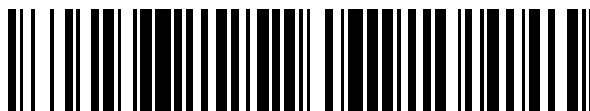


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 723 648**

51 Int. Cl.:

A61M 1/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 90/00 (2006.01)

A61M 5/145 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.10.2013 PCT/US2013/066172**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.05.2014 WO14070525**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.10.2013 E 13851335 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.12.2018 EP 2914105**

54 Título: **Sistemas de transferencia de tejidos**

30 Prioridad:

31.10.2012 US 201213664925

16.01.2013 US 201313743039

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

29.08.2019

73 Titular/es:

LIFECCELL CORPORATION (100.0%)

5 Giralda Farms

Madison, New Jersey 07940, US

72 Inventor/es:

RIMSA, JOSEPH;

DOMECUS, BRIAN J.;

JONES, CHRISTOPHER S. y

LINGANE, PAUL J.

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 723 648 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

Sistemas de transferencia de tejidos

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere en general a los dispositivos médicos utilizados para transferir tejidos a una zona del cuerpo. Más particularmente, la presente invención se refiere a aparatos para transferir tejido graso a una zona del cuerpo, como una mama, de una manera controlada selectivamente.

Antecedentes de la invención

10 El lipomodelado es un procedimiento que se realiza típicamente con anestesia general. El tejido adiposo o grasa se recoge generalmente de una parte del cuerpo, como el abdomen, los glúteos, los muslos, etc., y se purifica para obtener los adipocitos. La grasa o los adipocitos purificados se inyectan directamente en una zona específica del cuerpo de la paciente, por ejemplo, para tratar la cara o las mamas con el fin de aumentarlas o para el tratamiento de anomalías. En el tratamiento de las mamas, la grasa se inyecta típicamente, por ej., un volumen de 100-250 ml_ por mama, a través de jeringas de 10 ml directamente en la mama y se deposita a lo largo de múltiples microtúneles para aumentar o remodelar las mamas.

15 Ejemplos de dichos procedimientos se describen en *Fat Injection to the Breast: Technique, Results, and Indications Based on 880 Procedures Over 10 Years*, Delay, Emmanuel et al., *Aesthetic Surgery Journal*, vol. 29, n.º. 5, 360-376, sept./oct. 2009; *Cell-Assisted Lipotransfer for Cosmetic Breast Augmentation: Supportive Use of Adipose-Derived Stem/Stromal Cells*, Yoshimura, Kotaro et al., *Aesth. Plast. Surg.*, vol. 32, 48-55, Sept. 2007; y *Fat Grafting to the Breast Revisited: Safety and Efficacy*, Coleman, Sydney et al., *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 119, n.º. 3: 775-785.

Durante la inyección del material del adipocito, el médico inyectará cantidades pequeñas y discretas en el cuerpo de la paciente utilizando una cánula de inyección reutilizable tipo Byron-Coleman. Sin embargo, esta técnica está sujeta a variabilidad en la técnica del médico, lo que puede producir resultados inconsistentes y también está sujeta a una colocación incorrecta del tejido adiposo en zonas indeseables dentro de la mama.

25 Las zonas dentro de la mama que idealmente el médico evita, como los músculos o conductos de la mama, pueden ser difíciles de discernir, mientras que las ubicaciones deseables para inyectar la grasa (localizadas entre los músculos pectorales y los conductos de la mama) también son difíciles de detectar. Se han hecho intentos previos de colocar la cánula para que se inyecte en lugares ideales dentro de las mamas, pero se han encontrado dificultades en su uso y adopción. Se describen ejemplos, por ej., en *A New Technique to Assist Epidural Needle Placement*, Ting, Chien-Kun et al., *Anesthesiology*, vol. 112, n.º. 5: 1128-35, mayo de 2010.

30 Sigue siendo necesaria la aplicación de mayores volúmenes implantados en la mama, así como mejores instrumentos y métodos para permitir una mejor extracción de la grasa, purificación y/o implantación de la grasa. Además, sigue siendo necesario que los instrumentos tengan una mejor guía para la colocación precisa de injertos de adipocitos viables en la mama en relación con el tejido mamario circundante.

