferior derecho del paciente.

45

50

55

60

Durante ciertos procedimientos, puede ser necesario controlar los parámetros biológicos (por ejemplo, ECG) de un paciente que se está sometiendo a imágenes, tales como tomografía computarizada o resonancia magnética. El uso de conectores de ECG convencionales y conjuntos de cables conductores normalmente asociados a ellos, puede tener inconvenientes en estas aplicaciones, ya que tienden a interferir con los sistemas de imágenes. En un ejemplo, el aparato de imagen puede detectar ciertos componentes de los conectores de ECG y/o cables conductores y, en consecuencia, pueden ofuscar las imágenes visuales en las que confían los médicos y cirujanos. En otro ejemplo, los componentes ferrosos y/o magnéticos que se encuentran comúnmente en los conectores de ECG, como los muelles y los clips, pueden ser potencialmente peligrosos cuando se usan dentro del intenso campo magnético de un escáner de resonancia magnética. El documento EP2070474 describe un conector de ECG. El documento US 2004/203273 describe un dispositivo que conecta eléctricamente una línea de conexión a un electrodo de piel de ingeniería médica, con un elemento de contacto. El elemento de contacto tiene un elemento de almacenamiento de energía para presionar por muelle el elemento de contacto en contacto con un pasador de contacto del electrodo. El documento US 4674817 describe un conector eléctrico para conectar un terminal de electrodo médico en un paciente con un cable conductor y comprende un elemento de contacto eléctrico que está incrustado en un elemento de cuerpo aislante elástico. El elemento del cuerpo incluye un primer y segundo brazos en voladizo que tienen segmentos de arco tortuosos con sus superficies cóncavas enfrentadas entre sí para formar una mandíbula abierta para recibir entre ellos el terminal del electrodo. El documento WO 2008/092098 describe un conector de ECG radiotransparente.

Sumario

En una realización de acuerdo con la presente divulgación, se proporciona un conjunto de conector de ECG de acuerdo con la reivindicación 1.

65

Breve descripción de los dibujos

Los dibujos adjuntos no están destinados a ser dibujados a escala. En el dibujo, cada componente idéntico o casi idéntico que se ilustra en varias figuras está representado por un número similar. Para fines de claridad, no todos los componentes pueden estar etiquetados en cada dibujo. Diversas realizaciones de la presente divulgación se describen a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- La figura 1 es una vista en despiece de un conector de electrodo de ECG convencional;
- La figura 2 es un diagrama esquemático del conector de electrodo de ECG convencional de la figura 12A;
- La figura 3A es una vista de una realización de un conector de electrodo de ECG radiotransparente en una configuración acoplada de acuerdo con la presente divulgación;
- La figura 3B es una vista de la realización de la figura 3A en una configuración desacoplada de acuerdo con la presente divulgación;
- La figura 3C es una vista en detalle de una abertura de botón de presión de la realización de la figura 3A de un conector de electrodo de ECG radiotransparente de acuerdo con la presente divulgación
- La figura 4A es una vista de otra realización de un conector de electrodo de ECG radiotransparente en una configuración acoplada de acuerdo con la presente divulgación;
- La figura 4B es una vista de la realización de la figura 4A en una configuración desacoplada de acuerdo con la presente divulgación; y
- La figura 5 es una vista de otra realización de un conector de electrodo de ECG radiotransparente de acuerdo con la presente divulgación.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Esta invención no se limita en su aplicación a los detalles de construcción y la disposición de componentes expuestos en la siguiente descripción o ilustrados en los dibujos. La invención es capaz de otras realizaciones o de practicarse o llevarse a cabo de diversas maneras. Además, la fraseología y la terminología utilizadas en el presente documento tienen fines descriptivos y no deben considerarse limitantes. El uso de "que incluye", "que comprende", "que tiene", "que continúa" o "que implica" y sus variaciones en el presente documento, pretende abarcar los elementos enumerados a continuación y sus equivalentes, así como elementos adicionales.

A continuación, se describen realizaciones particulares de la presente divulgación con referencia a los dibujos adjuntos; sin embargo, las realizaciones divulgadas son meramente ejemplos de la divulgación, que pueden realizarse de diversas formas. Las funciones o construcciones bien conocidas y la materia repetitiva no se describen en detalle para evitar oscurecer la presente divulgación en detalles innecesarios o redundantes. Por lo tanto, los detalles estructurales y funcionales específicos descritos en el presente documento no deben interpretarse como limitativos, sino simplemente como una base para las reivindicaciones y como una base representativa para enseñar a un experto en la técnica a emplear de manera diversa la presente divulgación en prácticamente cualquier estructura adecuadamente detallada.

En los dibujos y en las descripciones que siguen, el término "proximal", como es tradicional, se referirá al extremo del instrumento que está más cerca de un usuario, mientras que el término "distal" se referirá al extremo que está más lejos de un usuario. Además, como se usa en el presente documento, los términos que hacen referencia a la orientación, por ejemplo, "superior", "inferior", "arriba", "abajo", "izquierda", "derecha", "en sentido horario", "en sentido antihorario" y similares se utilizan con fines ilustrativos con referencia a las figuras y características que se muestran en las mismas. Las realizaciones de acuerdo con la presente divulgación se pueden practicar en cualquier orientación sin limitación. El ámbito de protección de la presente invención está completamente determinado por el texto de las reivindicaciones adjuntas.

La presente invención está dirigida a un conector de electrodo adecuado para su uso durante la formación de imágenes del paciente, tal como durante una tomografía axial computarizada o resonancia magnética. Los conectores de electrodos comúnmente disponibles tienen componentes que pueden detectarse en la imagen y/o pueden volverse peligrosos cuando se exponen a un campo particular, como un campo magnético.

Un ejemplo de un conector de electrodo convencional 1320 se muestra en la figura 1 y la figura 2 que incluye una carcasa 1322 que tiene un elemento superior 1324 y un elemento inferior 1326, y que define una cavidad interna 1328 entre los mismos. La carcasa 1322 está fabricada de un material no conductor, por ejemplo, un polímero moldeado por inyección que aísla eléctricamente al sujeto del elemento(s) conductor dentro de la misma. El elemento superior 1324 y el elemento inferior 1326 son componentes separados unidos entre sí mediante cualquier método adecuado de unión, tal como, sin limitación, adhesivo, soldadura ultrasónica o soldadura por calor. El elemento superior 1324 y el elemento inferior 1326 forman un elemento no conductor de la carcasa 1322.

