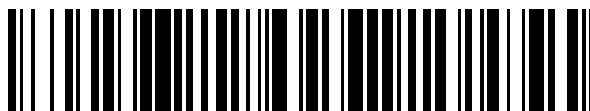


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 792 458**

51 Int. Cl.:

A61B 10/02

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.10.2010** **PCT/US2010/054596**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.05.2011** **WO11059785**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.10.2010** **E 10778766 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.04.2020** **EP 2493389**

54 Título: **Conjunto de accionador de biopsia que tiene un circuito de control para conservar alimentación de batería**

30 Prioridad:

29.10.2009 US 608554

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

11.11.2020

73 Titular/es:

**C.R. BARD INC. (100.0%)
IP Law Group, 730 Central Avenue
Murray Hill, NJ 07974, US**

72 Inventor/es:

**VIDEBAEK, KARSTEN y
REUBER, CLAUS**

74 Agente/Representante:

FÚSTER OLAGUIBEL, Gustavo Nicolás

ES 2 792 458 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

Conjunto de accionador de biopsia que tiene un circuito de control para conservar alimentación de batería

5 **Antecedentes de la invención****1. Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a un aparato de biopsia, y, más particularmente, a un conjunto de accionador de biopsia que tiene un circuito de control para conservar alimentación de batería, según el preámbulo de la reivindicación 1.

2. Descripción de la técnica relacionada

15 Puede realizarse una biopsia en un paciente para ayudar a determinar si las células en una región sometida a biopsia son cancerosas. Un tipo de aparato de biopsia asistida por vacío incluye un conjunto de accionador manual que tiene una fuente de vacío, y un conjunto de sonda de biopsia desechable configurado para la unión liberable al conjunto de accionador. Una técnica de biopsia usada para evaluar tejido de mama, por ejemplo, implica insertar una sonda de biopsia en la región de tejido de mama de interés para capturar una o más muestras de tejido de la región.

20 La sonda de biopsia normalmente incluye una cánula de biopsia, por ejemplo, una aguja, que tiene una pared lateral cilíndrica que define una luz, y que tiene una muesca de muestra lateral ubicada cerca del extremo distal que se extiende a través de la pared lateral hasta la luz. Una cánula de corte está colocada coaxial con la cánula de biopsia para abrir y cerrar selectivamente la muesca de muestra. Se aplica vacío a la luz y, a su vez, a la muesca de muestra, para recibir el tejido que va a tomarse como muestra cuando se abre la muesca de muestra, después de lo cual la cánula de muestra cierra la muesca de muestra para cortar el tejido, y el tejido cortado se transporta por vacío fuera de la luz y se recoge.

30 Un conjunto de accionador manual de este tipo se alimenta por batería. El conjunto de accionador manual se enciende al comienzo de un procedimiento y permanece encendido durante toda la duración del procedimiento y/o hasta que un usuario interviene para apagar el conjunto del accionador manual. Dado que un conjunto de accionador manual de este tipo puede usarse en sesiones prolongadas, es importante que el consumo de alimentación se mantenga al mínimo para prolongar la vida útil de la batería e impedir averías debidas a la falta de alimentación de la batería. El documento US 2005/0165328 A1, por ejemplo, describe un conjunto de accionador de biopsia manual alimentado por batería según el preámbulo de la reivindicación 1. Las disposiciones para conservar la alimentación de batería se conocen de otros campos técnicos, tal como se describe, por ejemplo, en los documentos US 2008/0232604 A1, US 2008/0110261 A1 o WO 2008/021687 A1.

Sumario de la invención

40 La presente invención proporciona un conjunto de accionador de biopsia que tiene un circuito de control para conservar alimentación de batería. El conjunto de accionador de biopsia está configurado para montar un conjunto de sonda de biopsia, según la reivindicación 1. El problema mencionado anteriormente se resuelve mediante las características caracterizadoras de la reivindicación 1.

45 Tal como se usa en el presente documento, los términos “primero” y “segundo” precediendo a un nombre de elemento, por ejemplo, primer accionamiento eléctrico, segundo accionamiento eléctrico, etc., son para fines de identificación para distinguir entre diferentes elementos que tienen características similares, y no se pretende que impliquen necesariamente orden, a menos que se especifique otra cosa, ni se pretende que los términos “primero”, “segundo”, etc., excluyan la inclusión de elementos similares adicionales.

50 La invención, en una forma de la misma, se refiere a un conjunto de accionador de biopsia configurado para montar un conjunto de sonda de biopsia. El conjunto de accionador de biopsia incluye un alojamiento de accionador de biopsia. Un conjunto eléctrico está acoplado al alojamiento de accionador de biopsia. El conjunto eléctrico incluye al menos un accionamiento eléctrico configurado para engancharse de manera accionable al conjunto de sonda de biopsia. Una batería está acoplada al alojamiento de accionador de biopsia. Un circuito de control está acoplado al alojamiento de accionador de biopsia. El circuito de control está acoplado eléctricamente a la batería y al conjunto eléctrico. El circuito de control tiene un detector de movimiento, un circuito de temporizador y un circuito de permanencia de batería. El circuito de control está configurado para conservar la batería proporcionando alimentación eléctrica sólo al detector de movimiento después de un tiempo predeterminado tras un último movimiento físico detectado del conjunto de accionador de biopsia y para proporcionar alimentación eléctrica desde la batería también al conjunto eléctrico cuando se detecta un movimiento físico del conjunto de accionador de biopsia.

65 La invención, en otra forma de la misma, se refiere a un aparato de biopsia. El aparato de biopsia incluye un conjunto de sonda de biopsia y un conjunto de accionador de biopsia. El conjunto de sonda de biopsia tiene una cesta de muestras dispuesta coaxialmente con una cánula de corte en relación con un eje longitudinal. El conjunto de sonda

de biopsia tiene una primera unidad accionada acoplada a la cánula de corte para facilitar el movimiento de la cánula de corte en relación con el eje longitudinal, y tiene una segunda unidad accionada acoplada a la cesta de muestras para facilitar el movimiento de la cesta de muestras en relación con el eje longitudinal. El conjunto de accionador de biopsia está configurado para montar el conjunto de sonda de biopsia. El conjunto de accionador de biopsia incluye un alojamiento de accionador de biopsia. Un conjunto eléctrico está acoplado al alojamiento de accionador de biopsia. El conjunto eléctrico incluye al menos un accionamiento eléctrico configurado para engancharse de manera accionable al conjunto de sonda de biopsia. Una batería está acoplada al alojamiento de accionador de biopsia. Un circuito de control está acoplado al alojamiento de accionador de biopsia. El circuito de control está acoplado eléctricamente a la batería y al conjunto eléctrico. El circuito de control tiene un detector de movimiento, un circuito de temporizador y un circuito de permanencia de batería. El circuito de control está configurado para conservar la batería proporcionando alimentación eléctrica sólo al detector de movimiento después de un tiempo predeterminado tras un último movimiento físico detectado del conjunto de accionador de biopsia y para proporcionar alimentación eléctrica desde la batería también al conjunto eléctrico cuando se detecta un movimiento físico del conjunto de accionador de biopsia.

15 Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas de esta invención mencionadas anteriormente y otras, y la manera de lograrlas, resultarán más evidentes y la invención se entenderá mejor haciendo referencia a la siguiente descripción de una realización de la invención tomada conjuntamente con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en perspectiva de un aparato de biopsia, configurado según una realización de la presente invención, con una sonda de biopsia desechable montada a un conjunto de accionador de biopsia;

la figura 2 es una vista en perspectiva de un aparato de biopsia de la figura 1, con la sonda de biopsia desechable separada del conjunto de accionador;

la figura 3 es una representación esquemática del aparato de biopsia de la figura 1;

la figura 4A es una vista en perspectiva de un elemento de sello de vacío de la trayectoria de vacío del conjunto de accionador de la figura 3;

la figura 4B es una vista en perspectiva de un elemento de sello de vacío de la trayectoria de vacío de la sonda de biopsia desechable de la figura 3;

la figura 5A es una vista en perspectiva del depósito de gestión de fluido de la sonda de biopsia desechable mostrada en las figuras 2 y 3, con una parte separada para exponer una disposición de filtro;

la figura 5B es una vista en despiece ordenado de una pluralidad de capas de absorción de fluido de la disposición de filtro de la figura 5A;

la figura 5C es una vista en perspectiva de un elemento de filtro poroso de la disposición de filtro de la figura 5A.

la figura 6 es una vista lateral de la sonda de biopsia desechable de la figura 2 que muestra en detalle adicional un mecanismo de recuperación de muestras de tejido con el depósito de recogida de muestras retirado;

la figura 7 es una vista lateral de la sonda de biopsia desechable de la figura 6 que muestra el mecanismo de recuperación de muestras de tejido con el depósito de recogida de muestras instalado, y con el depósito de recogida de muestras en la posición elevada;

la figura 8 es una vista lateral de la sonda de biopsia desechable de la figura 6 que muestra el mecanismo de recuperación de muestras de tejido con el depósito de recogida de muestras instalado, y con el depósito de recogida de muestras en la posición descendida de recogida;

la figura 9 es una vista lateral de una parte del mecanismo de recuperación de muestras de tejido de la figura 8 con una parte de la cánula de corte apartada para exponer la cesta de muestras de retracción, y con una parte de la cesta de muestras separada para mostrar la interacción del elemento de extracción de muestras de tejido del depósito de recogida de muestras con la muesca de muestras;

la figura 10 es una vista frontal ampliada del depósito de recogida de muestras de la figura 9 que muestra la interacción del reborde del depósito de recogida de muestras con la cesta de muestras mostrada en sección a lo largo de la línea 10-10 de la figura 9;

la figura 11 es una vista desde arriba del mecanismo de colocación de depósito de la figura 8;

la figura 12 es una vista desde arriba de la cesta de muestras y el elemento de izado de la sonda de biopsia desechable de la figura 7, con una parte de elemento de izado separada para exponer un tope en forma de T, y una lengüeta de

resorte de ballesta que forma una parte del tope en forma de T para retirar material de tejido residual y desechos de una trayectoria de vacío en la muesca de muestras de la cesta de muestras;

5 la figura 13 es una vista lateral de la sonda de biopsia desechable de la figura 7 que muestra el elemento de retención del mecanismo de colocación de depósito en la posición de transporte retenida;

la figura 14 es un diagrama de bloques de un circuito para conservar alimentación de batería en el conjunto de accionador de biopsia de la figura 1; y

10 la figura 15 es un diagrama de flujo de un procedimiento para conservar alimentación de batería según la realización mostrada en la figura 14.

Los caracteres de referencia correspondientes indican partes correspondientes en la totalidad de las diversas vistas. Las ejemplificaciones expuestas en el presente documento ilustran una realización de la invención, y tales ejemplificaciones no deben interpretarse como limitativas del alcance de la invención en modo alguno.

15

Descripción detallada de la invención

20 En referencia ahora a los dibujos, y más particularmente a las figuras 1 y 2, se muestra un aparato 10 de biopsia que incluye generalmente un conjunto 12 de accionador de biopsia no invasivo, por ejemplo, no desechable y un conjunto 14 de sonda de biopsia desechable.

25 En referencia también a la figura 3, el conjunto 12 de accionador y el conjunto 14 de sonda de biopsia desechable incluyen colectivamente un sistema 16 de gestión de fluido que incluye una fuente 18 de vacío, una primera trayectoria 20 de vacío y una segunda trayectoria 22 de vacío. La fuente 18 de vacío y una primera trayectoria 20 de vacío están asociadas permanentemente con el conjunto 12 de accionador, y una segunda trayectoria 22 de vacío está asociada permanentemente con el conjunto 14 de sonda de biopsia desechable, tal como se describe más completamente a continuación, para ayudar a facilitar la recogida segura y eficaz de una muestra de tejido de biopsia.

30 Tal como se usa en el presente documento, el término “no desechable” se usa para referirse a un dispositivo que está destinado para su uso en múltiples pacientes durante la vida útil del dispositivo, y el término “desechable” se usa para referirse a un dispositivo que está destinado para desecharse tras el uso en un solo paciente. Además, el término “trayectoria de vacío” significa un paso de fluido usado para facilitar un vacío entre dos puntos, pasando el paso de fluido a través de uno o más componentes, tales como por ejemplo, uno o más de tubos, conductos, acopladores y dispositivos interpuestos. Además, el término “asociada permanentemente” significa una conexión que no está destinada para la unión liberable de manera rutinaria durante la vida útil de los componentes. Por tanto, por ejemplo, el conjunto 12 de accionador que incluye la fuente 18 de vacío y la primera trayectoria 20 de vacío puede reutilizarse como unidad en su totalidad, mientras que el conjunto 14 de sonda de biopsia desechable y la segunda trayectoria 22 de vacío son desechables como unidad en su totalidad.

40 El conjunto 12 de accionador incluye un alojamiento 24 configurado, y diseñado ergonómicamente, para agarrarse por un usuario, y al que están acoplados, es decir, montados, componentes eléctricos y mecánicos del conjunto 12 de accionador. El conjunto 12 de accionador incluye (contenidos dentro del alojamiento 24) la fuente 18 de vacío, la primera trayectoria 20 de vacío, un controlador 26, una fuente 28 de alimentación electromecánica y un mecanismo 30 de monitorización de vacío. Una interfaz 32 de usuario está ubicada para montarse en, y ser accesible externamente con respecto a, el alojamiento 24. El alojamiento 24 define una cavidad 241 alargada que está configurada para recibir un alojamiento 57 correspondiente del conjunto 14 de sonda de biopsia cuando el conjunto 12 de accionador se monta al conjunto 14 de sonda de biopsia.

50 El controlador 26 está acoplado en comunicación con la fuente 28 de alimentación electromecánica, la fuente 18 de vacío, la interfaz 32 de usuario y el mecanismo 30 de monitorización de vacío. El controlador 26 puede incluir, por ejemplo, un microprocesador y una memoria asociada para ejecutar instrucciones de programa para realizar funciones asociadas con la recuperación de muestras de tejido de biopsia, tal como controlar uno o más componentes de la fuente 18 de vacío y la fuente 28 de alimentación electromecánica. El controlador 26 también puede ejecutar instrucciones de programa para monitorizar una o más condiciones y/o posiciones de los componentes del aparato 10 de biopsia, y para monitorizar el estado del sistema 16 de gestión de fluido asociado con el conjunto 12 de accionador y el conjunto 14 de sonda de biopsia.

60 La interfaz 32 de usuario incluye botones 321 de control e indicadores 322 visuales, proporcionando los botones 321 de control el control de usuario sobre diversas funciones del aparato 10 de biopsia, y proporcionando los indicadores 322 visuales la realimentación visual del estado de una o más condiciones y/o posiciones de los componentes del aparato 10 de biopsia.

65 La fuente 28 de alimentación electromecánica puede incluir, por ejemplo, una fuente de energía eléctrica, por ejemplo, la batería, 34 y un conjunto 36 de accionamiento eléctrico. La batería 34 puede ser, por ejemplo, una batería recargable. La batería 34 proporciona alimentación eléctrica a todos los componentes alimentados eléctricamente en

el aparato 10 de biopsia, y por tanto por motivos de simplicidad en los dibujos, no se muestran tales acoplamientos eléctricos. Por ejemplo, la batería 34 está acoplada eléctricamente a la fuente 18 de vacío, al controlador 26, a la interfaz 32 de usuario y al conjunto 36 de accionamiento eléctrico.

5 En la presente realización, el conjunto 36 de accionamiento eléctrico incluye un primer elemento 361 de accionamiento y un segundo elemento 362 de accionamiento, estando acoplado cada uno respectivamente a la batería 34, y estando acoplado de manera eléctrica y controlable cada uno del primer elemento 361 de accionamiento y el segundo elemento 362 de accionamiento respectivamente a la interfaz 32 de usuario.