35 La patente WO 2012/109603 describe un dispositivo para la inyección de tejido graso en las mamas que comprende un motor de velocidad gradual y un émbolo que se mueve en diferentes direcciones entre una posición distal y una proximal para obtener un flujo continuo e ininterrumpido de tejido desde el depósito. La patente US 2007/0106208 describe un sistema de bombeo de tejido que inyecta células en el tejido con un motor de velocidad gradual e invierte la bomba para evitar que el líquido tenga fugas y para aliviar la presión residual al final de la inyección.

40 La patente US 2005/0261633 describe un dispositivo de inyección portátil con accionamiento manual de un motor en las direcciones de avance y retroceso.

Resumen de la invención

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, proporcionamos un sistema de bombeo de tejido

45 que tiene las características que se describen en la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se enumeran en las reivindicaciones dependientes. Se puede insertar una cánula en la mama de una paciente en uno de los diversos puntos de entrada. Tras la inserción de la cánula en la mama, se puede retirar la cánula de la mama mientras se inyecta la grasa en múltiples depósitos de tejido adiposo o grasa de tal manera que la grasa depositada se mantiene dentro del tracto formado por la cánula retirada. Se pueden inyectar múltiples tractos de grasa depositada dentro de la mama hasta que la mama se haya remodelado y/o aumentado como se desea.

50 Para colocar correctamente la cánula dentro de la mama para la inyección de la grasa, se puede incorporar un conjunto de instrumentos que utiliza la reflectancia difusa y que generalmente puede consistir en una cánula acoplada ópticamente a una fuente de luz, por ej., láser, etc., a través de una fibra de transmisión óptica que se coloca a través de la cánula o adyacente a la misma. Un extremo distal de la fibra de transmisión puede emitir una luz desde el extremo distal de la cánula de manera que cualquier luz reflejada por el tejido próximo al extremo distal pueda ser detectada por el extremo distal de una fibra óptica receptora. La fibra receptora puede estar acoplada ópticamente a un fotodetector que, a su vez, puede acoplarse eléctricamente a un procesador y a una pantalla para uso del médico.

Mediante la transmisión de una luz (como luz láser que tiene una longitud de onda de entre 600 y 1550 μm) a través de la fibra de transmisión sobre el tejido, la luz reflejada retrodispersada puede ser detectada por un fotodetector con un rango de detección equivalente al de la salida láser transmitida. Al hacer que el procesador diferencie entre las diferentes propiedades de dispersión de la luz del tejido, el médico puede determinar si la cánula está ubicada dentro de una estructura anatómica particular o alejada de la misma para inyectar o abstenerse de inyectar el tejido adiposo.

Con la detección de tipos de tejido utilizando reflectancia difusa, el

procesador puede programar el conjunto para inyectar automáticamente y/o dejar de inyectar la grasa de la cánula en la mama, dependiendo del tipo de tejido detectado. Utilizando un sistema de circuito cerrado, a medida que la cánula avanza o se retira de la mama, los diferentes tipos de tejido pueden ser detectados automáticamente por el procesador. Cuando se detecta la presencia de grasa, la cánula puede inyectar automáticamente la grasa de la cánula en un volumen y una tasa de inyección controlados.

Además de la identificación del tejido, el conjunto de cánula también se puede

utilizar para la extracción de grasa, así como para poner una inyección en el cuerpo. Se puede introducir opcionalmente una cánula de extracción desmontable en una zona del cuerpo que contenga grasa que se vaya a extraer. La grasa puede aspirarse o bien extraerse dentro de la cánula de extracción y recogerse en un conjunto de depósito de extracción que tenga uno o más cartuchos individuales. La grasa recogida puede ser procesada individual o colectivamente y esta grasa procesada puede acoplarse fluidamente directamente al mango con otra cánula de inyección desmontable.