La carcasa 1322 del conector de electrodo convencional incluye un terminal de cable conductor 1330 que está conectado eléctricamente a un extremo respectivo del cable conductor 1304 por cualquier método adecuado de conexión, incluyendo, sin limitación, engarzado, unión o soldadura. El terminal de cable conductor 1330 está formado de un material conductor, normalmente un metal como el acero inoxidable. La carcasa 1322 soporta un

elemento de contacto 1332 también formado de un material conductor que está conectado eléctricamente a un cable conductor. En un ejemplo, el cable conductor está formado por metales conductores como el cobre estañado. En otro ejemplo, el material conductor del elemento de contacto es un metal tal como acero inoxidable. El elemento de contacto 1332 y el terminal de cable conductor 1330 pueden estar formados integralmente. El elemento de contacto 1332 define una abertura de contacto 1334 formada en el mismo y en comunicación con la cavidad interna 1328 de la carcasa 1322. La abertura de contacto 1334 incluye la primera porción de abertura de contacto 1334a y la segunda porción de abertura de contacto 1334b. La primera porción de abertura de contacto 1334a define una dimensión o diámetro interno que es mayor que la dimensión o diámetro interno correspondiente de la segunda porción de abertura de contacto 1334b.

La carcasa 1322 del conector de electrodo convencional incluye además una palanca 1340 conectada de manera pivotante a la misma. La palanca 1340 incluye un extremo de accionamiento 1336. La palanca 1340 está desviada a una primera posición por un elemento de desviación 1338, como se muestra en la figura 2. El elemento de desviación 1338 está formado de un metal elástico, tal como acero inoxidable. La palanca 1340 incluye una región de acoplamiento 1336a que se proyecta desde allí para extenderse a través de la primera porción de abertura de contacto 1334a de la abertura de contacto 1334 cuando la palanca 1340 está en la primera posición. En uso, la palanca 1340 es accionable a una segunda posición en la que la región de acoplamiento 1336a de la misma no obstruye ni se extiende a través de la primera porción de abertura de contacto 1334a de la abertura de contacto 1334. Por ejemplo, un clínico puede aplicar presión con el dedo al extremo de accionamiento 1336 que es suficiente para vencer la fuerza de desvío del elemento de desvío 1338, causando así que la región de acoplamiento 1336a se mueva a una segunda posición como se describe el presente documento.

El conector de electrodo de ECG convencional 1320 está adaptado para la conexión a un electrodo biomédico convencional de tipo a presión (no se muestra explícitamente). Un electrodo biomédico típico de presión rápida incorpora una brida o base de electrodo y un botón o terminal de presión macho que se extiende en relación transversal a la base del electrodo. El terminal de botón de presión macho puede tener una cabeza bulbosa, por lo que una porción superior del terminal tiene una dimensión de sección transversal mayor que una porción inferior del terminal. En consecuencia, en uso, cuando la palanca 1340 del conector de electrodo 1320 está en la segunda posición, la cabeza del terminal de botón de presión macho del electrodo biomédico de presión rápida puede insertarse en la primera porción de abertura de contacto 1334a de la abertura de contacto 1334 y el extremo de accionamiento 1336 y, por lo tanto, la palanca 1340 puede liberarse de modo que el elemento de desviación 1338 mueva la región de acoplamiento 1336a de la palanca 1340 contra la cabeza del botón de presión macho (no se muestra explícitamente) para empujar o forzar la porción inferior del botón de presión en una segunda porción de abertura de contacto 1334b de la abertura de contacto 1334. La fuerza de desvío del elemento de desvío 1338 ayuda a mantener el botón de presión dentro de la segunda porción de abertura de contacto 1334b de la abertura de contacto 1334 y por lo tanto inhibe la extracción o desconexión del electrodo biomédico del conector de ECG 1320. Sin embargo, dado que el terminal de cable conector 1330, el elemento de contacto 1332 y el elemento de desvío 1338 son metálicos, uno o más de estos componentes pueden detectarse en la imagen y/o volverse peligrosos cuando se exponen a un campo magnético.

Por consiguiente, un aspecto de la presente invención proporciona un conector de electrodo que puede usarse durante la formación de imágenes del paciente. Una realización de un conector de electrodo de ECG de la presente invención se muestra en las figuras 3A, 3B y 3C. En vista de ello, y para no oscurecer la presente divulgación con información redundante, solo se describirán más adelante las características distintas del conector de electrodo de ECG 1400.

El conector de electrodo de ECG 1400 está configurado para facilitar la monitorización de ECG y otros parámetros biológicos mientras el paciente sujeto se somete a un procedimiento de formación de imágenes, tal como, sin limitación, MRI, CT, PET, y similares. El conector 1400 incluye una carcasa 1424 que tiene una superficie rebajada interior 1431 que incluye una abertura 1434 definida en el mismo que se abre a una superficie de la carcasa orientada hacia el paciente. La abertura 1434 está dimensionada para aceptar la inserción de una cabeza de un botón de presión de un electrodo de paciente. La carcasa 1424 puede formarse a partir de cualquier material no conductor adecuado, incluido el material polimérico. El conector 1400 incluye un elemento de acoplamiento 1436 que tiene una superficie de accionamiento 1439, que puede ser un botón contorneado, y una cara de acoplamiento 1437. El elemento de acoplamiento 1436 puede girar sobre un pivote 1415 para permitir que la cara de acoplamiento 1437 se mueva desde una primera posición por la cual la cara de acoplamiento 1437 está más cerca de una porción superior 1425 de la abertura 1434 y una segunda posición por la cual la cara de acoplamiento 1437 está más lejos de una porción superior 1425 de la abertura 1434. Mediante esta disposición, la cabeza bulbosa de un botón de presión que se ha introducido en la abertura 1434 puede capturarse en la abertura 1434 entre la cara de acoplamiento 1437 y una pared lateral de la abertura 1434. El elemento de acoplamiento 1436 incluye un refuerzo 1438, que puede tener una forma arqueada, dispuesta entre la cara de acoplamiento 1437 y el pivote 1415.

La superficie interior rebajada 1431 de la carcasa 1424 incluye un conductor radiotransparente 1432 que facilita la conducción de señales biológicas entre un botón de presión capturado dentro de la abertura 1434 y un conductor de alambre conductor 1477. El conductor radiotransparente 1432 puede incluirse con la superficie 1431 de cualquier manera adecuada, incluyendo sin limitación, como un recubrimiento conductor y/o un material conductor incorporado

dentro de la carcasa 1424 o porciones asociadas del mismo. En algunas realizaciones, el conductor radiotransparente 1432 puede formarse dispersando polvo de carbono conductor sobre la superficie rebajada interior 1431. El polvo de carbono conductor se fusiona mediante la aplicación de calor y/o presión al material polimérico que forma la superficie rebajada interior 1431. En algunas realizaciones, el conductor radiotransparente 1432 puede formarse mediante la aplicación de tinta conductora radiotransparente a la superficie rebajada interior 1431. En otras realizaciones, el conductor radiotransparente 1432 puede comprender un cable de fibra de carbono fijado a la superficie rebajada 1431. Como se muestra en la figura 3C, el conductor radiotransparente 1432 puede extenderse sobre al menos una porción de una pared lateral 1441 de la abertura 1434.