10 El primer elemento 361 de accionamiento puede incluir un motor 381 eléctrico y una unidad 401 de transferencia de movimiento (mostrada esquemáticamente mediante una línea). El segundo elemento 362 de accionamiento puede incluir un motor 382 eléctrico y una unidad 402 de transferencia de movimiento (mostrada esquemáticamente mediante una línea). Cada motor 381, 382 eléctrico puede ser, por ejemplo, un motor de corriente continua (CC), un motor paso a paso, etc. La unidad 401 de transferencia de movimiento del primer elemento 361 de accionamiento puede estar configurada, por ejemplo, con un convertidor de movimiento de rotacional en lineal, tal como una disposición de engranaje de tornillo sin fin, una disposición de cremallera y piñón, una disposición de solenoide-deslizador, etc. La unidad 402 de transferencia de movimiento del segundo elemento 362 de accionamiento puede estar configurada para transmitir movimiento de rotación. Cada uno del primer elemento 361 de accionamiento y el segundo elemento 362 de accionamiento puede incluir uno o más de un engranaje, tren de engranajes, disposición de correa/polea, etc.

20 La fuente 18 de vacío está acoplada eléctricamente a la batería 34, y tiene un orificio 181 de fuente de vacío para establecer un vacío. La fuente 18 de vacío está acoplada de manera eléctrica y controlable a la interfaz 32 de usuario. La fuente 18 de vacío puede incluir además, por ejemplo, una bomba 182 de vacío accionada mediante un motor 183 eléctrico. La bomba 182 de vacío puede ser, por ejemplo, una bomba peristáltica, una bomba de diafragma, una bomba de tipo jeringa, etc.

30 La primera trayectoria 20 de vacío del conjunto 12 de accionador está asociada permanentemente con la fuente 18 de vacío. La primera trayectoria 20 de vacío, denominada también en ocasiones trayectoria de vacío no desechable, tiene un extremo 201 proximal y un extremo 202 distal, e incluye, por ejemplo, conductos 203, una primera válvula 204 unidireccional y un filtro 205 de partículas. El extremo 201 proximal está acoplado fijamente a la fuente 18 de vacío en comunicación de fluido con la misma, por ejemplo, está conectado fijamente al orificio 181 de fuente de vacío de la fuente 18 de vacío. En referencia también a la figura 4A, el extremo 202 distal incluye un primer elemento 206 de sello de vacío. En la presente realización, el primer elemento 206 de sello de vacío es una superficie de tope plana que rodea a un primer paso 207 de la primera trayectoria 20 de vacío.

35 La primera válvula 204 unidireccional está configurada y dispuesta para permitir un flujo de fluido de presión negativa hacia la fuente 18 de vacío y para impedir un flujo de fluido de presión positiva alejándose de la fuente 18 de vacío hacia el extremo 202 distal de la primera trayectoria 20 de vacío. La primera válvula 204 unidireccional puede ser, por ejemplo, una válvula de retención, tal como una válvula de bola o válvula de membrana, que se abre con un flujo de fluido hacia la fuente 18 de vacío, y se cierra en el caso de un flujo inverso (positivo) alejándose de la fuente 18 de vacío.

45 En la presente realización, el filtro 205 de partículas está ubicado entre la fuente 18 de vacío y el extremo 202 distal de la primera trayectoria 20 de vacío. El filtro 205 de partículas puede ser, por ejemplo, un tamiz de malla formado de metal o plástico. Sin embargo, se contempla que el filtro 205 de partículas pueda estar ubicado en el sistema 16 de gestión de fluido entre la fuente 18 de vacío y un componente de recepción de vacío del conjunto 14 de sonda de biopsia.

50 El mecanismo 30 de monitorización de vacío está acoplado a la fuente 18 de vacío para desconectar la fuente 18 de vacío cuando el nivel de vacío detectado ha disminuido por debajo de un nivel umbral. El mecanismo 30 de monitorización de vacío puede incluir, por ejemplo, un monitor de vacío y un programa de control que se ejecuta sobre el controlador 26, y un sensor 301 de presión acoplado al controlador 26, y en comunicación de fluido con la primera trayectoria 20 de vacío para detectar una presión en la primera trayectoria 20 de vacío. Si, por ejemplo, el nivel de flujo de vacío en la primera trayectoria 20 de vacío disminuye por debajo de un nivel predeterminado, que indica una restricción en el sistema 16 de gestión de fluido, el controlador 26 puede responder desconectando la fuente 18 de vacío, por ejemplo, apagando el motor 183 eléctrico. Alternativamente, el controlador 26 puede monitorizar la corriente suministrada al motor 183 eléctrico, y si la corriente supera una cantidad predeterminada, que indica una restricción en el sistema 16 de gestión de fluido, el controlador 26 puede responder desconectando la fuente 18 de vacío, por ejemplo, apagando el motor 183 eléctrico.

60 El conjunto 14 de sonda de biopsia desechable está configurado para la unión liberable al conjunto 12 de accionador. Tal como se usa en el presente documento, el término "unión liberable" significa una configuración que facilita una conexión temporal deseada, seguida por la separación selectiva que implica una manipulación del conjunto 14 de sonda de biopsia desechable con relación al conjunto 12 de accionador, sin necesidad de herramientas.

65 El conjunto 14 de sonda de biopsia desechable incluye una cubierta 141, que sirve esencialmente como un almacén,

a la que están montados un dispositivo 42 de transmisión, una sonda 44 de biopsia, el alojamiento 57 y la segunda trayectoria 22 de vacío, estando el alojamiento 57 acoplado de manera deslizante a la cubierta 141. El acoplamiento de deslizamiento del alojamiento 57 a la cubierta 141 puede lograrse, por ejemplo, mediante un carril y una configuración de abrazadera en U. La cubierta 141 sirve como cubierta deslizante para cerrar la cavidad 241 alargada en el alojamiento 24 del conjunto 12 de accionador para proteger la estructura interna del conjunto 12 de accionador cuando el conjunto 14 de sonda de biopsia se monta en un conjunto 12 de accionador. La sonda 44 de biopsia se acopla de manera accionable al dispositivo 42 de transmisión, y el dispositivo 42 de transmisión se acopla de manera accionable a la fuente 28 de alimentación electromecánica del conjunto 12 de accionador cuando el conjunto 14 de sonda de biopsia se monta al conjunto 12 de accionador.

En la realización mostrada, el dispositivo 42 de transmisión incluye una primera unidad 421 accionada y una segunda unidad 422 accionada que están enganchadas de manera accionable con diversos componentes de la sonda 44 de biopsia. Además, la primera unidad 421 accionada está enganchada de manera accionable con el primer elemento 361 de accionamiento del conjunto 36 de accionamiento eléctrico del conjunto 12 de accionador. La segunda unidad 422 accionada está enganchada de manera accionable con el segundo elemento 362 de accionamiento del conjunto 36 de accionamiento eléctrico del conjunto 12 de accionador. La primera unidad 421 accionada está acoplada de manera deslizante al alojamiento 57, y la segunda unidad 422 accionada está contenida en el alojamiento 57. El acoplamiento deslizante de la primera unidad 421 accionada (por ejemplo, un elemento de deslizamiento) puede lograrse, por ejemplo, colocando la primera unidad 421 accionada en un canal de deslizamiento longitudinal formado en el alojamiento 57.

En la realización mostrada (véanse, por ejemplo, las figuras 1-3), la sonda 44 de biopsia incluye una cesta 441 de muestras y una cánula 442 de corte. La cesta 441 de muestras tiene una punta 443 afilada para ayudar a perforar el tejido y tiene una muesca 444 de muestras en forma de una región rebajada para recibir una muestra de tejido de biopsia. La cesta 441 de muestras y una cánula 442 de corte están configuradas para poder moverse individualmente a lo largo de un eje 445 longitudinal.

En funcionamiento, la cánula 442 de corte se acciona linealmente por la primera unidad 421 accionada para cruzar sobre la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras a lo largo del eje 445 longitudinal. Por ejemplo, la primera unidad 421 accionada puede estar en forma de un deslizador lineal que está enganchado de manera accionable con el primer elemento 361 de accionamiento del conjunto 12 de accionador, que a su vez acciona la cánula 442 de corte a lo largo del eje 445 longitudinal en un primer sentido 46, es decir, hacia un extremo proximal del conjunto 12 de accionador, para exponer la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras, y acciona la cánula 442 de corte en un segundo sentido 48 opuesto al primer sentido 46 para cortar tejido prolapsado en la muesca 444 de muestras. Además, la primera unidad 421 accionada y la segunda unidad 422 accionada pueden estar configuradas para funcionar al unísono para hacer avanzar tanto la cesta 441 de muestras como la cánula 442 de corte al unísono a lo largo de un eje 445 longitudinal en una operación de disparo de perforación para ayudar a insertar la sonda 44 de biopsia en el tejido fibroso.

La segunda unidad 422 accionada puede incluir una cremallera 50 dentada flexible y un tren 52 de engranajes. La cremallera 50 dentada flexible está conectada a la cesta 441 de muestras, y el tren 52 de engranajes está enganchado con los dientes de la cremallera 50 dentada flexible. En funcionamiento, el segundo elemento 362 de accionamiento transfiere movimiento de rotación al tren 52 de engranajes, y a su vez el tren 52 de engranajes está enganchado a la cremallera 50 dentada flexible para mover la cesta 441 de muestras linealmente para transportar el tejido capturado en la muesca 444 de muestras fuera del cuerpo del paciente. La cremallera 50 dentada flexible se aloja en una unidad de 54 enrollamiento cuando se retrae, permitiendo de ese modo la reducción sustancial en la longitud del dispositivo global del aparato 10 de biopsia en comparación con un sistema de captura rígido. Cada muestra de tejido obtenida se transporta fuera del cuerpo del paciente y se recoge mediante el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido, que extrae la muestra de tejido de la muesca 444 de muestras.

En la presente realización, la unidad 54 de enrollamiento y el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido constituyen una unidad solidaria con el alojamiento 57 que es común a la unidad 54 de enrollamiento y el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido. El alojamiento 57 está unido, por ejemplo, acoplado de manera deslizante, a la cubierta 141, y contiene el tren 52 de engranajes con al menos una parte de la cremallera 50 dentada flexible en enganche con el tren 52 de engranajes. El mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido se describirá en mayor detalle más adelante. Tal como se muestra, por ejemplo, en las figuras 2, 5A y 6-8, el alojamiento 57 tiene una forma S1 distinta como combinación de superficies curvas y planas con unas dimensiones de altura H1, longitud L1 y anchura W1 globales que en combinación definen un perfil único del alojamiento 57.

En la presente realización, la segunda trayectoria 22 de vacío, también denominada en ocasiones una trayectoria 22 de vacío desechable, tiene un primer extremo 221 y un segundo extremo 222, e incluye por ejemplo, los conductos 223, una segunda válvula 224 unidireccional y un depósito 225 de gestión de fluido. El primer extremo 221 está configurado para la unión liberable al extremo 202 distal de la primera trayectoria 20 de vacío del conjunto 12 de accionador. El segundo extremo 222 está acoplado en comunicación de fluido con la cesta 441 de muestras, y más particularmente, está acoplado en comunicación de fluido con la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras.

En referencia también a la figura 4B, el primer extremo 221 de la trayectoria 22 de vacío desechable incluye un segundo elemento 226 de sello de vacío. El primer elemento 206 de sello de vacío del conjunto 12 de accionador entra en contacto con el segundo elemento 226 de sello de vacío del conjunto 14 de sonda de biopsia desechable en enganche de sellado cuando el conjunto 14 de sonda de biopsia desechable se une al conjunto 12 de accionador. El segundo elemento 226 de sello de vacío es un elemento anular amoldable, por ejemplo, de caucho, que rodea a un segundo paso 227 de la segunda trayectoria 22 de vacío.

La segunda válvula 224 unidireccional está configurada y dispuesta para permitir el flujo de fluido de presión negativa desde la cesta 441 de muestras hacia el primer extremo 221 de la segunda trayectoria 22 de vacío, y para impedir de manera redundante (conjuntamente con la primera válvula 204 unidireccional del conjunto 12 de accionador) cualquier flujo de fluido de presión positiva en un sentido desde el primer extremo 221 de la segunda trayectoria 22 de vacío hacia la cesta 441 de muestras. Dicho de otro modo, la segunda válvula 224 unidireccional proporciona un segundo nivel de protección redundante para impedir que cualquier presión positiva alcance la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras. En la presente realización, la segunda válvula 224 unidireccional puede ser, por ejemplo, una válvula de pico de pato, por ejemplo, una válvula de tipo membrana, que se abre con un flujo de fluido por la parte de pico de la válvula de pico de pato, y se cierra con un flujo inverso. Tal como se muestra, la segunda válvula 224 unidireccional puede estar colocada dentro del segundo elemento 226 de sello de vacío en el primer extremo 221 de la segunda trayectoria 22 de vacío.

En referencia también a la figura 5A, el depósito 225 de gestión de fluido está interpuesto de manera fluida en la segunda trayectoria 22 de vacío entre el primer extremo 221 y el segundo extremo 222. El depósito 225 de gestión de fluido incluye un cuerpo 58 y una disposición 60 de filtro contenida dentro del cuerpo 58 configurada para impedir un flujo de material biológico de biopsia residual, por ejemplo, sangre y materia particulada, desde la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras hacia la fuente 18 de vacío del conjunto 12 de accionador.

El cuerpo 58 del depósito 225 de gestión de fluido tiene un primer orificio 581 y un segundo orificio 582, continuando la segunda trayectoria 22 de vacío entre el primer orificio 581 y el segundo orificio 582. El segundo orificio 582 del depósito 225 de gestión de fluido está acoplado a la cesta 441 de muestras. Cada uno de la segunda válvula 224 unidireccional y el segundo elemento 226 de sello de vacío de la segunda trayectoria 22 de vacío está acoplado al primer orificio 581 del depósito 225 de gestión de fluido, y en la presente realización, está montado a una superficie externa del cuerpo 58 del depósito 225 de gestión de fluido.

Tal como se ilustra en las figuras 5A y 5B, la disposición 60 de filtro incluye una pluralidad de capas 62 de absorción de fluido, identificadas individualmente como las capas 621, 622, 623 y 624, dispuestas una al lado de la otra, estando separada cada capa 621, 622, 623 y 624 de absorción de fluido de una capa de absorción de fluido adyacente por ejemplo, de la 621 a la 622, de la 622 a la 623, de la 623 a la 624. Cada capa 621, 622, 623 y 624 de absorción de fluido tiene una abertura 641, 642, 643, 644 pasante respectiva, en las que las aberturas pasantes adyacentes de las aberturas 641, 642, 643, 644 pasantes de la pluralidad de capas 62 de absorción de fluido están desplazadas una con respecto a la siguiente, por ejemplo, en al menos una de una dirección X, Y y Z, para formar un paso 66 de fluido abierto sinuoso a través de la pluralidad de capas 62 de absorción de fluido. Cada capa 621, 622, 623 y 624 de absorción de fluido puede ser, por ejemplo, un papel secante.

Tal como se ilustra en las figuras 5A y 5C, la disposición 60 de filtro puede incluir además un elemento 68 de filtro poroso dispuesto para estar en serie de manera fluida con la pluralidad de capas 62 de absorción de fluido a lo largo de la segunda trayectoria 22 de vacío que define el segundo paso 227. El elemento 68 de filtro poroso presenta restricción aumentada al flujo de fluido cuando un número aumentado de poros 70 en el elemento 68 de filtro poroso se obstruye por material biológico de biopsia residual, tal como sangre y partículas de tejido. Cuando un volumen del flujo de fluido a través del depósito 225 de gestión de fluido se ha reducido hasta un nivel predeterminado, el mecanismo 30 de monitorización de vacío detecta la restricción de vacío, y el controlador 26 responde para desconectar la fuente 18 de vacío.