Además de la detección de los tipos de tejido para facilitar la inyección precisa de la grasa, se pueden utilizar varios instrumentos dentro de la cánula o junto con ella para administrar volúmenes precisos de la grasa de manera controlada. Un ejemplo es un mecanismo de inyección de tipo tornillo que tiene un eje estriado. El mecanismo de tornillo puede colocarse rotativamente dentro de la cánula y puede tener una abertura distal para inyectar la grasa suministrada a través de la cánula. A medida que el mecanismo de tornillo gira, cualquier grasa contenida dentro de un depósito conectado o dentro de la propia cánula se puede administrar a través de la abertura distal. El inicio o la detención de la inyección de la grasa se puede controlar con precisión iniciando o deteniendo la rotación del mecanismo. También se puede utilizar una cubierta retráctil opcional ubicada a lo largo del extremo distal de la cánula.

Se puede colocar un puerto de entrada a lo largo del mango cerca del extremo proximal del mecanismo de tornillo de tal manera que la grasa para inyección introducida en el mango pueda ser recogida por el mecanismo. El puerto de entrada puede abrirse hacia una cámara que está en comunicación fluida con la cánula y el mecanismo de tornillo para minimizar cualquier obstrucción u oclusión que pueda producirse debido a la grasa. Además, y/o de forma opcional, se pueden incorporar cerdas de bloqueo dentro del lumen de la cánula para minimizar o inhibir aún más cualquier obstrucción de la grasa durante la inyección en la paciente.

En otra variante más, el conjunto de inyección puede incorporar opcionalmente un conjunto impulsor-estátor dentro de la carcasa del mango para facilitar la aceleración de la grasa a una velocidad suficiente para la inyección, así como para dispensar uniformemente la grasa a través de la cánula para la inyección uniforme en la mama. En uso, a medida que el impulsor gira a través de un eje de accionamiento, la grasa contenida en la carcasa o el depósito puede ser propulsada distalmente a través del conjunto, pasando por las palas del estátor, que se mantiene estático. A medida que la grasa se impulsa a través del dispositivo, el flujo puede ser uniforme, ya que se impulsa a través de la cánula para su inyección en el tejido mamario.

Breve descripción de las figuras

La Fig. 1A muestra una vista lateral en sección transversal de una cánula insertada en una mama de una paciente y que deposita tejido adiposo.

La figura 1B muestra una vista anterior de una mama representativa y posibles puntos de entrada percutáneos y vías para depositar el tejido adiposo.

Las Figs. 1C e 1D muestran ejemplos de cómo se puede insertar la cánula a través de un solo punto de entrada debajo de la mama para remodelar la mama con grasa depositada.

La Fig. 1E muestra una vista lateral en sección transversal de una mama con áreas de tejido mamario que típicamente deben evitarse cuando se deposita tejido adiposo.

Las Figs. 1F a 1H muestran las áreas en sección transversal de una mama donde se ha avanzado una cánula de inyección en diferentes ángulos y en diferentes lugares para la posible deposición de grasa.

La Fig. 2A muestra un conjunto representativo en una variante de un instrumento de implantación que se puede guiar dentro del cuerpo mediante reflectancia difusa.

La Fig. 2B muestra otra variante de un conjunto de guía que tiene una sonda de fibra óptica.

La Fig. 2C muestra un ejemplo de un módulo optoelectrónico que puede integrarse con el conjunto de guía.