El conector de electrodo de ECG 1400 incluye un cable conductor 1475 que se extiende desde un extremo proximal (por ejemplo, inferior) del mismo. El cable conductor 1475 incluye un aislante externo 1476 dispuesto coaxialmente alrededor de un conductor 1477. El conductor 1477 está formado de material conductor de la electricidad radiotransparente, tal como carbono conductor o alambre de monofilamento de carbono conductor. En algunas realizaciones, el conductor 1477 está formada por una o más fibras de carbono. Una porción distal del aislante externo se desmonta, exponiendo así una porción distal del conductor 1477'. La porción expuesta 1477' del conductor 1477 está unida operativamente al conductor radiotransparente 1432 de la superficie rebajada interior 1431. El conductor 1477' se puede unir de cualquier manera adecuada, incluyendo, sin limitación, un elemento de engarzado 1478 y/o un adhesivo eléctricamente conductor radiotransparente. En algunas realizaciones, la porción expuesta 1477' del conductor 1477 y el conductor radiotransparente 1432 están formados integralmente. Un alivio de tensión 1479 rodea una porción del cable conductor 1475 donde el cable conductor 1475 sale de la carcasa 1424.

Un elemento elástico 1470 desvía el elemento de acoplamiento 1436 hacia una primera posición en la que la cara de acoplamiento 1437 está más cerca de una porción superior 1425 de la abertura de 1434. El elemento elástico lobulado 1470 se coloca entre un receso 1428 definido en el elemento de acoplamiento 1436 y una montura 1472 proporcionada por la carcasa 1424. El elemento elástico 1470 puede formarse a partir de un elastómero radiotransparente, que incluye, sin limitación, silicona. El elemento elástico 1470 puede tener cualquier forma para proporcionar la fuerza suficiente para permitir el movimiento deseado del elemento de acoplamiento 1436. El elemento elástico 1470 puede tener cualquier forma regular o irregular, incluyendo círculo, cuadrado, triángulo y trébol. En una, una realización, el elemento elástico 1470 es un elemento lobulado. Por ejemplo, como se muestra en las figuras 3A y 3B, el elemento elástico lobulado 1470 incluye un perfil de tres lóbulos que tiene cada lóbulo espaciado uniformemente a aproximadamente 120° de separación, sin embargo, un elemento elástico lobulado 1470 de acuerdo con la presente divulgación puede incluir menos de tres lóbulos, o más de tres lóbulos. Adicional o alternativamente, el elemento elástico lobulado 1470 puede incluir lóbulos que no están espaciados uniformemente y/o colocados de manera irregular. El elemento elástico puede ser sólido en toda su extensión, o comprender una o más aberturas. El elemento elástico lobulado 1470 incluye una abertura central 1471 definida en el mismo y que tiene una forma que generalmente corresponde al contorno del perímetro (por ejemplo, el perfil del lóbulo) del elemento elástico lobulado 1470, y/o que puede incluir una o más proyecciones interiores 1481. La relación entre el tamaño de la abertura 1471 y el tamaño total del elemento elástico lobulado 1470 determina, al menos en parte, la resiliencia del elemento elástico lobulado 1470 y puede facilitar la retroalimentación táctil a un usuario durante la actuación/compresión y liberación/extensión de la combinación del elemento elástico lobulado 1470 y el elemento de acoplamiento 1436. Por ejemplo, y sin limitación, la interferencia cooperativa entre una o más proyecciones interiores 1481 cuando el elemento elástico 1470 se comprime y/o libera puede generar una o más vibraciones que, a su vez, pueden ser percibidas como retroalimentación táctil por la punta del dedo del usuario a través de la superficie de actuación 1439 y/o a través de la carcasa 1424.

Durante el uso, un usuario puede aplicar una fuerza a la superficie de accionamiento 1439 usando, por ejemplo, un dedo, superando así la fuerza de empuje del elemento elástico 1470 hace que el elemento de acoplamiento 1436 gire ligeramente hacia la izquierda alrededor del pivote 1415. A su vez, la cara de acoplamiento 1437 se mueve más lejos de una superficie superior 1425 de la abertura 1434 que proporciona espacio suficiente para permitir la introducción de una cabeza bulbosa de un botón de presión en la abertura 1434. Una vez que el botón de presión se inserta en la abertura 1434, el usuario puede eliminar la presión del dedo de la superficie de accionamiento 1439, con lo cual la fuerza de empuje del elemento elástico 1470 hace que el elemento de acoplamiento 1436 gire ligeramente en sentido horario alrededor del pivote 1415, por lo que se aplica electromecánicamente el botón de presión con una porción de abertura 1434 y, por lo tanto, acoplar eléctricamente el botón de presión con el conductor radiotransparente 1432 y el conductor 1477.

Sin embargo, se muestra otro ejemplo de un conector de electrodo radiotransparente ECG 1500 en las figuras 4A y 4B. En vista de ello, y para no oscurecer la presente divulgación con información redundante, solo se describirán más adelante las características distintas del conector de electrodo de ECG 1500. El conector de electrodo radiotransparente 1500 incluye un elemento de acoplamiento 1536 que tiene una superficie de accionamiento 1539, que puede ser un botón contorneado, y una cara de acoplamiento 1537. El elemento de acoplamiento 1536 puede girar sobre un pivote 1515 para permitir que la cara de acoplamiento 1537 se mueva desde una primera posición por la cual la cara de acoplamiento 1537 está más cerca de una porción superior 1525 de la abertura 1534 y una segunda posición por la cual la cara de acoplamiento 1537 está más lejos de una porción superior 1525 de la abertura 1534. Mediante esta disposición, la cabeza bulbosa de un botón de presión que se ha introducido en la abertura 1534 puede capturarse entre la cara de acoplamiento 1537 y la abertura 1534.

Un elemento elástico 1570 desvía el elemento de acoplamiento 1536 hacia una primera posición en la que la cara de acoplamiento 1537 está más cerca de una parte superior 1525 de la abertura de 1534. El elemento elástico 1570 puede tener cualquier forma para proporcionar la fuerza suficiente para permitir el movimiento deseado del elemento de acoplamiento 1536. El elemento elástico 1570 puede tener cualquier forma regular o irregular, incluyendo círculo, cuadrado, triángulo y trébol, y puede, pero no necesariamente, ser sólido en su totalidad. En algunos ejemplos, el elemento elástico 1570 tiene una forma generalmente esférica. El elemento elástico esférico 1570 se coloca entre un receso 1528 definido en el elemento de acoplamiento 1536 y una montura 1572 provista por una carcasa 1524. El elemento elástico esférico 1570 puede formarse a partir de un elastómero radiotransparente, que incluye, sin limitación, silicona. En el ejemplo mostrado en las figuras 4A y 4B, el elemento elástico esférico 1470 puede incluir características superficiales o internas, tales como, sin limitación, nervaduras, huecos y/o texturas que pueden facilitar la retroalimentación táctil a un usuario durante la actuación/compresión y liberación/extensión de la combinación de elemento elástico esférico 1570 y elemento de acoplamiento 1536. En algunas realizaciones, el elemento elástico 1570 puede tener una forma generalmente cilíndrica, una forma generalmente ovoide, y/o una forma compuesta que puede incluir, por ejemplo, una combinación de forma esférica, cilíndrica y/u ovoide. En algunos ejemplos, el elemento elástico 1570 puede ser hueco.