En referencia a las figuras 6-13, cada muestra de tejido obtenida se transporta fuera del cuerpo del paciente y se recoge mediante el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido. En general, el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido recoge muestras de tejido que se han obtenido extrayendo la muestra de tejido de la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras de la sonda 44 de biopsia.

En referencia a las figuras 6-9, la sonda 44 de biopsia del conjunto 14 de sonda de biopsia incluye una cánula de biopsia, por ejemplo, la cánula 442 de corte y la cesta 441 de muestras dispuesta coaxialmente alrededor del eje 445 longitudinal. La cesta 441 de muestras que tiene la muesca 444 de muestras está dispuesta de manera móvil en relación con la cánula 442 de biopsia (de corte) a lo largo del eje 445 longitudinal desde una posición 72 de obtención de tejido, tal como se muestra en las figuras 6 y 7, hasta una región 74 de recuperación de muestras de tejido, tal como se ilustra en las figuras 6-8 mediante la fuente 28 de alimentación electromecánica y el segundo elemento 362 de accionamiento, tal como se describió más completamente antes con respecto a la figura 3. En referencia también a las figuras 10 y 12, la muesca 444 de muestras está en una región rebajada alargada de la cesta 441 de muestras que tiene una sección transversal generalmente semicircular, y tiene un suelo 76 rebajado, un par de bordes 78, 80 alargados separados en lados opuestos del suelo 76 rebajado, un bisel 82 de transición delantero y un bisel 84 de

transición trasero. El bisel 82 de transición delantero y el bisel 84 de transición trasero están ubicados en lados opuestos de la región rebajada alargada, es decir, la muesca 444 de muestras.

En la presente realización, el mecanismo 56 de recuperación de muestras de tejido incluye un receptáculo 86 de depósito de muestras, un depósito 88 de recogida de muestras, un mecanismo 90 de basculador, y un mecanismo 92 de colocación de depósito. El depósito 88 de recogida de muestras está configurado para la inserción extraíble en el receptáculo 86 de depósito de muestras.

El receptáculo 86 de depósito de muestras, que puede estar formado de manera solidaria con el alojamiento 57, incluye un tamaño de guía 87 hueca para recibir de manera deslizante el depósito 88 de recogida de muestras. Por tanto, la configuración del receptáculo 86 de depósito de muestras es de manera que el receptáculo 86 de depósito de muestras permite el movimiento bidireccional del depósito 88 de recogida de muestras en los sentidos 89 (representados por la flecha de doble punta) que son sustancialmente perpendiculares al eje 445 longitudinal. Además, la configuración del receptáculo 86 de depósito de muestras es de manera que el receptáculo 86 de depósito de muestras prohíbe el movimiento del depósito 88 de recogida de muestras en un sentido 46 o 48 a lo largo del eje 445 longitudinal.

El depósito 88 de recogida de muestras define una sola cavidad 94 de recogida (véase la figura 9) configurada para recibir múltiples muestras de tejido, tal como la muestra de tejido TS. El depósito 88 de recogida de muestras tiene, en la formación de la cavidad 94 de recogida, una base 96, una pared 98 frontal, una pared 100 trasera, un par de paredes 102, 104 laterales, y una capa 106 extraíble. El depósito 88 de recogida de muestras incluye además un elemento 108 de extracción de muestras de tejido. El depósito 88 de recogida de muestras está configurado para recoger una muestra de tejido directamente de la muesca 444 de muestras cuando la cesta 441 de muestras se mueve a lo largo del eje 445 longitudinal en la región 74 de recuperación de muestras de tejido. A este respecto, el elemento 108 de extracción de muestras de tejido del depósito 88 de recogida de muestras está configurado para engancharse a la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras.

El elemento 108 de extracción de muestras de tejido está fijado a y sobresale hacia abajo desde la base 96. El elemento 108 de extracción de muestras de tejido se extiende hacia delante hacia una parte 110 frontal del depósito 88 de recogida de muestras para terminar en un reborde 112. El elemento 108 de extracción de muestras de tejido tiene una luz 114 de recogida de tejido a través de la cual pasará cada muestra de tejido TS obtenida mediante el conjunto 14 de sonda de biopsia. La luz 114 de recogida de tejido comienza en la abertura 116 ubicada cerca del reborde 112 y se extiende hasta la cavidad 94 de recogida. El elemento 108 de extracción de muestras de tejido tiene una cara 118 inclinada ubicada adyacente al reborde 112. Además, el elemento 108 de extracción de muestras de tejido tiene un primer resalte 120 y un segundo resalte 122 que están colocados en lados opuestos de la abertura 116.

Un engranaje 124 de cremallera está colocado longitudinalmente (por ejemplo, verticalmente) en la pared 100 trasera del depósito 88 de recogida de muestras para engancharse al mecanismo 90 de basculador.

En referencia a las figuras 6-9, el mecanismo 90 de basculador está configurado para ayudar en el montaje del depósito 88 de recogida de muestras en el receptáculo 86 de depósito de muestras, y para ayudar a la retirada del depósito 88 de recogida de muestras del receptáculo 86 de depósito de muestras. El mecanismo 90 de basculador está montado en el alojamiento 57 e incluye un engranaje 126 rotatorio y un resorte 128. El engranaje 126 rotatorio tiene un eje 130 de rotación, por ejemplo, un árbol, que está unido a, o formado de manera solidaria con, el alojamiento 57. El resorte 128 está acoplado entre el engranaje 126 rotatorio y el alojamiento 57, y está montado de manera excéntrica al engranaje 126 rotatorio, es decir, en una ubicación desviada del eje 130 de rotación. El engranaje 126 rotatorio está ubicado para accionar el enganche con el engranaje 124 de cremallera del depósito 88 de recogida de muestras, cuando el depósito 88 de recogida de muestras se recibe de manera deslizante por el receptáculo 86 de depósito de muestras.

En referencia a las figuras 6-8, el mecanismo 90 de basculador está configurado para definir un punto 132 de retorno, por ejemplo, en la posición de las 12:00 en punto en la orientación tal como se muestra. La figura 6 muestra una orientación del mecanismo 90 de basculador cuando el depósito 88 de recogida de muestras no está instalado en la guía 87 hueca del receptáculo 86 de depósito de muestras, donde el resorte 128 está colocado más allá de la posición de las 12 en punto en un sentido horario en la orientación tal como se muestra, definiendo de ese modo una posición 133 de origen para el mecanismo 90 de basculador.

La figura 7 muestra una orientación del mecanismo 90 de basculador cuando el depósito 88 de recogida de muestras se instala (inserta) en la guía 87 hueca del receptáculo 86 de depósito de muestras. Cuando el depósito 88 de recogida de muestras se inserta en la guía 87 hueca del receptáculo 86 de depósito de muestras, el engranaje 124 de cremallera del depósito 88 de recogida de muestras se engancha al engranaje 126 rotatorio y hace rotar el engranaje 126 rotatorio alrededor del eje 130 de rotación en el sentido antihorario en la orientación tal como se muestra. Cuando el resorte 128 se mueve más allá del punto 132 de retorno, por ejemplo, la posición de las 12:00 en punto, en el sentido antihorario cuando el depósito 88 de recogida de muestras se recibe de manera deslizante por el receptáculo 86 de depósito de muestras, el resorte 128 proporciona una fuerza 134 de desplazamiento, por ejemplo, una presión hacia abajo, a través del engranaje 126 rotatorio para desplazar el depósito 88 de recogida de muestras hacia abajo hacia

el eje 445 longitudinal. Por tanto, la fuerza 134 de desplazamiento ejerce presión hacia abajo sobre el depósito 88 de recogida de muestras cuando el resorte 128 se mueve más allá de la posición de las 12:00 en punto en el sentido antihorario, en la orientación tal como se muestra en la figura 7, y la fuerza 134 de desplazamiento se mantiene cuando el depósito 88 de recogida de muestras se instala en el receptáculo 86 de depósito de muestras.

5 En referencia a la figura 11 conjuntamente con las figuras 7-9, el mecanismo 92 de colocación de depósito está configurado para mover selectivamente el depósito 88 de recogida de muestras entre una posición 136 elevada ilustrada en la figura 7 y una posición 138 descendida ilustrada en las figuras 8 y 9.

10 El mecanismo 92 de colocación de depósito está enganchado de manera accionable con la fuente 28 de alimentación electromecánica para hacer descender selectivamente, conjuntamente con el mecanismo 90 de basculador, el depósito 88 de recogida de muestras desde la posición 136 elevada hasta la posición 138 descendida para colocar una parte, es decir, el elemento 108 de extracción de muestras de tejido, del depósito 88 de recogida de muestras en
15 enganche de deslizamiento con la muesca 444 de muestras para facilitar la recogida de una muestra de tejido, por ejemplo, la muestra de tejido TS, de la cesta 441 de muestras cuando la cesta 441 de muestras se mueve en la región 74 de recuperación de muestras de tejido. Además, la fuente 28 de alimentación electromecánica está enganchada de manera accionable con el mecanismo 92 de colocación de depósito y/o la cremallera 50 dentada flexible para elevar selectivamente el depósito 88 de recogida de muestras, contra la fuerza 134 de desplazamiento ejercida por el
20 mecanismo 90 de basculador y la fuerza 152 de desplazamiento ejercida por el mecanismo 92 de colocación de depósito, desde la posición 138 descendida hasta la posición 136 elevada para desenganchar el depósito 88 de recogida de muestras de la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras antes y después de la recogida de tejido de la cesta 441 de muestras.

25 Más particularmente, en referencia a las figuras 6-8 y 11, el mecanismo 92 de colocación de depósito incluye un elemento 140 de izado, un resorte 142, una palanca 144, un elemento 146 de retención y un pestillo 148 de retención.

En referencia a las figuras 7 y 8, el elemento 140 de izado está colocado a lo largo del eje 445 longitudinal. El elemento 140 de izado tiene una superficie 150 inclinada colocada para enganchar la cara 118 inclinada del depósito 88 de
30 recogida de muestras. El resorte 142 está colocado entre el elemento 140 de izado y el alojamiento 57 para ejercer la fuerza 152 de desplazamiento sobre el elemento 140 de izado para desplazar la superficie 150 inclinada en una dirección alejada de la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras.

Tal como se muestra en la figura 11, la palanca 144 se extiende desde el elemento 140 de izado en una dirección 154
35 perpendicular al eje 445 longitudinal. La palanca 144 tiene un extremo 156 distal configurado para engancharse a la fuente 28 de alimentación electromecánica, que puede estar en forma de un pasador 158.

La fuente 28 de alimentación electromecánica puede hacerse funcionar para mover el elemento 140 de izado a lo largo del eje 445 longitudinal en el sentido 46 para izar el depósito 88 de recogida de muestras lejos del eje 445 longitudinal cuando la superficie 150 inclinada del elemento 140 de izado se desliza a lo largo de la cara 118 inclinada
40 del depósito 88 de recogida de muestras. Asimismo, la fuente 28 de alimentación electromecánica puede hacerse funcionar para mover el elemento 140 de izado a lo largo del eje 445 longitudinal en el sentido 48 opuesto al sentido 46 para hacer descender el depósito 88 de recogida de muestras hacia el eje 445 longitudinal cuando la superficie 150 inclinada del elemento 140 de izado se desliza a lo largo de la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras.

45 Tal como se muestra en la figura 11, la fuente 28 de alimentación electromecánica incluye un accionamiento 363 de izado que tiene un motor eléctrico 383 acoplado a una unidad 403 de transferencia de movimiento (mostrada esquemáticamente en parte por una línea) que generalmente termina en los engranajes 164 y 166. El engranaje 166 incluye una ranura 168 para engancharse al pasador 158 de la palanca 144. La unidad 403 de transferencia de movimiento proporciona movimiento rotatorio al engranaje 164, que a su vez confiere movimiento rotatorio al engranaje 166. La unidad 403 de transferencia de movimiento puede incluir uno o más de un engranaje, un tren de engranajes, una disposición de correa/polea, etc., para efectuar al menos una rotación parcial de engranaje 164. Sin embargo, en engranaje 166 sólo se hace rotar a una revolución parcial, para efectuar un traslado lineal del pasador 158 de la palanca 144, y a su vez un traslado lineal del elemento 140 de izado.

50 El descenso de depósito 88 de recogida de muestras para la recogida (recuperación) de muestras de tejido se inicia mediante la fuente 28 de alimentación electromecánica en la que el engranaje 166 del accionamiento 363 de izado de la fuente 28 de alimentación electromecánica se hace rotar en un sentido para trasladar la palanca 144, y a su vez el elemento 140 de izado, en el sentido 48 para hacer descender el depósito 88 de recogida de muestras. La fuerza 152
60 de desplazamiento ejercida sobre el elemento 140 de izado ayuda a mover la superficie 150 inclinada en el sentido 48 lejos de la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras. En este momento, el primer resalte 120 y el segundo resalte 122 del elemento 108 de extracción de muestras de tejido se colocan para el enganche de deslizamiento respectivo con el par de bordes 78, 80 alargados separados de la región rebajada alargada de la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras a lo largo del eje 445 longitudinal.

65 Más particularmente, con referencia a las figuras 8 y 11, el traslado de la palanca 144 y a su vez del elemento 140 de

izado en el sentido 48 hace que la cara 118 inclinada de cara oblicua del depósito 88 de recogida de muestras se deslice hacia abajo por la superficie 150 inclinada oblicua del elemento 140 de izado, y el elemento 108 de extracción de muestras de tejido con el reborde 112 se mueven hacia la región rebajada alargada de la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras hacia el suelo 76 rebajado. En referencia también a las figuras 9 y 10, el transporte continuo de la muesca 444 de muestras en el sentido 46 por la fuente 28 de alimentación electromecánica hará que el reborde 112 del elemento 108 de extracción de muestras de tejido se deslice a lo largo del suelo 76 rebajado y a lo largo de los lados entre los bordes 78, 80 alargados de la muesca 444 de muestras, extrayendo la muestra de tejido TS y transportando la muestra de tejido TS a través de la luz 114 de recogida de tejido hacia la cavidad 94 de recogida del depósito 88 de recogida de muestras a lo largo de la trayectoria 170. Los resaltes 120, 122 del depósito 88 de recogida de muestras están configurados para deslizarse a lo largo de los bordes 78, 80 alargados separados superiores de la cesta 441 de muestras, garantizando que ningún material de muestra de tejido se empuja fuera de la muesca 444 de muestras.

La elevación del depósito 88 de recogida de muestras se produce cerca de la finalización de la secuencia de recogida de tejido. Cerca de la finalización de la secuencia de recogida de tejido, el movimiento adicional de la muesca 444 de muestras de la cesta 441 de muestras en el sentido 46 por el funcionamiento de la fuente 28 de alimentación electromecánica y el segundo elemento 362 de accionamiento se transfiere al elemento 140 de izado mediante un enganche de accionamiento de la cesta 441 de muestras en el sentido 46 con un tope 172 en forma de T (véase la figura 12) unido al elemento 140 de izado, haciendo que el elemento 140 de izado se mueva en el sentido 46. El reborde 112 del elemento de extracción del depósito 88 de recogida de muestras alcanza el bisel 82 de transición delantero en pendiente de la muesca 444 de muestras y se empuja hacia arriba por la interacción entre la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras y el bisel 82 de transición delantero de la muesca 444 de muestras, comenzando de ese modo a elevar el depósito 88 de recogida de muestras. Cuando el elemento 140 de izado se mueve adicionalmente en el sentido 46 por el movimiento de la muesca 444 de muestras, el reborde 112 del elemento de extracción abandona la muesca 444 de muestras y la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras y descansa contra la superficie 150 inclinada del elemento 140 de izado, que cierra la luz 114 de recogida de tejido del depósito 88 de recogida de muestras e impide que la muestra de tejido TS caiga de la luz 114 de recogida de tejido.