- La Fig. 2D muestra una vista en perspectiva de un ejemplo de una cánula de inyección que tiene la transmisión de luz y las fibras receptoras de luz dentro del extremo distal para la caracterización del tejido.
- La Fig. 2E muestra una vista lateral en sección transversal de otro ejemplo de cánula en la que el lumen de inyección pasa a través de una o más fibras ópticas colocadas a través de la cánula.
- 5 Las Figs. 2F a 2I muestran vistas finales de realizaciones ejemplares para colocar las fibras ópticas para la excitación y la detección.
- Las Figs. 2J a 2N muestran varias configuraciones para la fuente de excitación y el conjunto de detección que pueden utilizarse con el conjunto de guía.
- La Fig. 3A muestra un ejemplo de la variante en la intensidad de la señal al encontrar
- 10 diferentes tipos de tejido para facilitar la deposición selectiva del tejido adiposo.
- La Fig. 3B muestra una vista lateral en sección transversal de un instrumento que puede ser guiado a través de la variante de la señal para depositar selectivamente el tejido adiposo.
- La Fig. 4A muestra una vista de conjunto en perspectiva de un conjunto de cánula que puede utilizarse para extraer y recoger grasa de un cuerpo.
- 15 Las Figs. 4B y 4C muestran perspectivas y vistas laterales en sección transversal de otra variante de un conjunto de cánula utilizado para la extracción y/o inyección.
- La Fig. 4D muestra vistas laterales de varias cánulas de extracción.
- La Fig. 4E muestra una vista de conjunto de un conjunto de depósito de extracción que tiene uno o más depósitos o cartuchos individuales.
- 20 La Fig. 4F muestra una vista en perspectiva de una variante de un instrumento que tiene un mecanismo interno tipo tornillo para controlar el suministro del tejido dentro del cuerpo.
- La Fig. 5 muestra una vista lateral en sección transversal de otra variante (no según la invención) de un instrumento que tiene un mecanismo interno tipo tornillo acoplado a un depósito presurizable.
- La Fig. 6 muestra una vista lateral en sección transversal del eje de un instrumento con una punta distal retráctil.
- 25 Las Figs. 7A a 7C muestran vistas en perspectiva del eje, el mango y la punta del instrumento, respectivamente, con un mecanismo tipo tornillo.
- Las Figs. 8A a 8C muestran vistas laterales y vistas detalladas en perspectiva de un instrumento con un mecanismo de tipo tornillo.
- 30 Las Figs. 9A a 9C muestran vistas detalladas en perspectiva del eje de un instrumento que incorpora proyecciones, como cerdas, dentro del eje de la cánula para funcionar como mecanismo de bloqueo del material adiposo y para facilitar el movimiento lineal del material a través del lumen del eje.
- La Fig. 10 muestra una vista lateral de una variante de un impulsor y un mecanismo estátor para facilitar el movimiento del tejido adiposo dentro del instrumento, así como para dispensar uniformemente el material del tejido desde la cánula.
- 35 La Fig. 11 muestra una vista lateral de otra variante de un impulsor y un mecanismo estátor.
- Las Figs. 12A a 12F muestran ejemplos de varias configuraciones de impulsor que se pueden utilizar con el instrumento de inyección.
- La Fig. 13 muestra un ejemplo representativo de otra variante de un instrumento que tiene una cámara de introducción para recibir el tejido adiposo para la inyección.
- 40 La Fig. 14 muestra una variante de un depósito que puede utilizarse para introducir el material adiposo en un instrumento de inyección.
- La Fig. 15 muestra una vista lateral en sección transversal detallada de un puerto de entrada para recibir el material adiposo en la cánula para su inyección.
- 45 La Fig. 16A muestra una vista lateral en sección transversal de otra variante (no según la invención) de un instrumento de inyección que tiene al menos dos secciones con diámetros diferentes así como un mecanismo de presurización, como un pistón, para inhibir la obstrucción del material adiposo durante la inyección.
- La Fig. 16B muestra una vista en perspectiva de un instrumento de inyección de doble diámetro.
- La Fig. 16C muestra una vista lateral en sección transversal de otra variante de un instrumento de inyección de doble diámetro.