La figura 5 muestra en otro ejemplo similar al conector de electrodo mostrado en las figuras 3A, 3B y 3C. En vista de ello, y para no oscurecer la presente divulgación con información redundante, solo se describirán más adelante las características distintas del conector de electrodo de ECG 1600. Como se ve en la figura 5, la abertura 1634 que está dimensionada para aceptar la inserción de una cabeza de un botón de presión de un electrodo de paciente está limitada al menos en un lado por un conductor 1677. El conductor 1677 puede tener cualquier tamaño y forma siempre que al menos una porción del conductor se extienda hacia la abertura 1634 a lo largo de al menos una porción de la pared lateral 1634. En un ejemplo, el conductor 1677 se extiende a través de la abertura 1634 para cubrir completamente al menos una porción de la circunferencia de la abertura 1634. El conductor 1677 puede estar hecho de un material conductor radiotransparente tal como un polímero conductor o un carbono conductor. Un cable conductor radiotransparente (no mostrado) formado por un carbono conductor puede colocarse en un pasaje 1699 de la carcasa del conector y unirse al conductor 1677. En uso, una vez que se coloca un botón de electrodo en la abertura 1634 y se libera el elemento de acoplamiento 1636, la cara de acoplamiento 1637 captura el botón de electrodo entre la cara de acoplamiento 1637 y una porción del conductor 1677.

Según un aspecto de la invención, los conectores de electrodos radiotransparentes de la presente invención son ventajosos porque no tienen que ser retirados de un paciente antes de la formación de imágenes reduciendo el tiempo requerido para administrar procedimientos a menudo críticos. Los conectores de electrodos radiotransparentes de la presente invención también pueden aumentar la seguridad del paciente al reducir o eliminar los peligros asociados a la formación de imágenes de conectores de electrodos convencionales. Además, los conectores de electrodos radiotransparentes de la presente invención pueden permitir la monitorización del paciente con ECG durante la formación de imágenes.

Se entenderá que diversas modificaciones, alteraciones y mejoras se les ocurrirán fácilmente a los expertos en la técnica. Las variaciones adicionales de las características y funciones descritas anteriormente y otras, o alternativas de las mismas, pueden combinarse deseablemente en muchos otros sistemas, instrumentos y aplicaciones diferentes. Posteriormente, los expertos en la materia pueden realizar varias alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras actualmente imprevistas o no anticipadas.

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto de conector de ECG (1400), que comprende:

5 una carcasa (1424), que tiene una superficie rebajada interior (1431), que tiene dispuesta en su interior una
 abertura (1434) dimensionada para recibir operativamente el botón de presión de una almohadilla de electrodo
 de ECG;
 un conductor radiotransparente (1432), dispuesto en al menos una porción de la superficie interior rebajada
 (1431);
 10 un conductor de cable conductor radiotransparente (1477), que se extiende desde un extremo proximal de la
 carcasa (1424), y acoplado operativamente al conductor radiotransparente (1432);
 un elemento de acoplamiento (1436), dispuesto de manera pivotante sobre la superficie rebajada interior (1431),
 y que tiene una cara de acoplamiento (1437) y un pivote (1415), en donde el elemento de acoplamiento (1436)
 puede pivotar entre una primera posición, mediante la cual la cara de acoplamiento (1437)) está más cerca de
 15 una porción superior de la abertura (1434), y una segunda posición, mediante la cual la cara de acoplamiento
 (1437) está más lejos de la porción superior de la abertura (1434), en donde el botón de presión se puede
 capturar en la abertura (1434) entre la cara de acoplamiento (1437) y una pared lateral de la abertura (1434);
 incluyendo además el elemento de acoplamiento (1436) un refuerzo arqueado (1438), dispuesto entre un
 20 extremo de la cara de acoplamiento distal (1437) del pivote y el pivote (1415) del elemento de acoplamiento
 (1436), y en donde el refuerzo arqueado (1438) y la cara de acoplamiento (1437) forman una forma cerrada,
 que rodea la abertura (1434) mencionada anteriormente, en donde la forma cerrada es más grande que dicha
 abertura (1434), y en donde la forma cerrada define una abertura para recibir dicho botón de presión;
 en donde la combinación de la abertura (1434) en la carcasa (1424), y la abertura definida por el refuerzo
 25 arqueado (1438) y la cara de acoplamiento (1437) proporcionan suficiente espacio para la inserción del botón de
 presión; y
 un elemento elástico radiotransparente (1470), configurado para desviar el elemento de acoplamiento (1436)
 hacia la primera posición.

2. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento elástico
 30 radiotransparente (1470) incluye una pluralidad de lóbulos.

3. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento elástico
 radiotransparente (1470) incluye una abertura central (1471), definida en el mismo.

35 4. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento elástico
 radiotransparente (1470) incluye una o más proyecciones (1481), que interfieren cooperativamente para generar
 retroalimentación táctil, cuando el elemento de acoplamiento (1436) se mueve entre la primera posición y la segunda
 posición.

40 5. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el conductor
 radiotransparente (1432) se extiende sobre al menos una porción de la pared lateral de la abertura (1434).

6. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el conductor
 45 radiotransparente (1432) está formado de carbono.

7. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el conductor
 radiotransparente (1432) está formado a partir de polvo de carbono conductor dispuesto y fusionado a la superficie
 rebajada interior (1431).

50 8. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el elemento elástico
 radiotransparente (1470) tiene una forma seleccionada del grupo que consiste en sustancialmente esférica,
 sustancialmente cilíndrica o sustancialmente ovoide.

55 9. El conjunto de conector de ECG (1400) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el eje pivotante del elemento
 de acoplamiento (1436) es ortogonal al plano de la superficie rebajada interior (1431).