Además, el accionamiento 363 de izado se hace rotar para garantizar que el elemento 140 de izado se traslada completamente en el sentido 46 en el caso de que la fuerza ejercida por la muesca 444 de muestras sea insuficiente para cumplir con el traslado. Más particularmente, la fuente 28 de alimentación electromecánica hace rotar el engranaje 166 de accionamiento 363 de izado en un sentido para trasladar la palanca 144 en el sentido 46. Por tanto, la fuente 28 de alimentación electromecánica facilita el movimiento del elemento 140 de izado a lo largo del eje 445 longitudinal en el primer sentido 46 contra la fuerza 152 de desplazamiento ejercida por el resorte 142 para izar el depósito 88 de recogida de muestras cuando la superficie 150 inclinada del elemento 140 de izado se desliza a lo largo de la cara 118 inclinada del depósito 88 de recogida de muestras.

Al finalizar el transporte de la muesca 444 de muestras en el sentido 46 hacia el extremo proximal del conjunto 12 de accionador, una lengüeta 174 de resorte de ballesta del tope 172 en forma de T (véase la figura 12) retira el material de tejido residual y los desechos del segundo extremo 222 de la trayectoria 22 de vacío en el bisel 84 de transición trasero de la muesca 444 de muestras para garantizar que puede introducirse vacío suficiente en la muesca 444 de muestras.

En referencia de nuevo a las figuras 6-8, 11 y 13, el elemento 146 de retención se une a, o se forma de manera solidaria con, el elemento 140 de izado. El elemento 146 de retención se extiende desde la palanca 144 en el sentido 46, y tiene un gancho 176 distal. El elemento 146 de retención está ubicado para su enganche con el pestillo 148 de retención para retener el elemento 140 de izado en una posición retenida de transporte, mostrada en la figura 13, correspondiente a la posición 136 elevada del depósito 88 de recogida de muestras. El pestillo 148 de retención puede unirse a, o formarse de manera solidaria con, el alojamiento 57.

Una finalidad del elemento 146 de retención es mantener la posición de inserción apropiada de la palanca 144 durante el transporte del conjunto 14 de sonda de biopsia para garantizar la inserción apropiada del conjunto 14 de sonda de biopsia en el conjunto 12 de accionador. Antes de la inserción del conjunto 14 de sonda de biopsia en el conjunto 12 de accionador, la palanca 144 se mantiene en una posición de transporte retenida, que es la única que permite que el pasador 158, en el extremo 156 distal de la palanca 144, se inserte en la ranura 168 (por ejemplo, un rebaje de accionador) del accionamiento 363 de izado (véase la figura 11). En la posición de transporte retenida, tal como se ilustra en la figura 13, la palanca 144 se mantiene en su posición por el elemento 146 de retención que se mantiene en tensión contra el pestillo 148 de retención por la presión (fuerza 152 de desplazamiento) del resorte 142. Por tanto, la inserción del conjunto 14 de sonda de biopsia en el conjunto 12 de accionador en la posición de transporte retenida da como resultado la colocación del pasador 158 en el extremo 156 distal de la palanca 144 en la ranura 168 (por ejemplo, un rebaje de accionador) del accionamiento 363 de izado.

Una segunda finalidad del elemento 146 de retención es impedir la reutilización accidental de la sonda desechable. Como parte del encendido, el accionamiento 363 de izado se engancha al pasador 158 en el extremo 156 distal de la palanca 144 y mueve la palanca 144 en el sentido 46 hasta una posición completamente retraída, lo que a su vez

hace que el elemento 146 de retención se mueva fuera de enganche con el pestillo 148 de retención. La tensión del elemento 146 de retención se libera, haciendo que el elemento 146 de retención se mueva fuera del plano del pestillo 148 de retención e impidiendo que el elemento 146 de retención restablezca el contacto con el pestillo 148 de retención. Dado que el resorte 142 desplazará el elemento 140 de izado en el sentido 48, la posición de transporte retenida ilustrada en la figura 13 no puede restablecerse una vez que el conjunto 14 de sonda de biopsia se ha retirado del conjunto 12 de accionador. Puesto que la posición de transporte retenida es la única posición que permite que el conjunto 14 de sonda de biopsia se inserte en el conjunto 12 de accionador, se impide la reutilización accidental del conjunto 14 de sonda de biopsia.

En referencia a las figuras 14 y 15, la presente invención proporciona un conjunto de circuitos para prolongar la vida útil de la batería 34, y por tanto para ayudar a impedir averías debidas a la falta de alimentación de la batería.

En referencia a la figura 14, el conjunto 12 de accionador de biopsia incluye un conjunto 700 eléctrico. En la presente realización a modo de ejemplo, el conjunto 700 eléctrico incluye, pero no se limita a, los componentes descritos anteriormente de controlador 26, interfaz 32 de usuario, accionamiento 361 eléctrico, accionamiento 362 eléctrico y accionamiento 363 eléctrico. El conjunto 700 eléctrico está acoplado a, por ejemplo, montado dentro de una parte sustancial de, el alojamiento 24 de accionador de biopsia. Tal como se describió anteriormente, cada uno de los accionamientos 361, 362 y 363 eléctricos está configurado para engancharse de manera accionable a unidades 421, 422 accionadas correspondientes y al mecanismo 92 de colocación de depósito, respectivamente, del conjunto 14 de sonda de biopsia.

Según un aspecto de la presente invención, un circuito 702 de control está acoplado a, y contenido en, el alojamiento 24 de accionador de biopsia del conjunto 12 de accionador de biopsia. El circuito 702 de control está acoplado eléctricamente a la batería 34 y al conjunto 700 eléctrico. El circuito 702 de control incluye un detector 704 de movimiento, un circuito 706 de temporizador y un circuito 708 de permanencia de batería.

El circuito 702 de control está configurado, usando componentes de alimentación eléctrica y lógicos digitales, para conservar la batería 34 proporcionando alimentación eléctrica sólo al detector 704 de movimiento después de un tiempo predeterminado tras un último movimiento físico detectado del conjunto 12 de accionador de biopsia. Por ejemplo, en el presente ejemplo, el circuito de control puede estar configurado para apagar la alimentación eléctrica al conjunto 700 eléctrico y al circuito 706 de temporizador después de un tiempo predeterminado tras el último movimiento físico detectado del conjunto 12 de accionador de biopsia, mientras se mantiene la alimentación eléctrica al detector 704 de movimiento. Además, el circuito 702 de control está configurado para proporcionar alimentación eléctrica desde la batería 34 a todos los componentes eléctricos del conjunto 12 de accionador de biopsia, incluyendo el conjunto 700 eléctrico, cuando se detecta un movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia.

El circuito 708 de permanencia de batería tiene una entrada 710 de alimentación conectada eléctricamente a través del enlace 711 de alimentación a la batería 34, y tiene una salida 712 de alimentación conectada eléctricamente al controlador 26, a la interfaz 32 de usuario y al conjunto 700 eléctrico, por ejemplo, a través de una barra 714 de alimentación. El detector 704 de movimiento está conectado eléctricamente a través del enlace 716 de alimentación eléctrica para recibir alimentación eléctrica desde el circuito 708 de permanencia de batería. El circuito 706 de temporizador está conectado eléctricamente a través del enlace 712 de alimentación eléctrica para recibir alimentación eléctrica desde el circuito 708 de permanencia de batería. Cada uno de los enlaces 711, 716 y 718 de alimentación eléctrica, y la barra 714 de alimentación pueden ser, por ejemplo, una conexión por cable, tal como un circuito impreso o un cableado, y puede incluir componentes intermedios, tales como conmutadores y componentes electrónicos de alimentación.

El detector 704 de movimiento está acoplado en comunicación a través de enlace 720 de comunicación al circuito 706 de temporizador. El detector 704 de movimiento está acoplado en comunicación a través del enlace 722 de comunicación al circuito 708 de permanencia de batería. El circuito 706 de temporizador está acoplado en comunicación a través del enlace 724 de comunicación al circuito 708 de permanencia de batería. Cada uno de los enlaces 720, 722 y 724 de comunicación pueden ser, por ejemplo, un enlace por cable, tal como un circuito impreso o un cableado.

El detector 704 de movimiento está configurado, por ejemplo, a través de hardware, firmware y/o software electrónico, para proporcionar una primera señal a través del enlace 722 de comunicación al circuito 708 de permanencia de batería para hacer que el circuito 708 de permanencia de batería entre en un modo de funcionamiento. En el modo de funcionamiento, se suministra alimentación eléctrica al conjunto 700 eléctrico cuando el detector 704 de movimiento detecta el movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia.

Además, el detector 704 de movimiento está configurado para proporcionar una segunda señal a través del enlace 720 de comunicación al circuito 706 de temporizador. La segunda señal proporcionada por el detector 704 de movimiento al circuito 706 de temporizador indica la aparición del último movimiento físico detectado del conjunto 12 de accionador de biopsia que detectó el detector 704 de movimiento.

El circuito 706 de temporizador está configurado, por ejemplo, a través de hardware, firmware y/o software electrónico,

para realizar una función de temporizador, y para proporcionar una tercera señal a través del enlace 724 de comunicación al circuito 708 de permanencia de batería. Más particularmente, cuando el circuito 706 de temporizador recibe la segunda señal del detector 704 de movimiento, el circuito de tiempo comienza monitorizando el tiempo desde el último movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia. Cuando se alcanza un tiempo predeterminado, por ejemplo el umbral de tiempo, el circuito 706 de temporizador proporciona la tercera señal al circuito 708 de permanencia de batería. La tercera señal proporcionada por el circuito 706 de temporizador hace que el circuito 708 de permanencia de batería entre en un modo de permanencia de batería. En el modo de permanencia de batería, se suministra alimentación eléctrica al detector 704 de movimiento con exclusión del circuito 706 de temporizador y el conjunto 700 eléctrico, por ejemplo, sólo al detector 704 de movimiento. La tercera señal se suministra al circuito 708 de permanencia de batería después del tiempo predeterminado tras el último movimiento físico detectado del conjunto 12 de accionador de biopsia.

La duración del tiempo predeterminado medido por el circuito 706 de temporizador puede seleccionarse, por ejemplo, como un tiempo de duración suficiente para impedir la acción cíclica constante del conjunto 700 eléctrico para encender y apagar, mientras que sea suficientemente corto como para proporcionar la reducción de consumo de alimentación deseada de la batería 34. En la presente realización, por ejemplo, el tiempo predeterminado se selecciona para que sea de dos minutos.

Según otro aspecto de la invención, con el fin de evitar la alimentación innecesaria del detector 704 de movimiento, el circuito 706 de temporizador y el conjunto 700 eléctrico durante el transporte/envío del conjunto 12 de accionador de biopsia, un circuito 726 de presencia de sonda está acoplado eléctricamente al enlace 716 de alimentación eléctrica entre el circuito 708 de permanencia de batería y el detector 704 de movimiento. El circuito 726 de presencia de sonda está configurado, por ejemplo, a través de hardware, firmware y/o software electrónico, para detectar un montaje de conjunto 14 de sonda de biopsia al conjunto 12 de accionador de biopsia. Más particularmente, el circuito 726 de presencia de sonda está configurado para desactivar, es decir, para no encender, el detector 704 de movimiento si el conjunto 14 de sonda de biopsia no está montado al conjunto 12 de accionador de biopsia, de manera que ni el modo de funcionamiento ni el modo de permanencia de batería es funcional si el conjunto 14 de sonda de biopsia no está montado al conjunto 12 de accionador de biopsia. En su forma más sencilla, el circuito 726 de presencia de sonda puede ser un conmutador de contacto interpuesto electrónicamente en el enlace 716 de alimentación eléctrica.

Sin embargo, se contempla que a veces puede desearse comprobar el funcionamiento del conjunto 12 de accionador de biopsia sin que el conjunto 14 de sonda de biopsia esté montado al conjunto 12 de accionador de biopsia. Por consiguiente, como otro aspecto de la invención, un circuito 728 de reactivación manual está acoplado eléctricamente al enlace 716 de alimentación eléctrica entre el circuito 708 de permanencia de batería y el detector 704 de movimiento, por ejemplo, en paralelo con el circuito 726 de presencia de sonda. El circuito 728 de reactivación manual está configurado, por ejemplo, a través de hardware, firmware y/o software electrónico, para eludir el circuito 726 de presencia de sonda para activar (por ejemplo, encender) el detector 704 de movimiento cuando un usuario acciona el circuito 728 de reactivación manual para hacer que el circuito 708 de permanencia de batería entre en el modo de funcionamiento en ausencia de que el conjunto 14 de sonda de biopsia esté montado al conjunto 12 de accionador de biopsia. En su forma más sencilla, el circuito 728 de reactivación manual puede ser un conmutador interpuesto electrónicamente en el enlace 716 de alimentación eléctrica, en paralelo con el circuito 726 de presencia de sonda.

La figura 15 es un diagrama de flujo de un procedimiento para conservar alimentación de batería según la realización mostrada en la figura 14.

En la etapa S1000, se determina si el conjunto 14 de sonda de biopsia está instalado en el conjunto 12 de accionador de biopsia, que es la función del circuito 726 de presencia de sonda.

Si la determinación en la etapa S1000 es NO, el procedimiento avanza a la etapa S1002 para determinar si se ha accionado el circuito 728 de reactivación manual. Si la determinación en la etapa S1002 es NO, el procedimiento vuelve a la etapa S1000. Sin embargo, si la determinación en la etapa S1002 es SÍ, entonces el procedimiento avanza a la etapa S1004, en la que se activa el detector 704 de movimiento, es decir, se enciende.

Asimismo, si la determinación en la etapa S1000 es SÍ, entonces el procedimiento avanza a la etapa S1004, en la que se activa el detector 704 de movimiento, es decir, se enciende.

En la etapa S1006, se determina si está produciéndose el movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia, tal como se detecta por el detector 704 de movimiento. Si la determinación es SÍ, entonces en la etapa S1008 el circuito 708 de permanencia de batería entra en el modo de funcionamiento, en el que se suministra alimentación eléctrica al conjunto 700 eléctrico, y el procedimiento vuelve a la etapa S1000 para continuar la monitorización.

Si, en la etapa S1006, la determinación es NO, entonces en la etapa S1010 se acciona el circuito 706 de temporizador para monitorizar el tiempo desde el último movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia.

En la etapa S1012, se determina si ha expirado el tiempo predeterminado, por ejemplo, dos minutos, desde el último movimiento físico del conjunto 12 de accionador de biopsia.

Si la determinación en la etapa S1012 es NO, es decir, el tiempo predeterminado no ha expirado, entonces el procedimiento continúa a la etapa S1006, por ejemplo, mientras permanece en el modo de funcionamiento.

5 Si la determinación en la etapa S1012 es SÍ, es decir, el tiempo predeterminado ha expirado entonces en la etapa S1014 el circuito 708 de permanencia de batería entra en el modo de permanencia de batería, en el que se suministra alimentación eléctrica sólo al detector 704 de movimiento, y, en el que la monitorización del movimiento continúa en la etapa S1006, mientras permanece en el modo de permanencia de batería.