- Las Figs. 17A y 17B muestran vistas laterales de otra variante de un instrumento de inyección que tiene una cánula retráctil.
- La Fig. 18A muestra una vista lateral en sección transversal de otra variante de un instrumento de inyección que tiene una funda interna plegable dentro de una cánula.
- 5 Las Figs. 18B y 18C muestran vistas laterales de un mecanismo de retracción reconfigurable dentro de la cánula.
- La Fig. 19A muestra una vista lateral de otro ejemplo de una cánula de aguja con un conjunto de pistón.
- Las Figs. 19B a 19D muestran vistas laterales de la cánula de aguja que se retrae en relación con una mama para depositar un tracto de tejido adiposo dentro de la mama.
- 10 Las Figs. 20A y 20B muestran vistas laterales de otra variante (no según la invención) de un instrumento de inyección que puede ser activado por presión.
- Las Figs. 21A y 21B muestran vistas laterales de otra variante en la que el instrumento de inyección puede ser accionado por un mecanismo tipo tornillo de avance.
- La Fig. 22 muestra otra variante (f) de un instrumento de inyección que utiliza un mecanismo presurizado.
- 15 Las Figs. 23A a 23C muestran vistas en perspectivas y laterales de otra variante que utiliza un mecanismo de tipo tornillo de avance con una cánula de aguja retráctil.
- Las Figs. 24A y 24B muestran vistas en perspectiva del instrumento que tiene una cánula de aguja retráctil.
- Las Figs. 25A y 25B muestran en detalle vistas laterales del mecanismo de la cánula de aguja retráctil.
- Las Figs. 26A a 26C muestran vistas en perspectiva de otra variante donde la aguja retráctil se puede volver a llenar una vez se ha retraído.
- 20 La Fig. 27 muestra una vista lateral en sección transversal de un sistema de filtración en línea que puede estar integrado con un instrumento de inyección.
- Las Figs. 28A a 28C muestran vistas en perspectiva de variaciones alternativas de instrumentos de inyección configurados para tener múltiples cánulas y/o cánulas intercambiables.
- 25 Las Figs. 29A y 29B muestran vistas en perspectiva de otra variante con múltiples cánulas donde cada cánula sucesiva puede tener una longitud más corta para facilitar la inyección dentro de una zona corporal contorneada, como una mama.
- Las Figs. 30A y 30B muestran vistas en perspectiva de otra variante en la que la conexión de fibra óptica se puede desmontar del sistema y volver a conectarse en una disposición axial.
- 30 La Fig. 31 muestra una representación esquemática de un ejemplo (no según la invención) de un sistema completo de extracción, procesamiento e inyección que está acoplado entre sí de tal manera que se puede mantener una presión consistente y relativamente baja a lo largo de todo el proceso y sistema.
- La Fig. 32 muestra una vista de conjunto de un conjunto combinado de inyección y extracción de grasa que utiliza un solo mango y controlador.
- 35 La Fig. 33 muestra una vista de conjunto de otro ejemplo que ilustra cómo el mango con una cánula de extracción desmontable puede utilizarse para extraer la grasa para su procesamiento y después también para inyectarla en el cuerpo de la paciente con una cánula de inyección desmontable.
- La Fig. 34 muestra una vista de conjunto de otro ejemplo de cómo un cartucho individual con grasa procesada puede acoplarse directamente al mango para inyectarse en el cuerpo.
- 40 Las Figs. 35A y 35B muestran vistas en perspectiva de otra variante de un conjunto de mango unido a una cánula de inyección y que además tiene una sección receptora en ángulo para recibir un cartucho individual con grasa procesada para la inyección.
- Las Figs. 36A a 36J muestran varias vistas de otra variante de un conjunto de mango que puede configurarse como un dispositivo portátil y autónomo.
- 45 Las Figs. 37A y 37B muestran vistas en perspectiva de otra variante del conjunto de mango que muestra cómo se puede separar el mango en al menos dos componentes.
- Las Figs. 38A y 38B muestran vistas en perspectiva de otra variante de un conjunto de mango que también puede comprender un componente reutilizable así como un componente desechable con una sección en ángulo.
- La Fig. 39A representa esquemáticamente un ejemplo de cómo se pueden llenar los cartuchos individuales con la grasa extraída de la cánula de extracción.
- 50 La Fig. 39B representa esquemáticamente un ejemplo de cómo los cartuchos individuales se pueden purgar de aire u otro material e incorporarse en el conjunto de inyección.