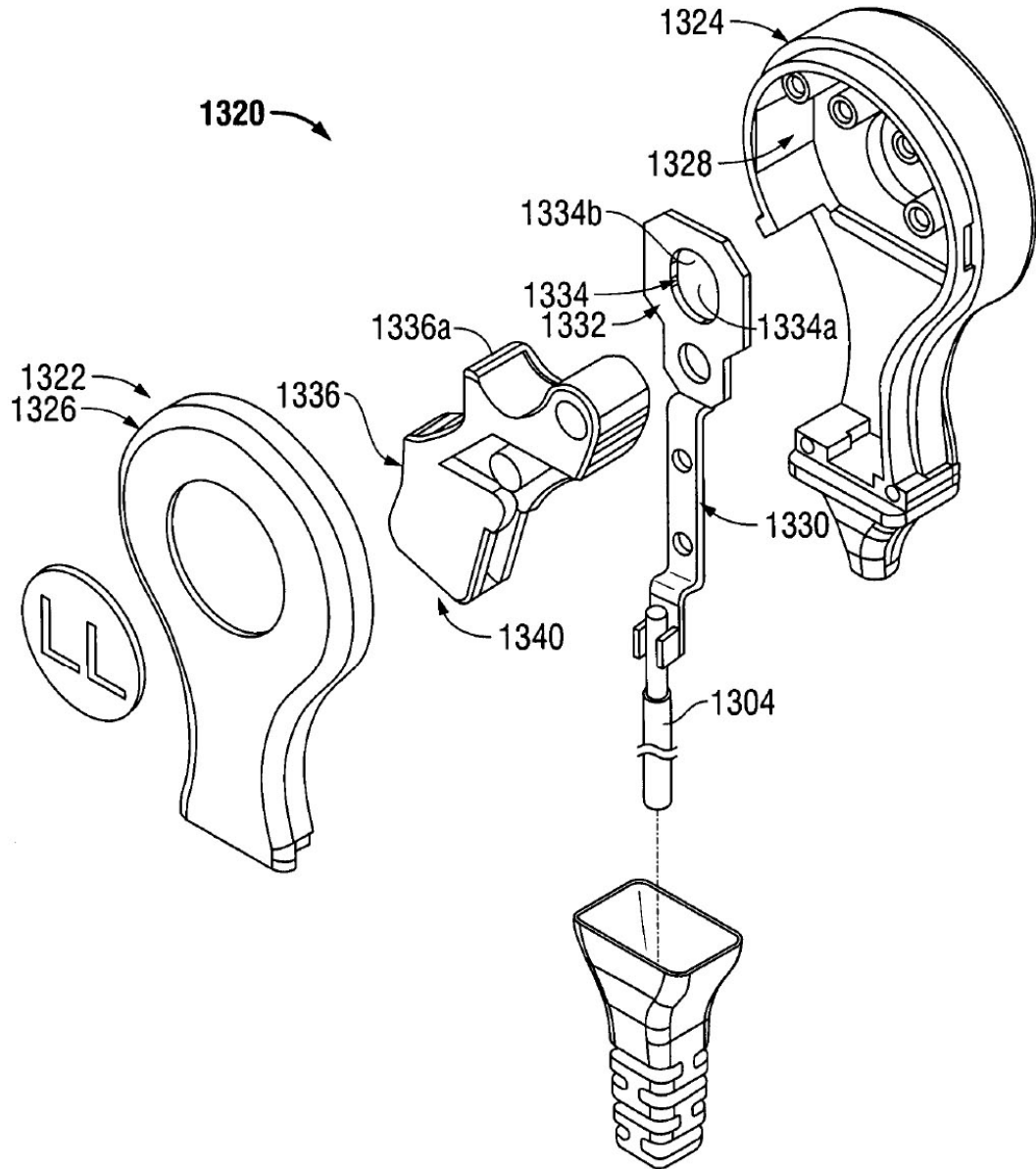


Fig. 1
Técnica anterior

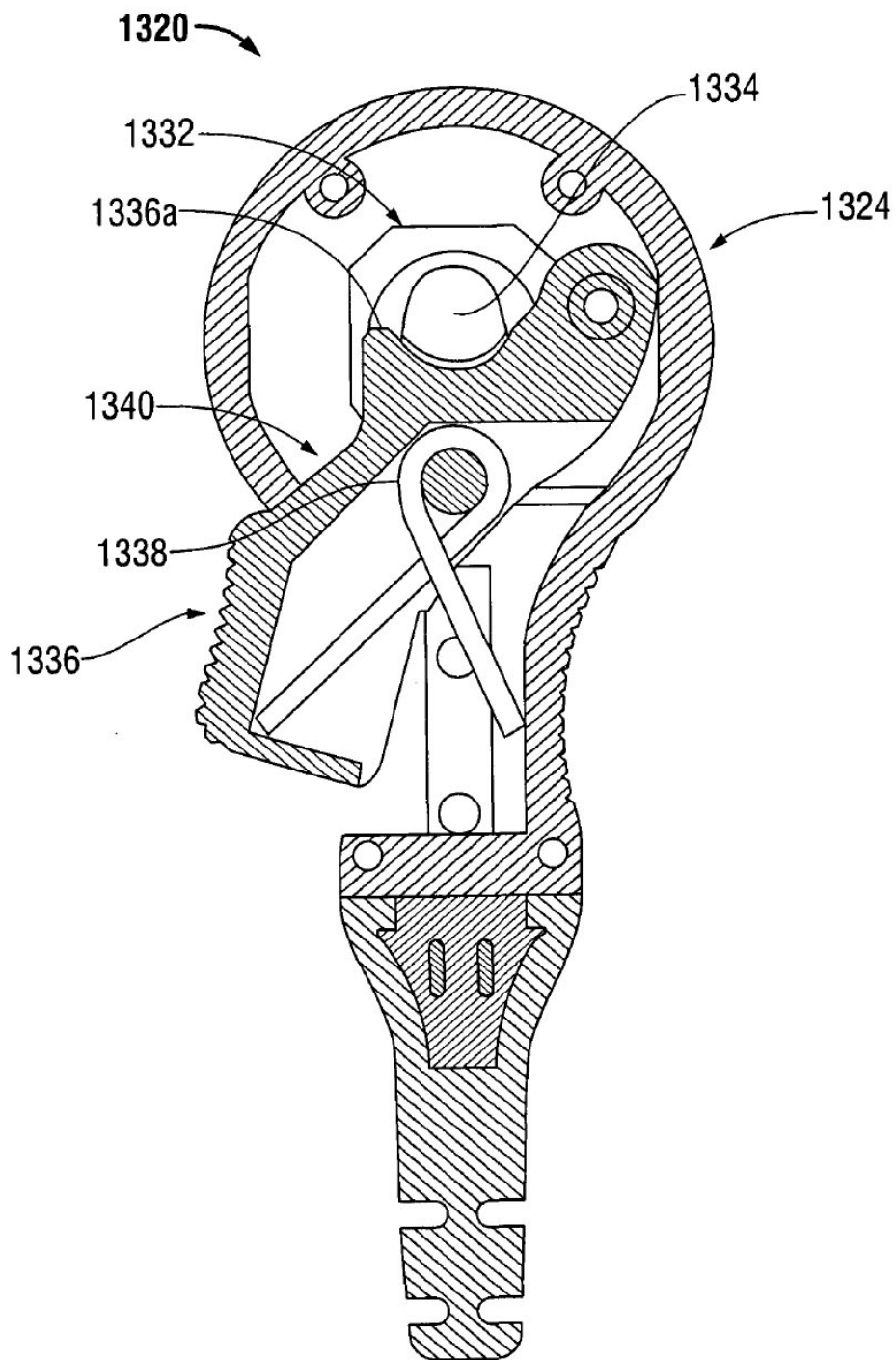