10 Por tanto, según aspectos de la presente invención, el conjunto 12 de accionador de biopsia puede montarse en, y hacerse funcionar conjuntamente con, el conjunto 14 de sonda de biopsia en sesiones prolongadas, mientras se mantiene el consumo de alimentación en un mínimo razonable para prolongar la vida útil de la batería 34 y ayudar a impedir averías del aparato 10 de biopsia debido a la falta de alimentación de batería.

15

REIVINDICACIONES

1. Conjunto (12) de accionador de biopsia configurado para montar un conjunto de sonda de biopsia, que comprende:

un alojamiento (24) de accionador de biopsia;

un conjunto (36, 700) eléctrico acoplado a dicho alojamiento de accionador de biopsia, incluyendo dicho conjunto eléctrico al menos un accionamiento (361, 362, 363) eléctrico configurado para engancharse de manera accionable a dicho conjunto de sonda de biopsia;

una batería (34) acoplada a dicho alojamiento de accionador de biopsia; y

un circuito (702) de control acoplado a dicho alojamiento de accionador de biopsia, caracterizado porque dicho circuito de control tiene un detector (704) de movimiento, un circuito (706) de temporizador y un circuito (708) de permanencia de batería, estando dicho circuito de permanencia de batería acoplado eléctricamente a dicha batería y a dicho conjunto eléctrico y configurado para conservar dicha batería proporcionando, en un modo de permanencia de batería, alimentación eléctrica sólo a dicho detector de movimiento después de un tiempo predeterminado tras un último movimiento físico detectado de dicho conjunto de accionador de biopsia y para proporcionar, en un modo de funcionamiento, alimentación eléctrica desde dicha batería también a dicho conjunto eléctrico cuando se detecta un movimiento físico de dicho conjunto de accionador de biopsia.

2. Conjunto de accionador de biopsia según la reivindicación 1, en el que:

cada uno de dicho detector de movimiento y dicho circuito de temporizador está conectado eléctricamente para recibir alimentación eléctrica desde dicho circuito de permanencia de batería;

dicho detector de movimiento está acoplado en comunicación a dicho circuito de temporizador y a dicho circuito de permanencia, estando dicho detector de movimiento configurado para proporcionar una primera señal a dicho circuito de permanencia de batería para hacer que dicho circuito de permanencia de batería entre en un modo de funcionamiento en el que se suministra alimentación eléctrica a dicho conjunto eléctrico cuando se detecta dicho movimiento físico de dicho conjunto de accionador de biopsia, y estando dicho detector de movimiento configurado para proporcionar una segunda señal a dicho circuito de temporizador que indica dicho último movimiento físico detectado de dicho conjunto de accionador de biopsia; y

dicho circuito de temporizador está acoplado en comunicación a dicho circuito de permanencia de batería, estando dicho circuito de temporizador configurado para proporcionar una tercera señal a dicho circuito de permanencia de batería para hacer que dicho circuito de permanencia de batería entre en un modo de permanencia de batería en el que se suministra alimentación eléctrica a dicho detector de movimiento con exclusión de dicho circuito de temporizador y dicho conjunto eléctrico, suministrándose dicha tercera señal a dicho circuito de permanencia de batería después de dicho tiempo predeterminado tras dicho último movimiento físico detectado de dicho conjunto de accionador de biopsia.

3. Conjunto de accionador de biopsia según la reivindicación 2, que comprende además un circuito (726) de presencia de sonda acoplado eléctricamente a dicho circuito de permanencia de batería y a dicho detector de movimiento, estando dicho circuito de presencia de sonda configurado para detectar un montaje de dicho conjunto de sonda de biopsia a dicho conjunto de accionador de biopsia, estando dicho circuito de presencia de sonda configurado para desactivar dicho detector de movimiento si dicho conjunto de sonda de biopsia no está montado a dicho conjunto de accionador de biopsia de manera que ni dicho modo de funcionamiento ni dicho modo de permanencia de batería es funcional.

4. Conjunto de accionador de biopsia según la reivindicación 3, que comprende además un circuito (728) de reactivación manual acoplado eléctricamente a dicho circuito de permanencia de batería y a dicho detector de movimiento, estando dicho circuito de reactivación manual configurado para eludir dicho circuito de presencia de sonda para activar dicho detector de movimiento cuando un usuario acciona dicho circuito de reactivación manual para hacer que dicho circuito de permanencia de batería entre en dicho modo de funcionamiento en ausencia de que dicho conjunto de sonda de biopsia esté montado a dicho conjunto de accionador de biopsia.

5. Conjunto de accionador de biopsia según la reivindicación 1, en el que dicho al menos un accionamiento eléctrico es una pluralidad de accionamientos (361, 362, 363) eléctricos configurados para engancharse de manera accionable a dicho conjunto de sonda de biopsia, incluyendo además dicho conjunto eléctrico:

un controlador (26) configurado para ejecutar instrucciones de programa para hacer funcionar dicho conjunto de accionador de biopsia, estando dicho controlador acoplado en comunicación a cada uno de dicha

pluralidad de accionamientos eléctricos; y

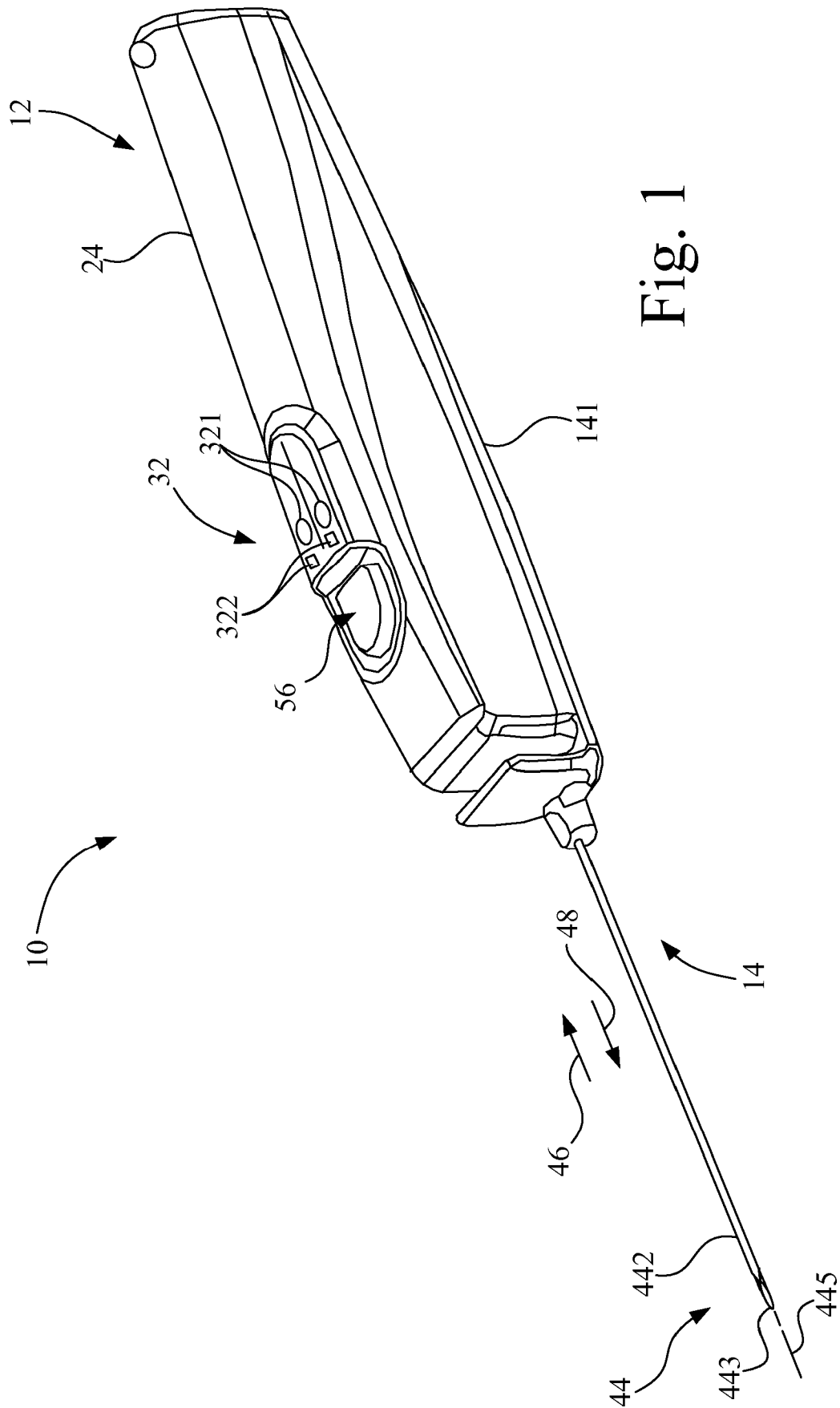
una interfaz (32) de usuario acoplada en comunicación a dicho controlador,

5 proporcionando dicho circuito de permanencia de batería alimentación eléctrica para dicho detector de movimiento, dicho circuito de temporizador, dicha pluralidad de accionamientos, dicho controlador y dicha interfaz de usuario cuando se detecta movimiento físico de dicho conjunto de accionador de biopsia, y estando configurado dicho circuito de control para interrumpir la alimentación eléctrica a dicho circuito de temporizador, dicha pluralidad de accionamientos, dicho controlador y dicha interfaz de usuario después de
10 dicho tiempo predeterminado tras dicho último movimiento físico detectado de dicho conjunto de accionador de biopsia, mientras se mantiene la alimentación eléctrica a dicho detector de movimiento.

6. Aparato (10) de biopsia, que comprende:

15 un conjunto (14) de sonda de biopsia que tiene una cesta (441) de muestras dispuesta coaxialmente con una cánula (442) de corte en relación con un eje longitudinal, y que tiene una primera unidad (421) accionada acoplada a dicha cánula de corte para facilitar el movimiento de dicha cánula de corte en relación con dicho eje longitudinal, y que tiene una segunda unidad (422) accionada acoplada a dicha cesta de muestras para facilitar el movimiento de dicha cesta de muestras en relación con dicho eje longitudinal; y

20 un conjunto (12) de accionador de biopsia según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5 configurado para montar dicho conjunto de sonda de biopsia.



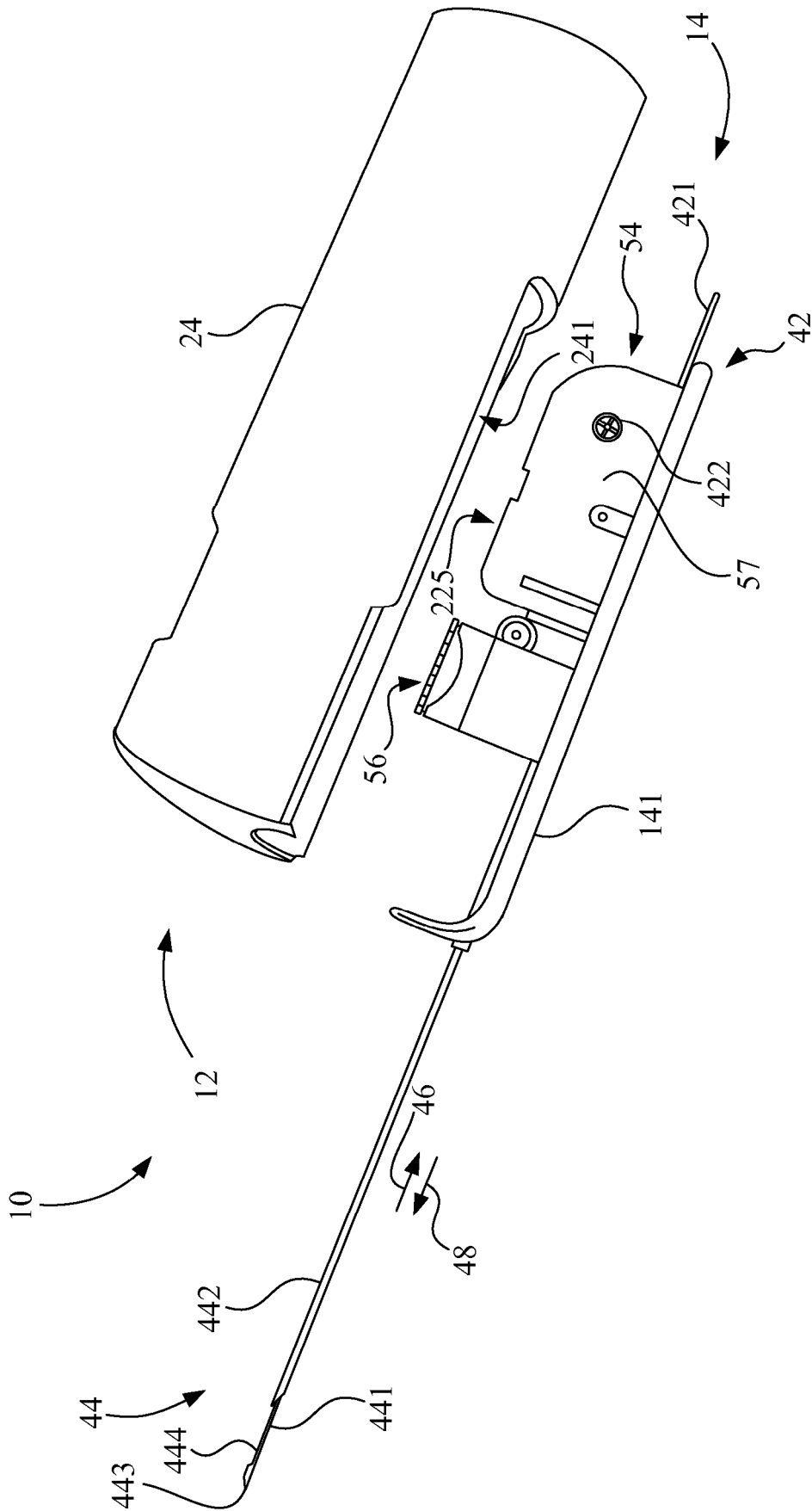
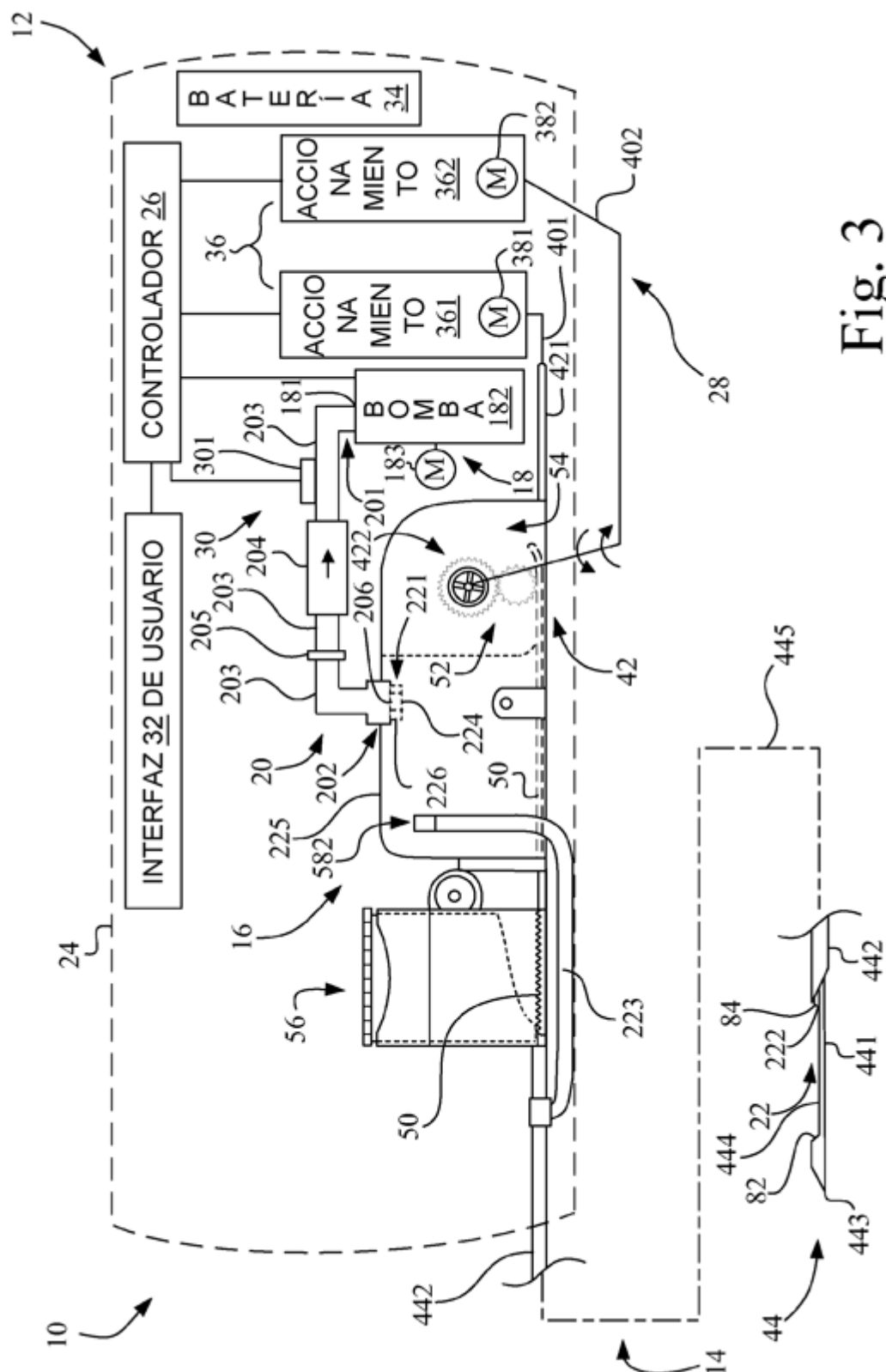


Fig. 2



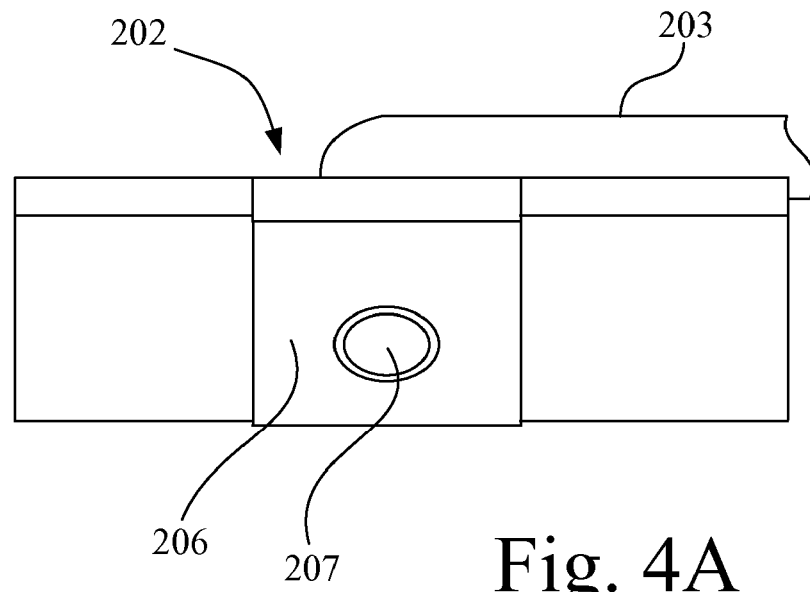


Fig. 4A

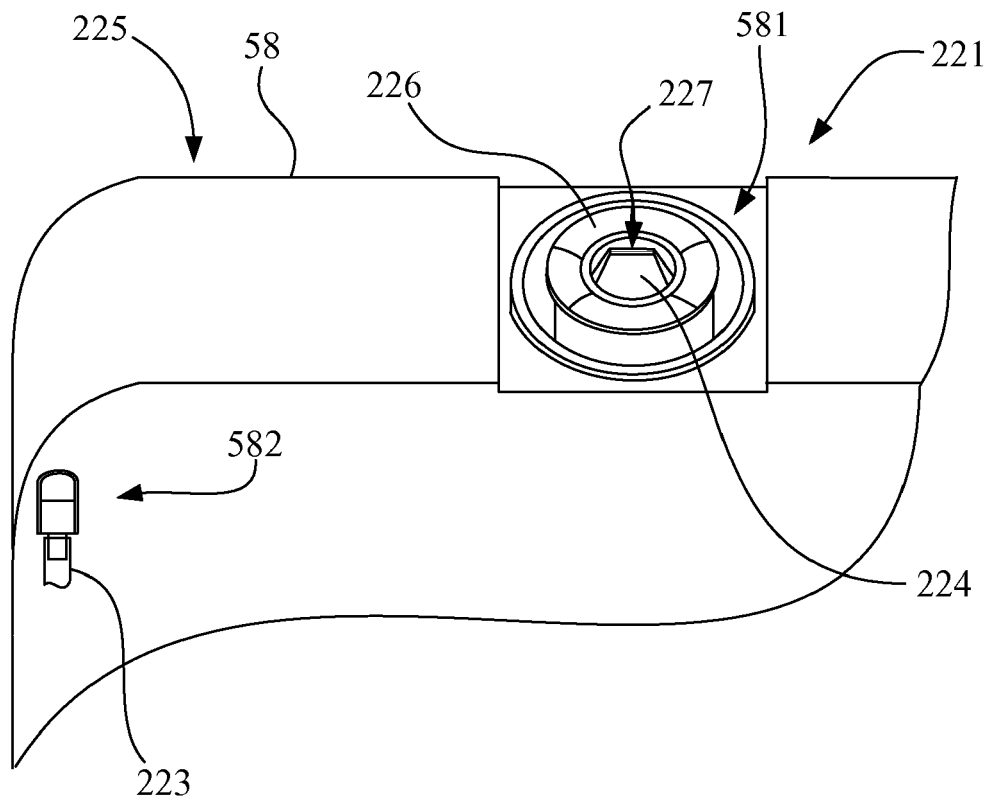


Fig. 4B

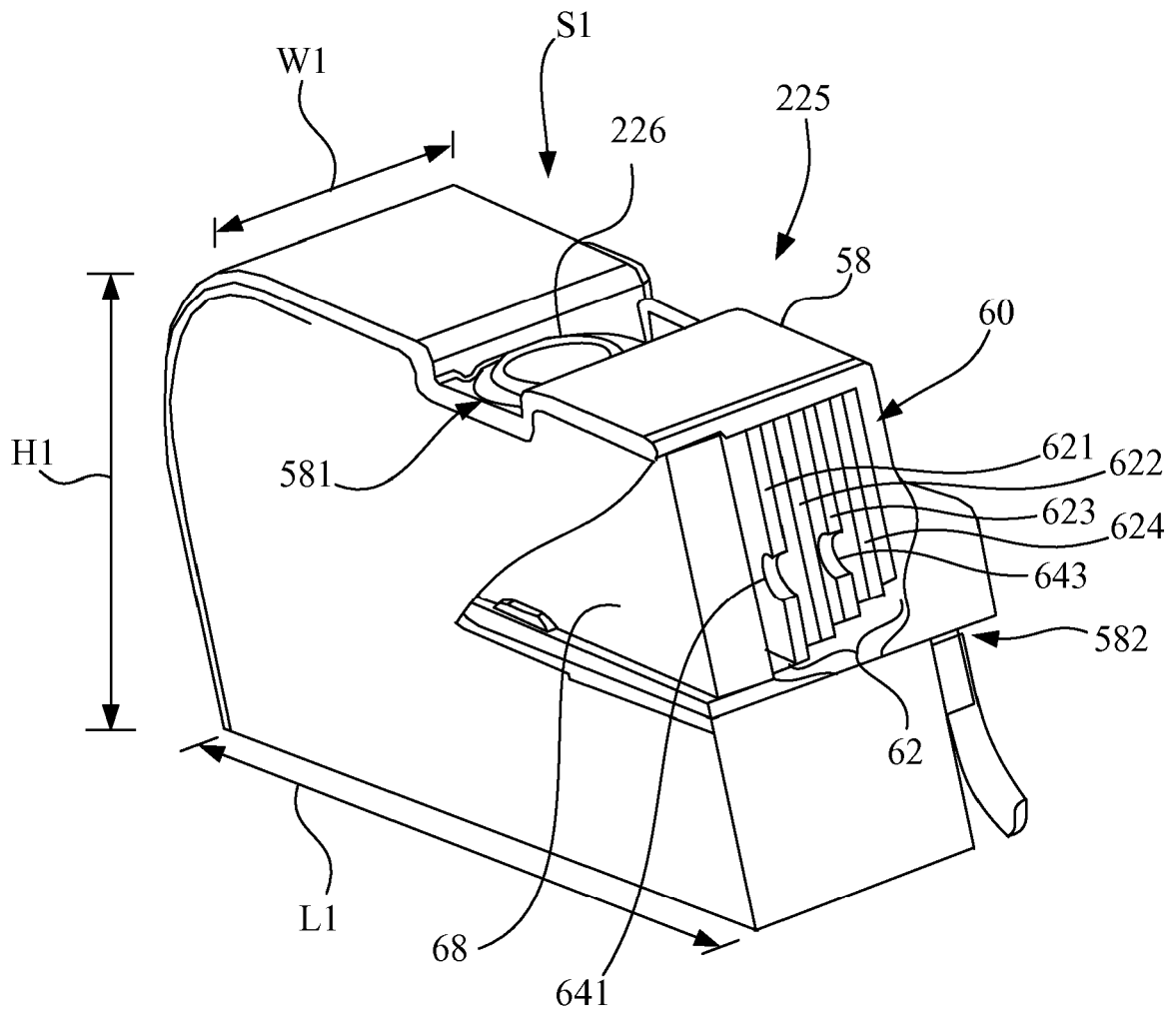


Fig. 5A

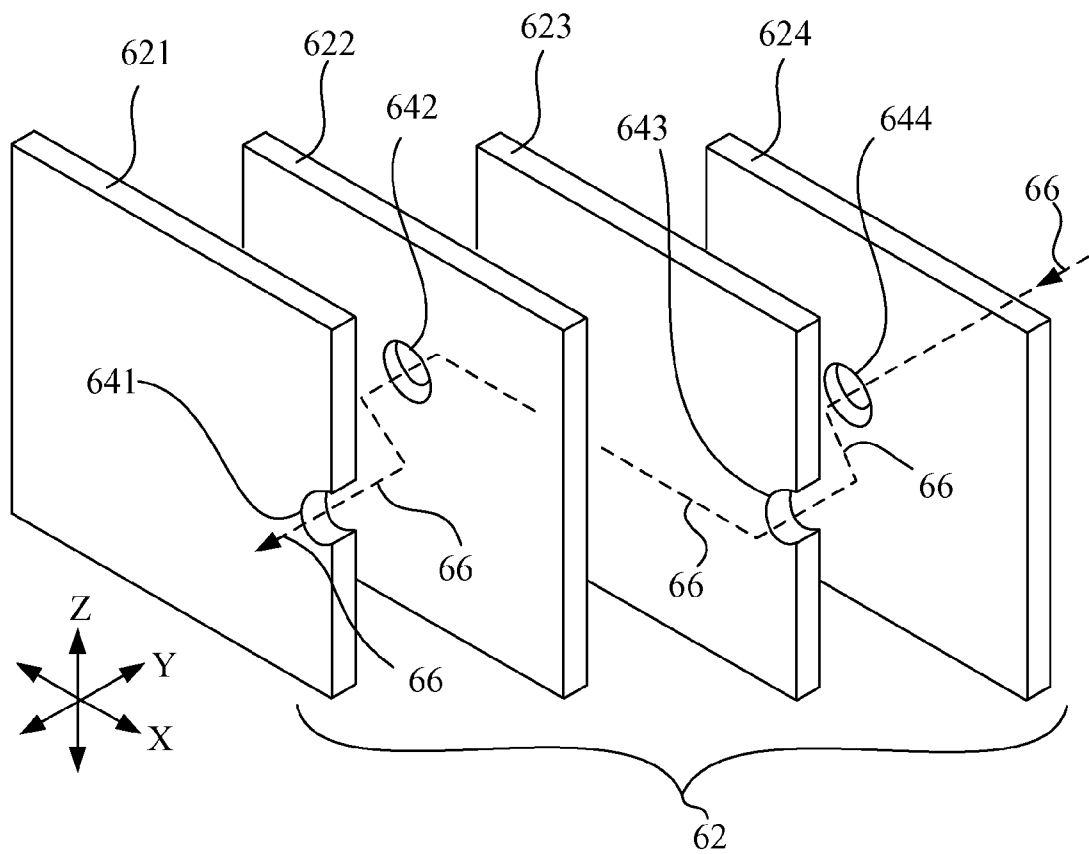


Fig. 5B

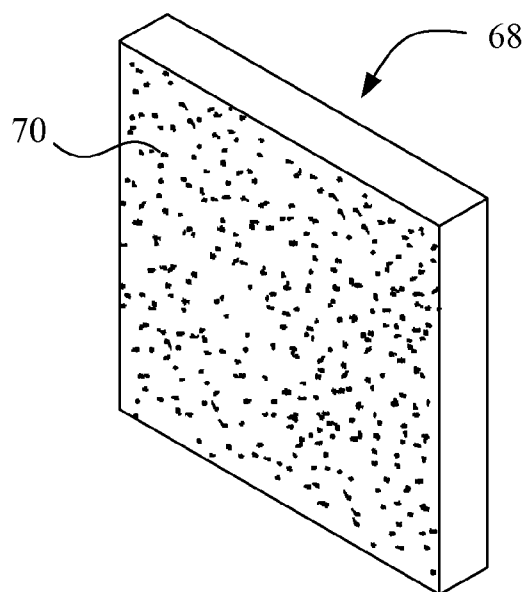