Fig. 2

Técnica anterior

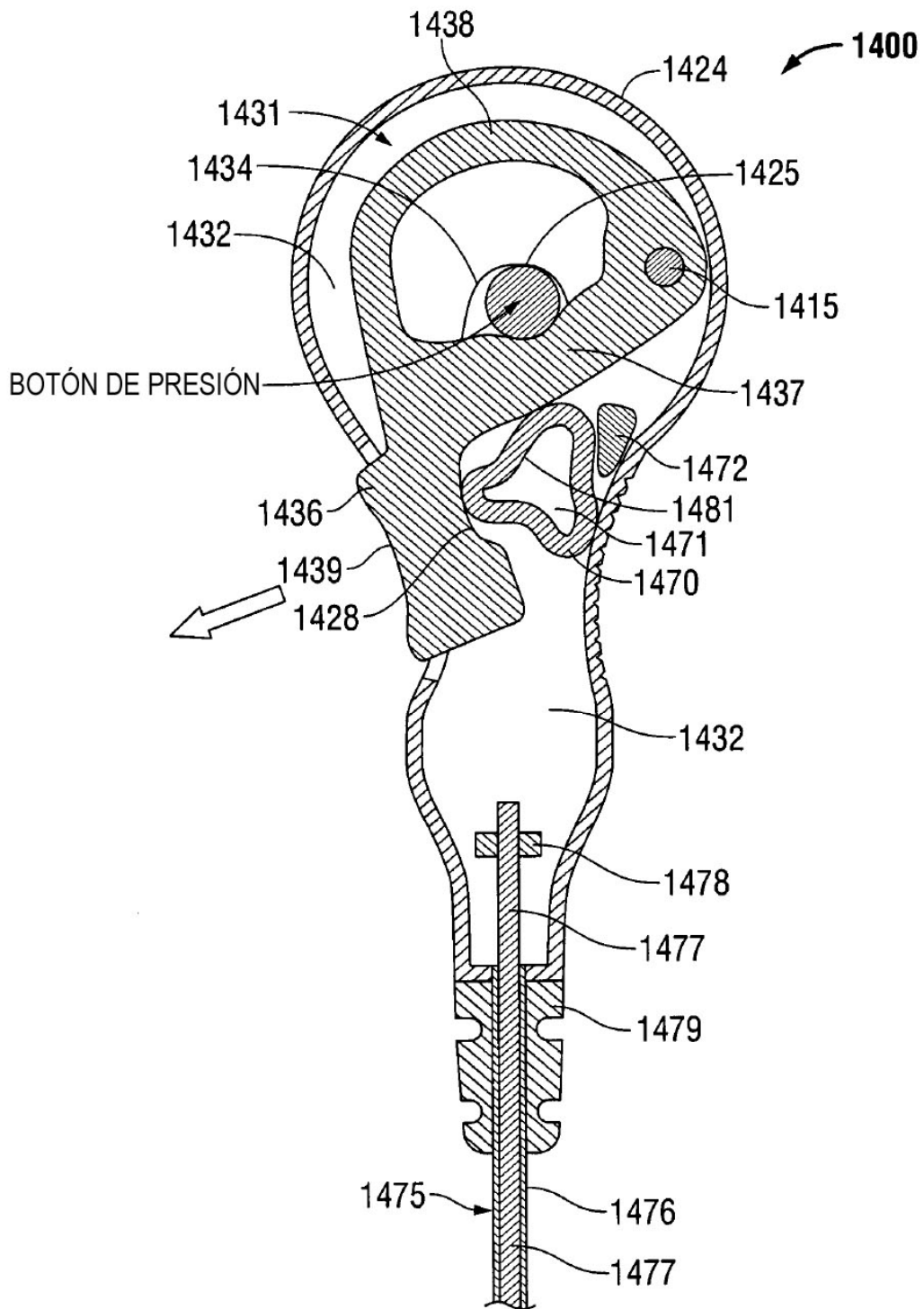


Fig. 3A

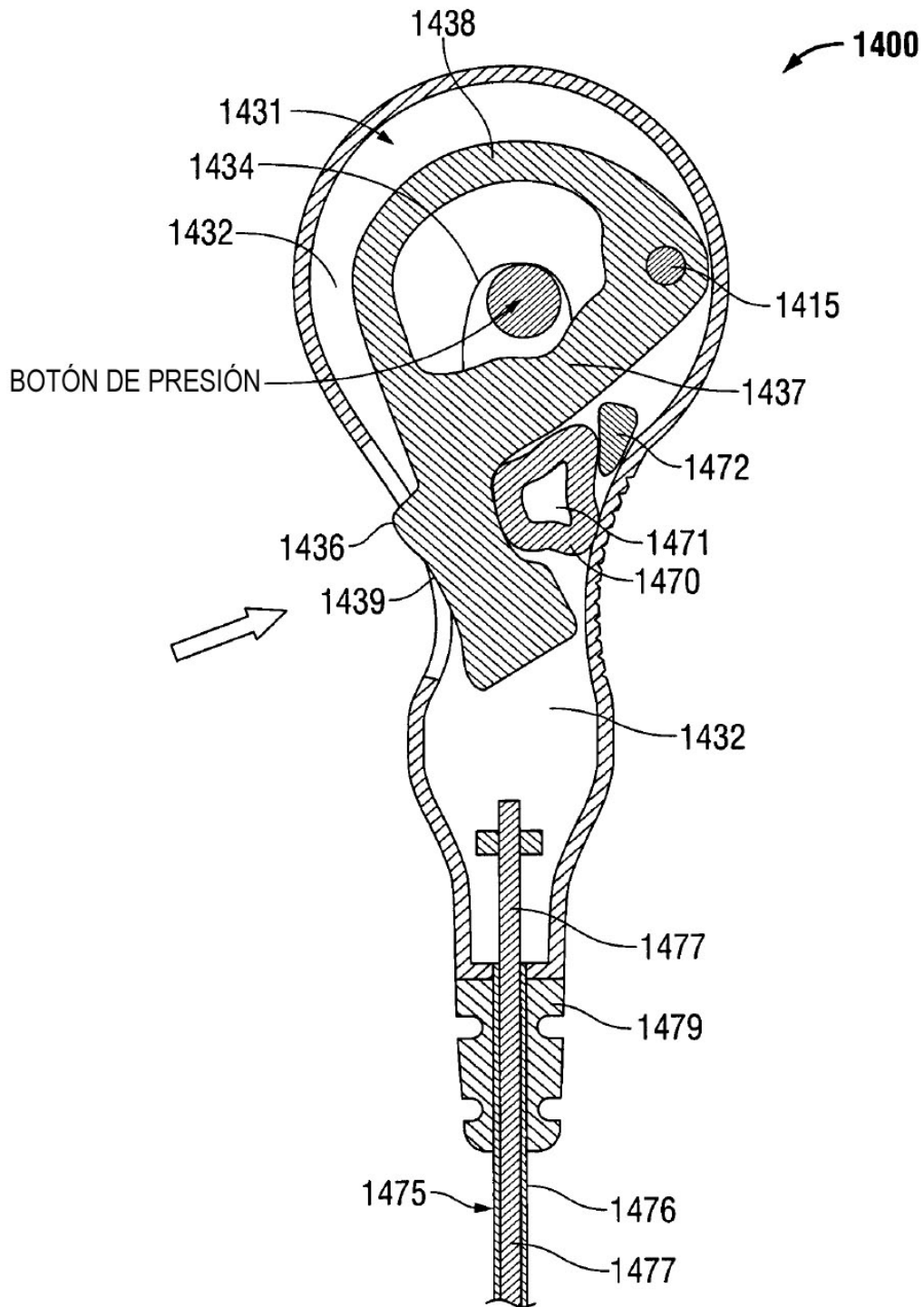