Fig. 5C

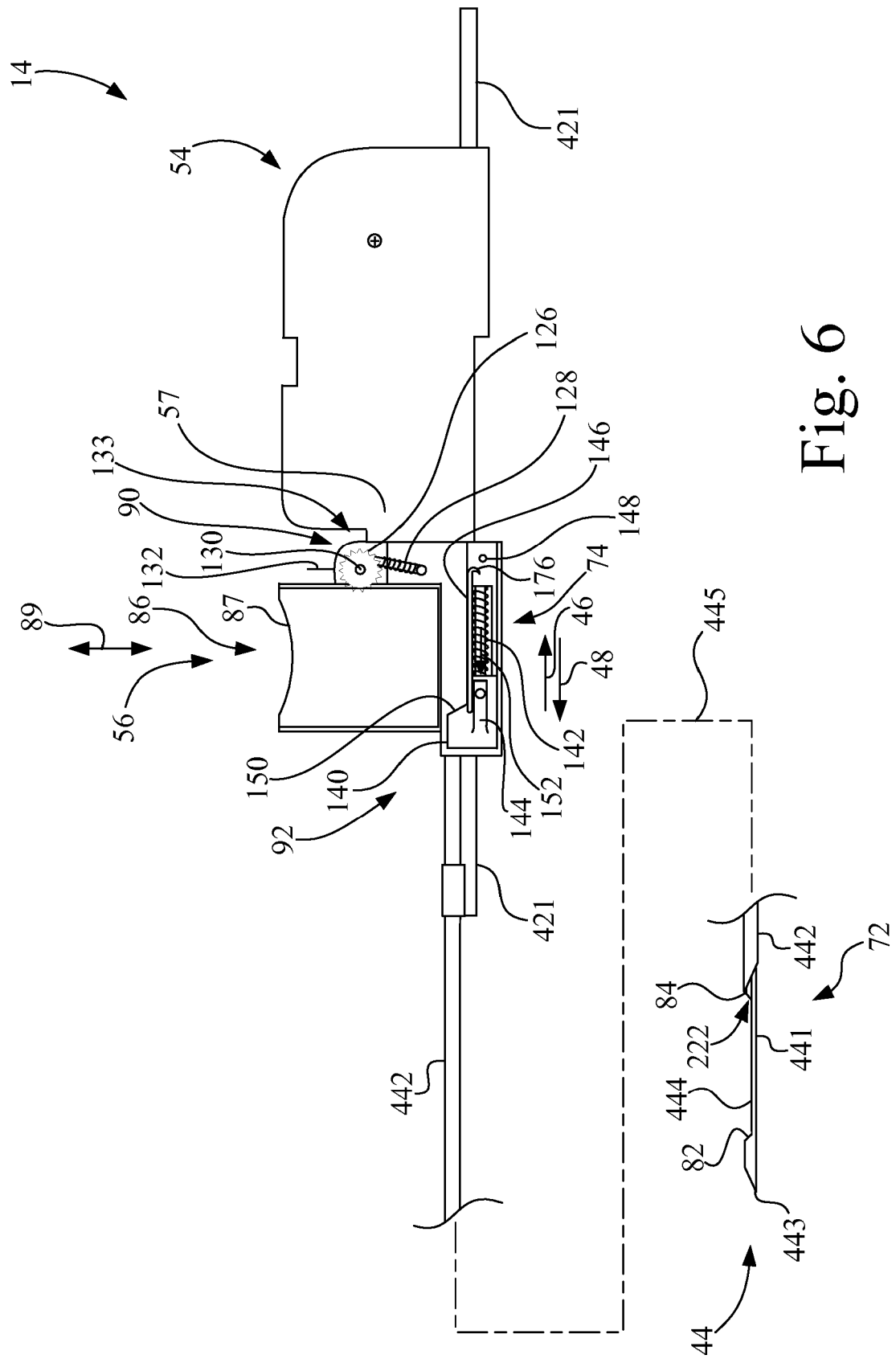


Fig. 6

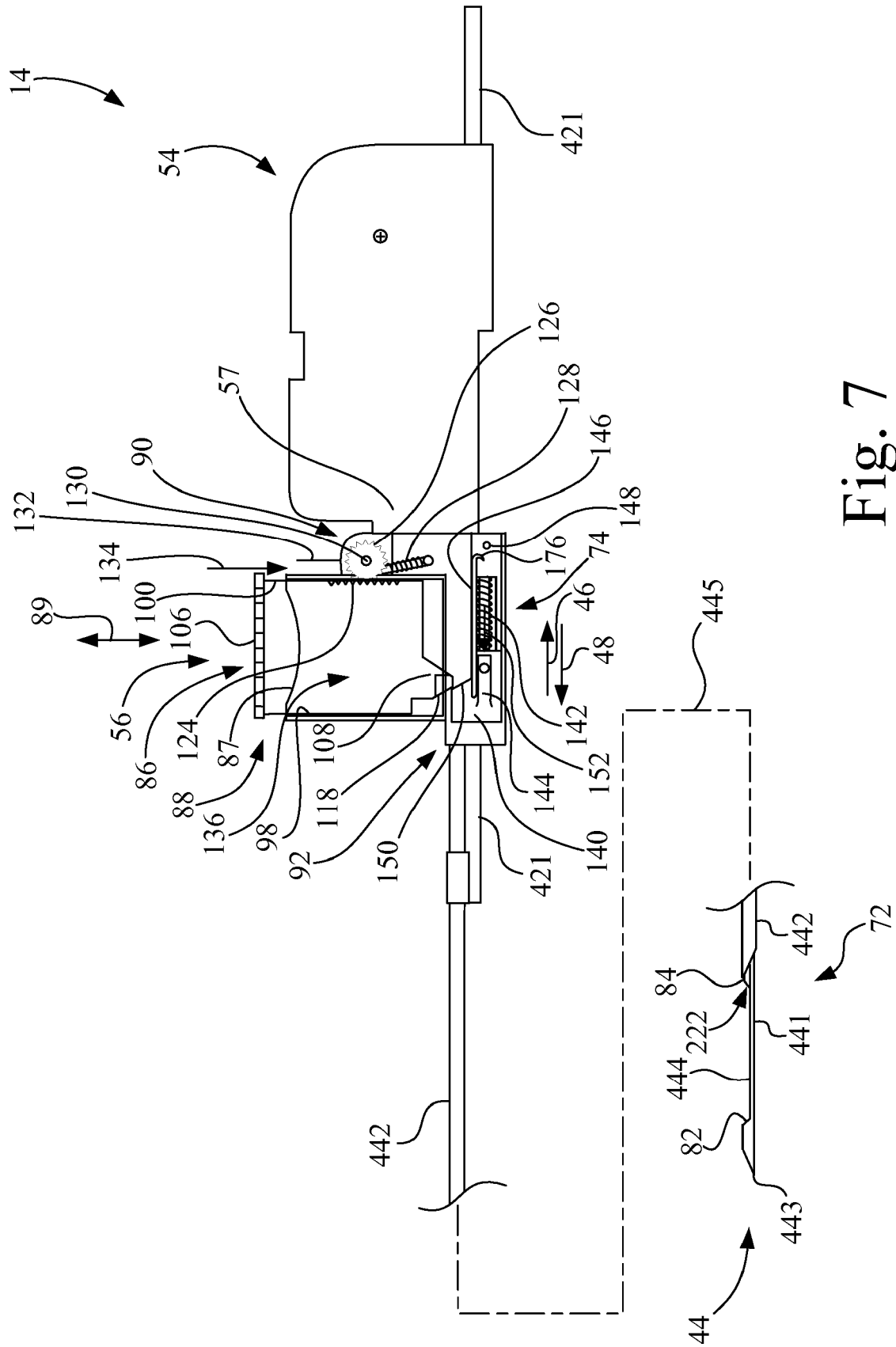


Fig. 7

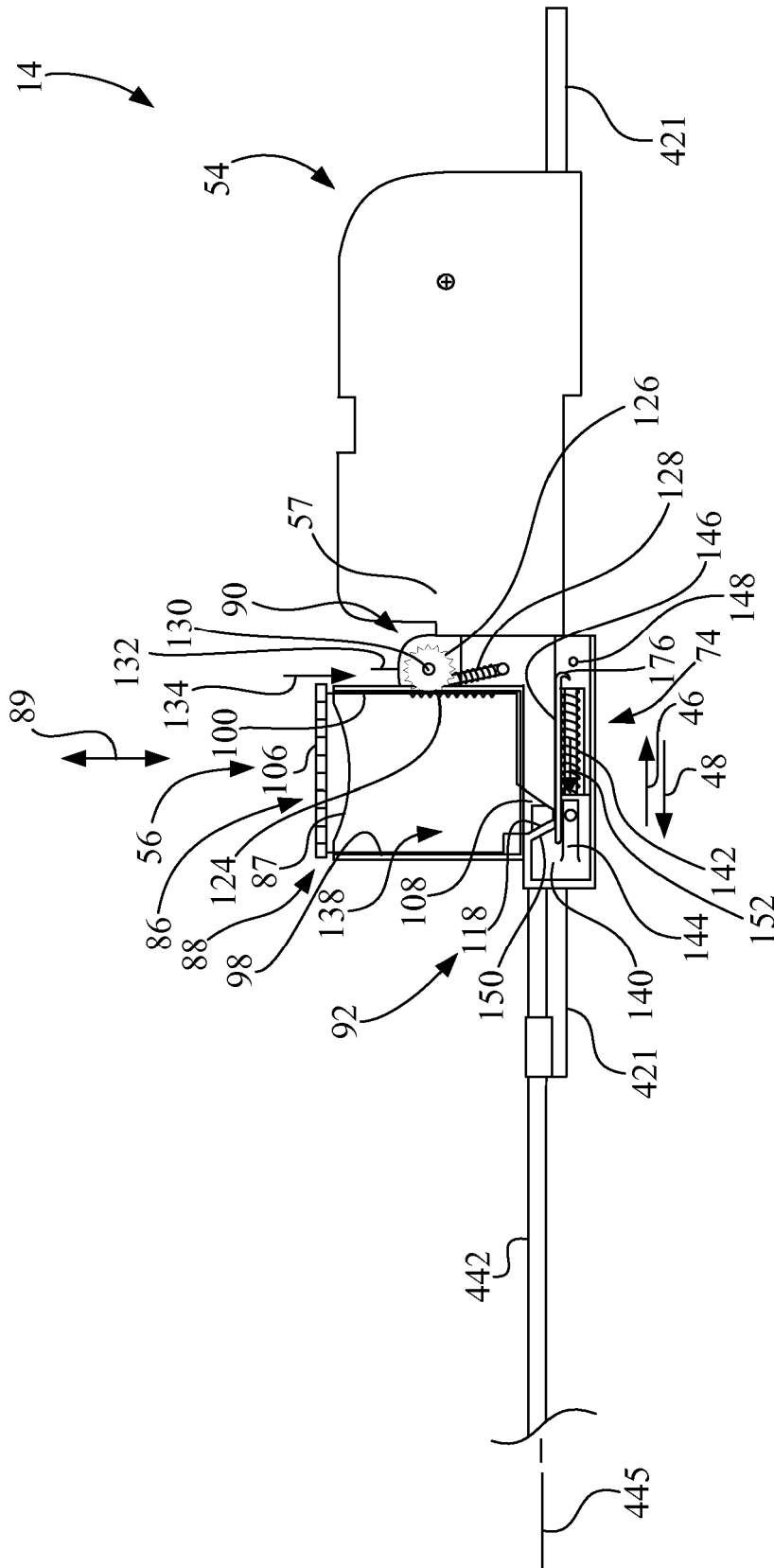
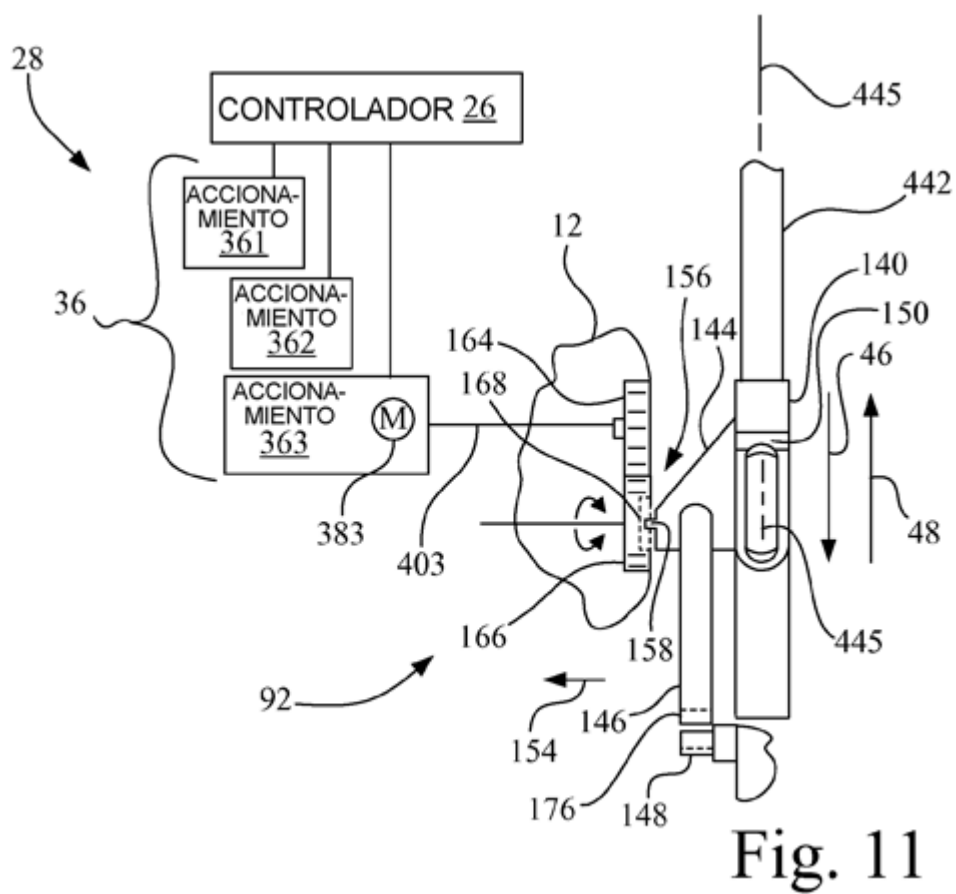
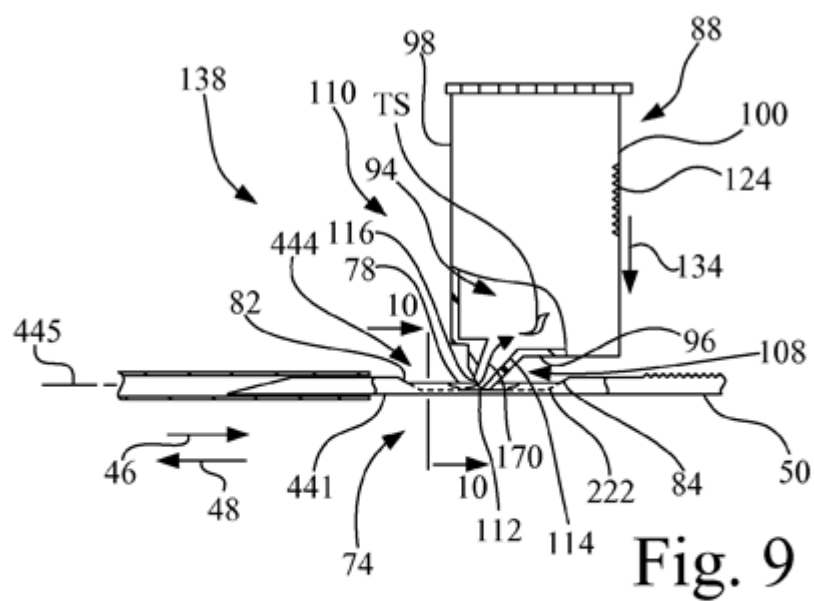