Fig. 3B

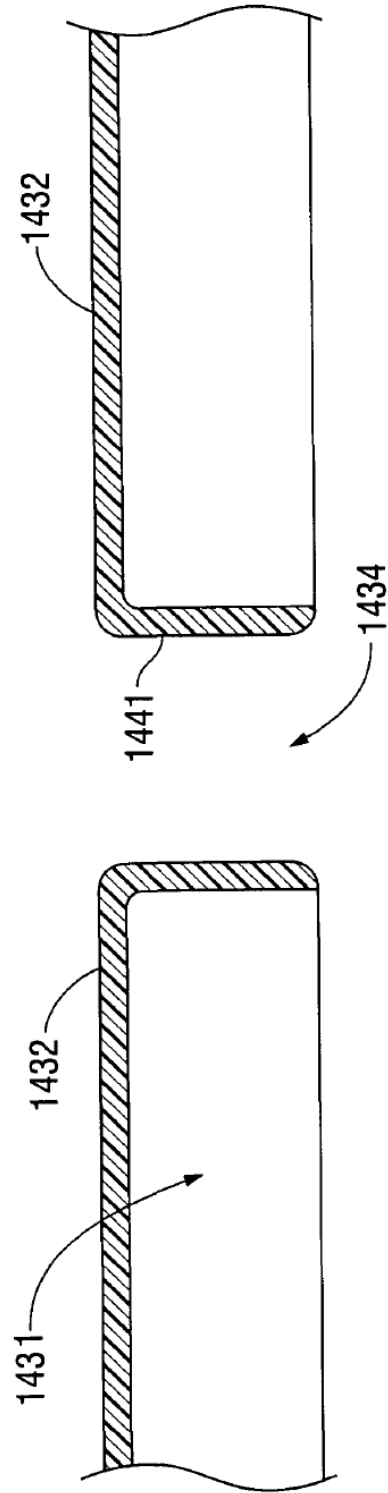


Fig. 3C

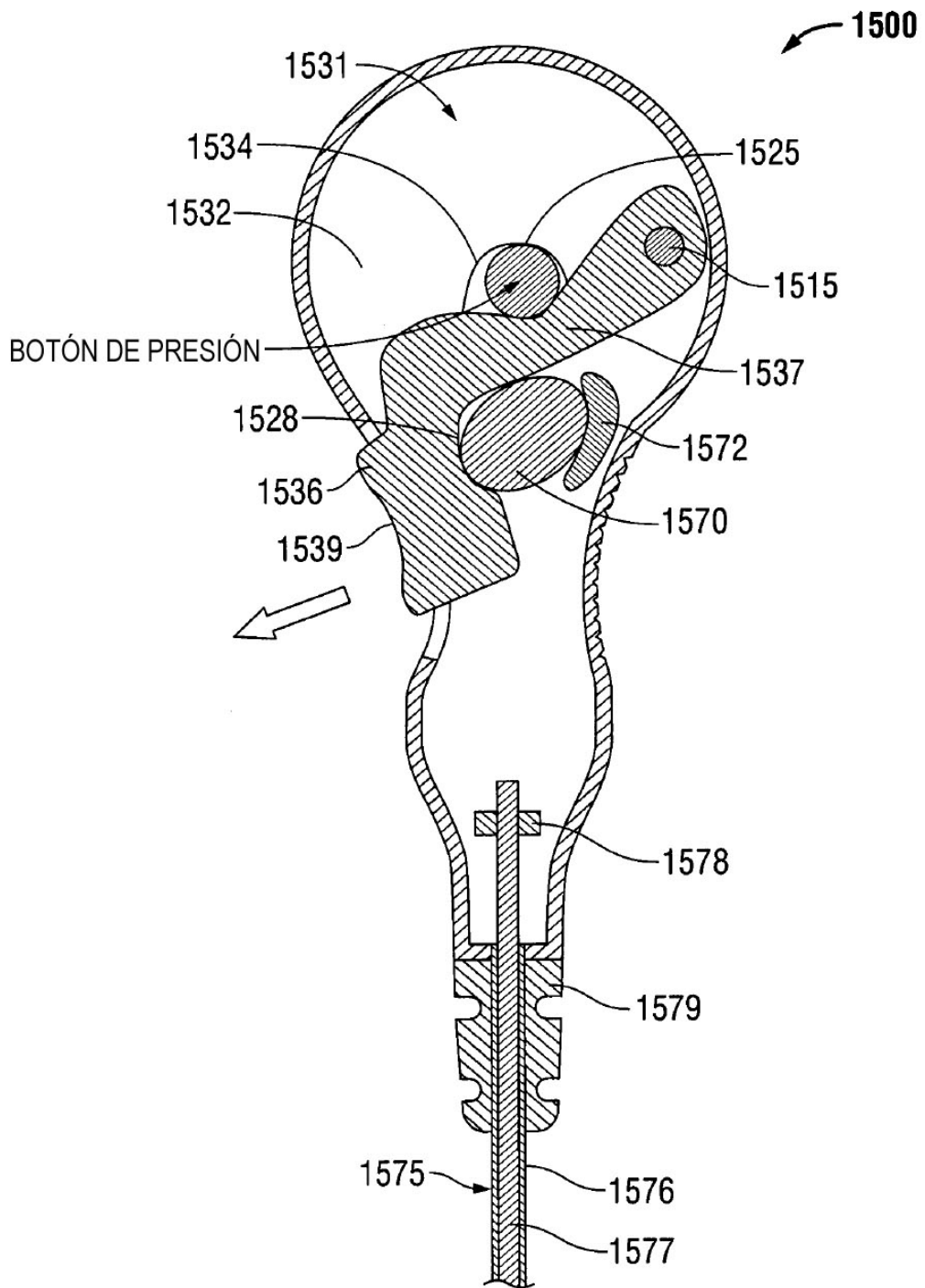