Fig. 8



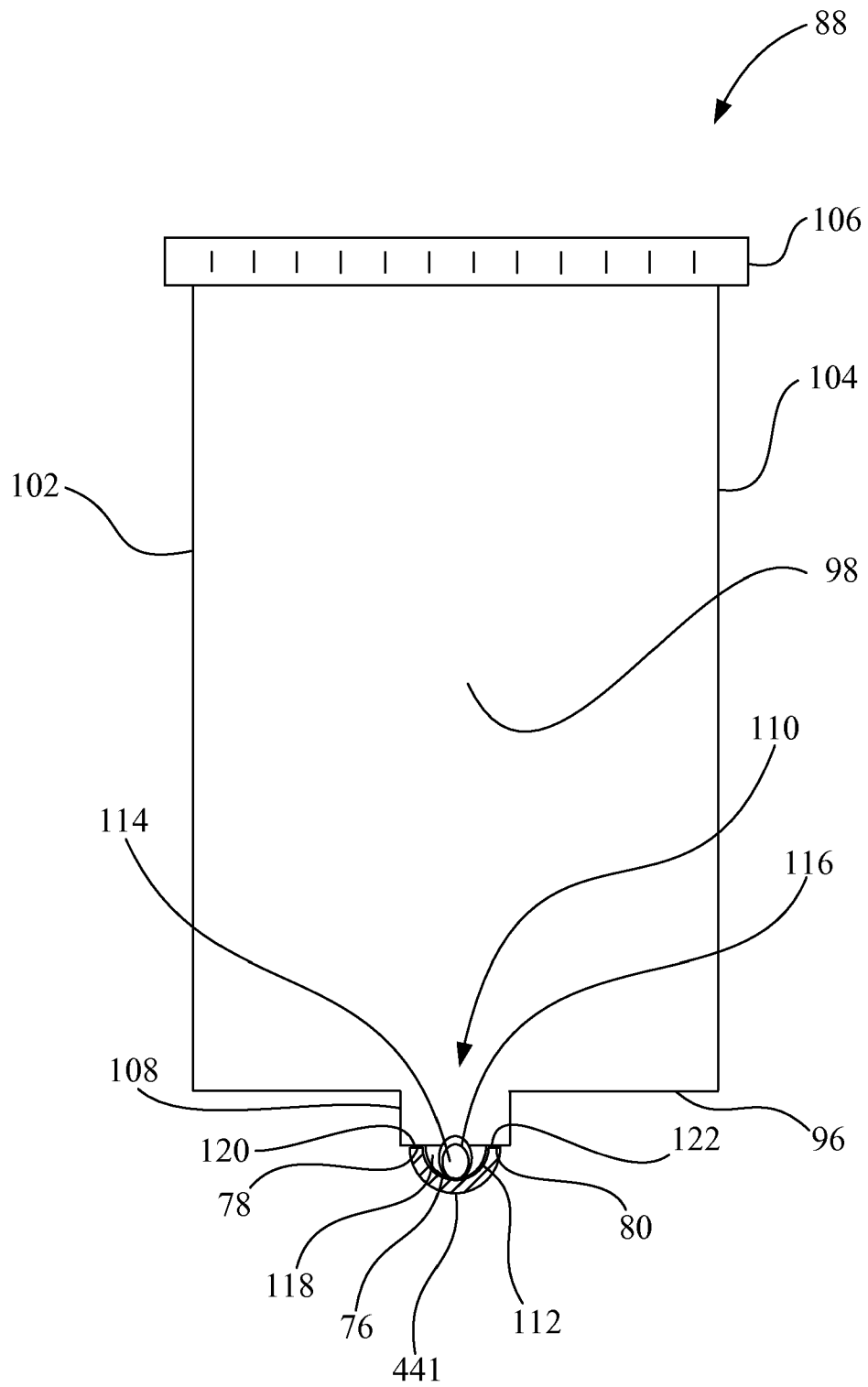


Fig. 10

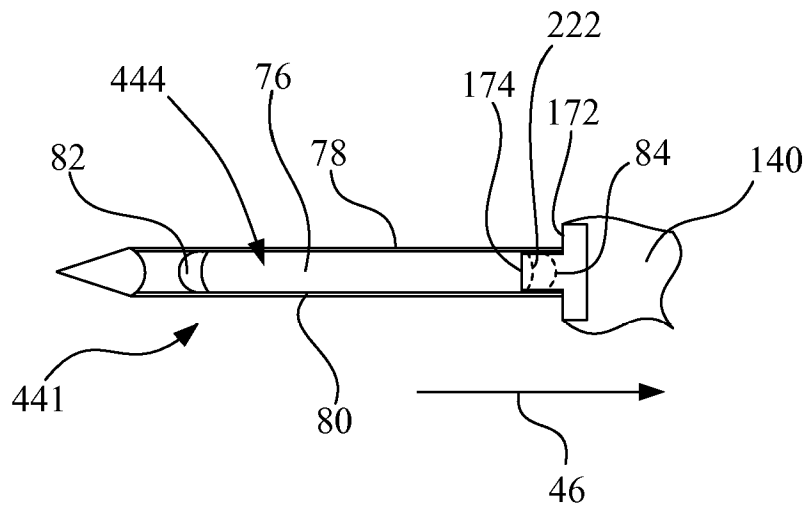
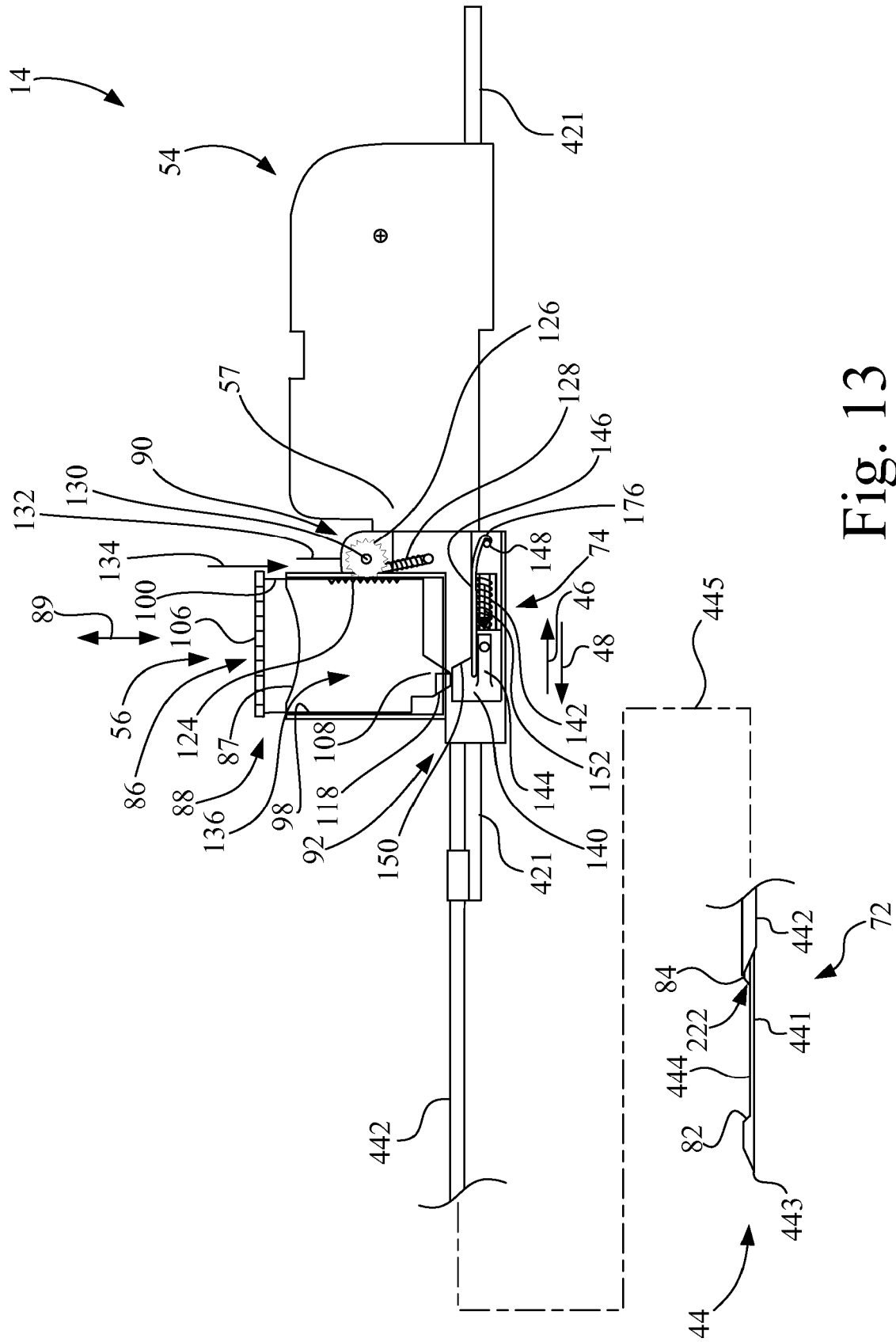


Fig. 12



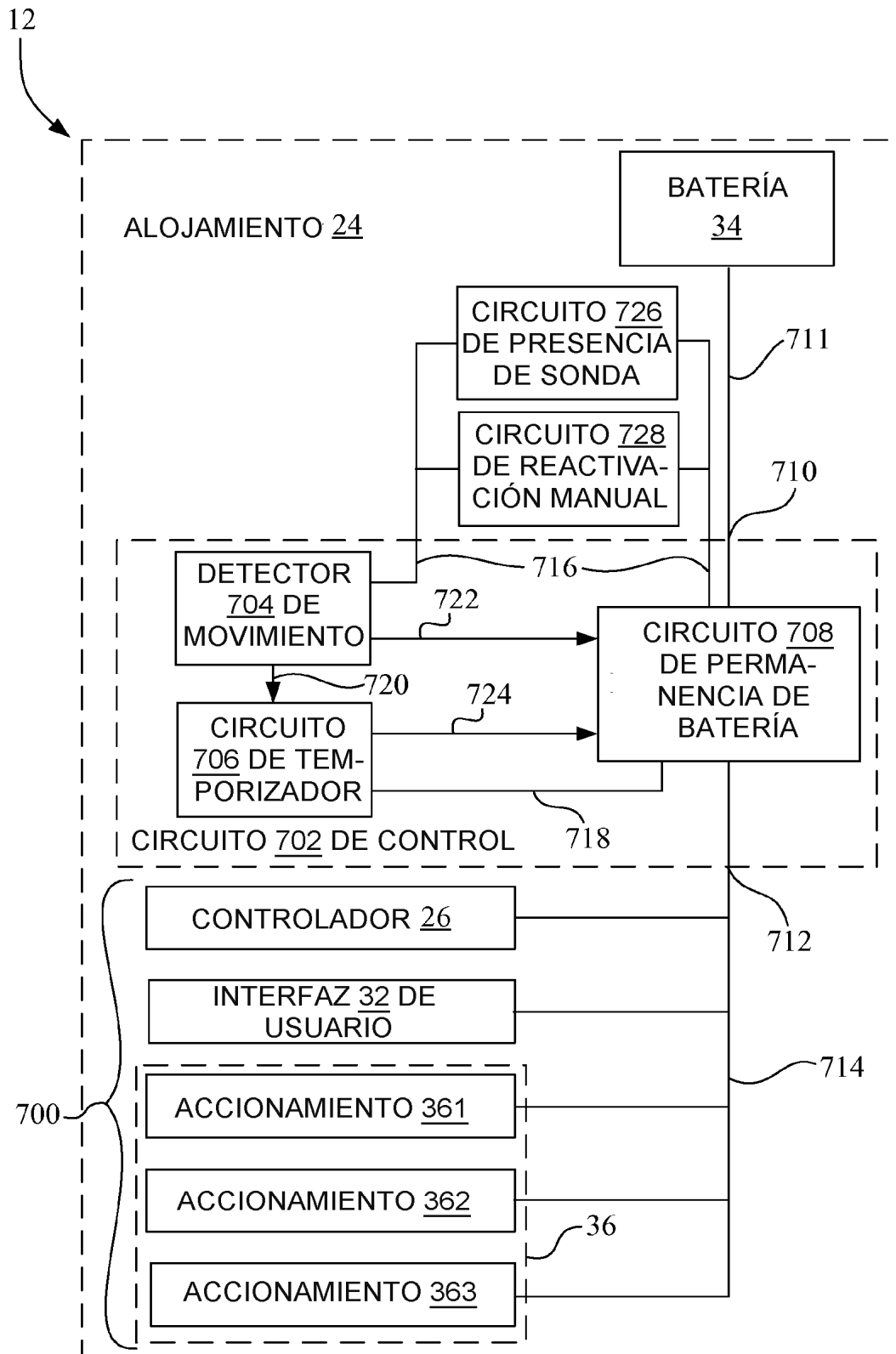


Fig. 14

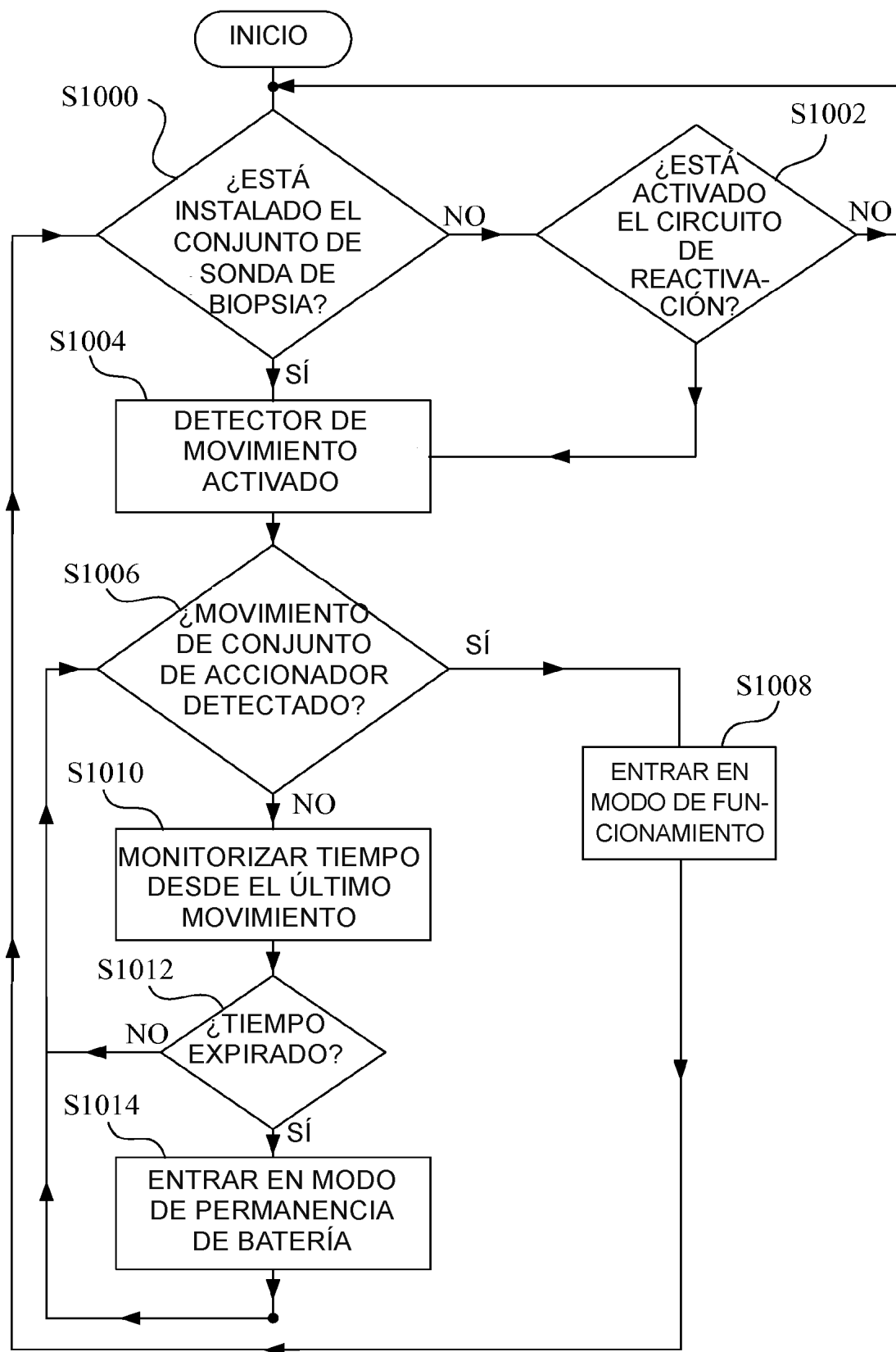


Fig. 15