Fig. 4A

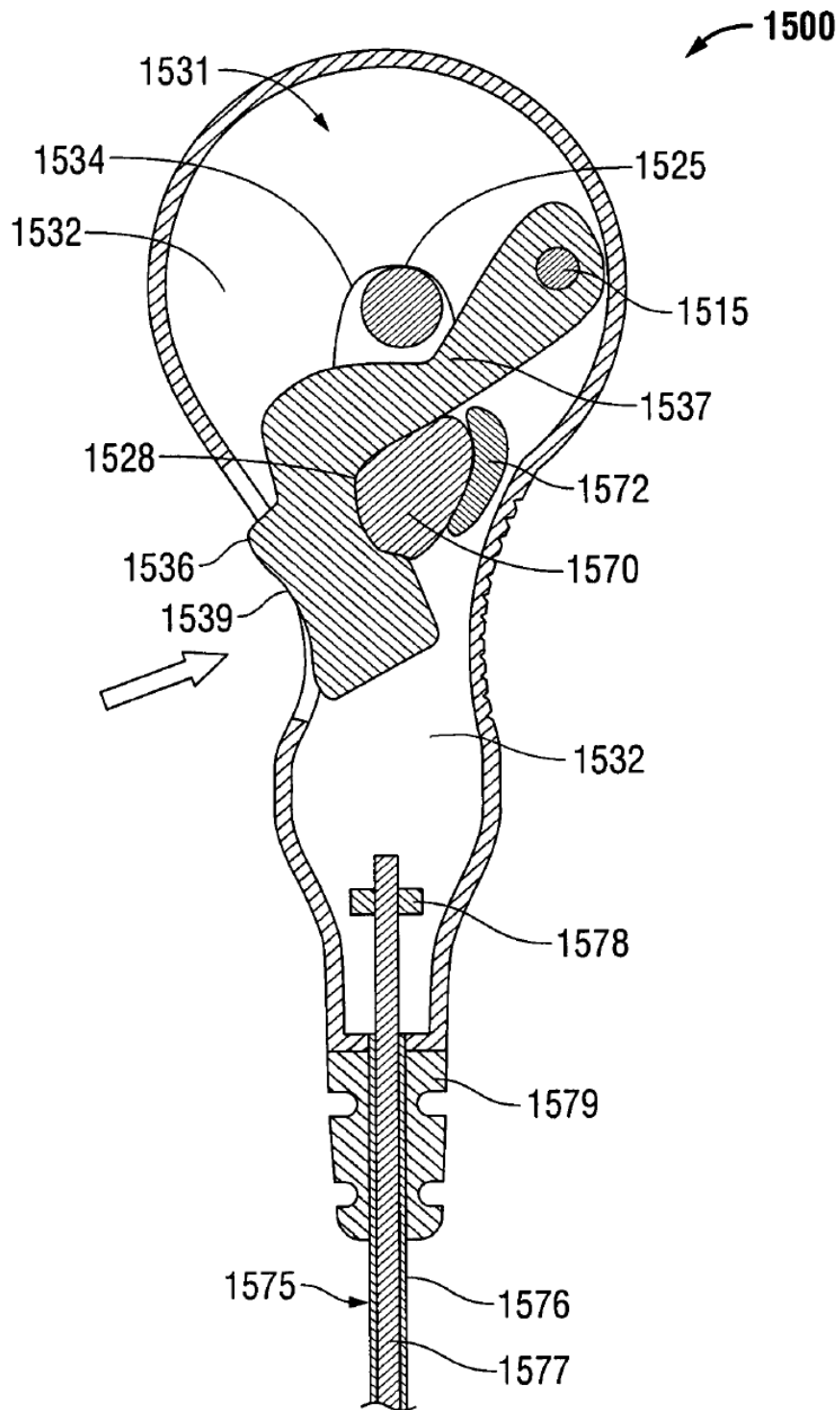


Fig. 4B

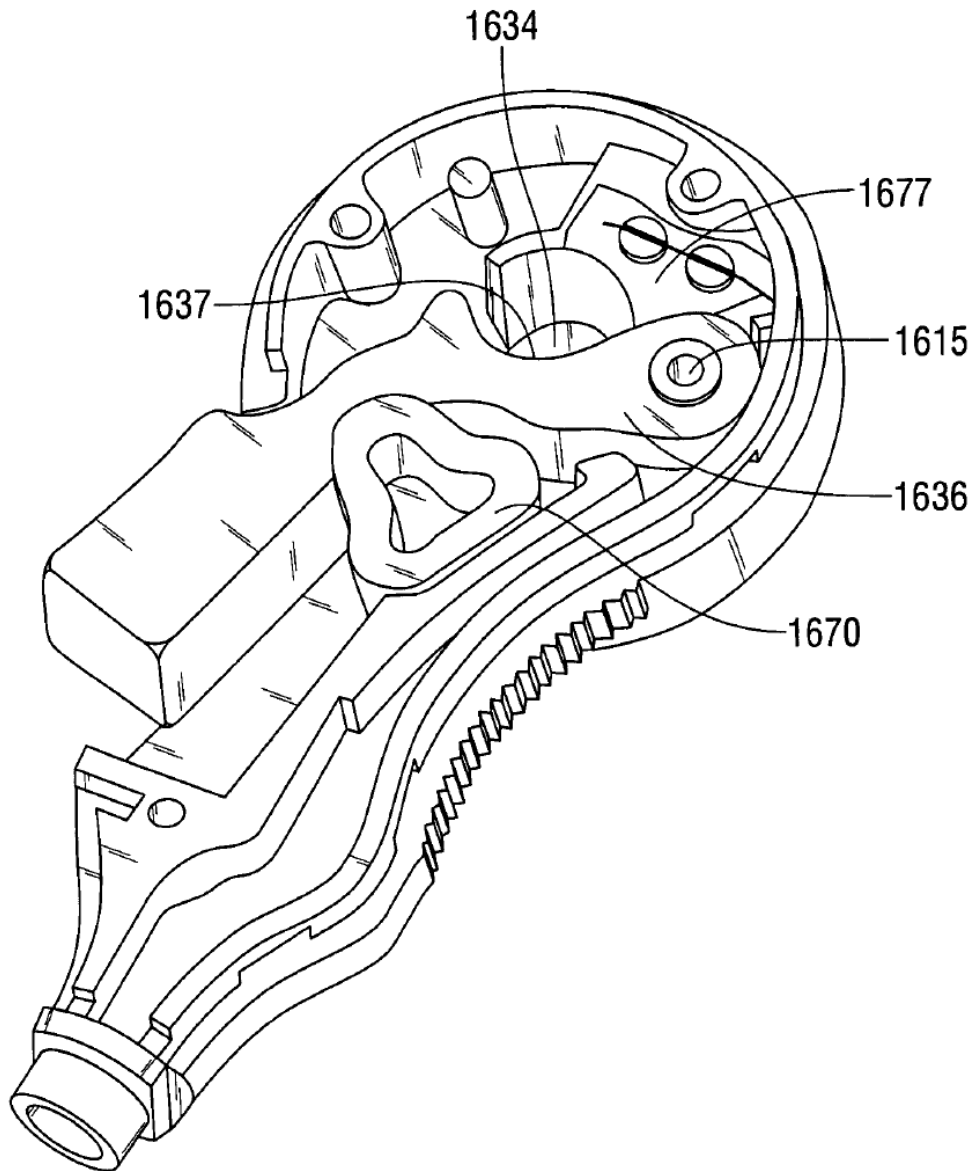


Fig. 5