- La Fig. 40 muestra una vista en perspectiva de una configuración de cartuchos conectados a una base de acoplamiento.
- La Fig. 41 muestra una vista lateral en sección transversal en la que se puede ver una configuración para un conjunto de válvula y émbolo incorporado en un cartucho.
- 5 Las Figs. 42A y 42B muestran vistas laterales en sección transversal y en perspectiva de una variante de un émbolo que define una o más aberturas a través del mismo.
- La Fig. 43 muestra una vista lateral de un cartucho con un conjunto de émbolo y válvula incorporado.
- Las Figs. 44A y 44B muestran vistas laterales en sección transversal de un conjunto de émbolo y válvula que muestra una configuración abierta y una cerrada.
- 10 La Fig. 45 muestra una vista lateral en sección transversal parcial de un conjunto de émbolo y válvula acoplados a un adaptador de puerto.
- La Fig. 46 muestra una vista en perspectiva de otra variante de un conjunto de émbolo y válvula integrado con una llave para mantener una posición del émbolo.
- La Fig. 47 muestra una vista en perspectiva de un ejemplo de un adaptador de puerto.
- 15 Las Figs. 48A y 48B muestran las respectivas vistas laterales y esquemáticas de un ejemplo de un conjunto de bomba reversible que puede integrarse en cualquiera de las variaciones de mango descritas en el presente documento.
- La Fig. 49 muestra una vista lateral de otra variante del conjunto de la bomba reversible.
- La Fig. 50 muestra un gráfico de la distancia de desplazamiento del pistón respecto a la corriente 20 absorbida por el motor.
- 20 La Fig. 51A muestra una vista en perspectiva de un conjunto de bomba continua, de acuerdo con la invención, sin el mango para mayor claridad.
- Las Figs. 51B y 51C muestran las vistas laterales en sección transversal y posteriores, respectivamente, del conjunto de la bomba sin el conjunto del circuito para mayor claridad.
- La Fig. 52A muestra una vista posterior del conjunto de la bomba de la Fig. 51 A.
- 25 Las Figs. 52B a 52D muestran el conjunto de la bomba de la Fig. 51A sin la carcasa del mango para mayor claridad.
- Las Figs. 53A a 53C muestran vistas laterales detalladas del cuerpo proximal para ilustrar el uso correspondiente de los sensores proximal y distal dentro del conjunto de la bomba.
- La Fig. 54 muestra una vista lateral en sección transversal parcial del conjunto de la bomba y detalles del conjunto del interruptor.
- 30 La Fig. 55A muestra otra vista en perspectiva del conjunto de la bomba sin el conjunto del circuito para mayor claridad.
- Las Figs. 55B a 55D muestran las vistas laterales y posteriores de los componentes de la cámara principal y la tapa distal.
- Las Figs. 55E y 55F muestran vistas laterales y posteriores de una válvula representativa tipo pico de pato orientada a evitar o inhibir que el tejido se pegue a la válvula.
- 35 Las Figs. 55G a 55I muestran vistas laterales y posteriores de una válvula de clapeta representativa orientada a evitar o inhibir que el tejido se pegue a la válvula.
- Las Figs. 56A a 56C ilustran cómo el émbolo puede iniciarse en una posición de cebado y en la posición de inicio y posteriormente pasar a suministrar un volumen controlado de alícuotas.
- 40 Las Figs. 57A y 57B muestran vistas laterales detalladas del diámetro interior de cebado ampliado para extraer el aire o los residuos del conjunto de la bomba, según la invención.
- Las Figs. 58A y 58B muestran vistas en perspectiva y laterales en detalle del canal en ángulo y del tapón luer-lock dentro del conjunto de mango.
- La Fig. 58C muestra una vista posterior del tapón luer-lock que se encuentra dentro del conjunto de mango.
- Descripción detallada de la invención
- 45 Como se muestra en la vista lateral en sección transversal y en la vista anterior de las las Figs. 1A y 1B, se puede insertar una cánula 10 en la mama BR de una paciente en uno de los varios puntos de entrada 14 en la proximidad del pezón y la circunferencia de la mama BR. Después de la inserción de la cánula 10 en la mama, la cánula 10 puede ser retirada de la mama BR mientras se inyecta la grasa en múltiples depósitos de tejido adiposo o grasa 12 de tal manera que la grasa 12 depositada permanezca dentro del tracto 16 formado por la cánula 10 retirada. Múltiples

tractos 16 de la grasa 12 depositada se pueden inyectar dentro de la mama utilizando los puntos de entrada comunes 14 hasta que la mama haya sido remodelada y/o aumentada como se desea.

Las Figs. 1C y 1D muestran un ejemplo de cómo se puede insertar la cánula 10 en un único punto de entrada 14 debajo de la mama BR y cómo se puede depositar la grasa 12 a lo largo de un tracto definido por la cánula 10. Con la
5 cánula 10 colocada a través del punto de entrada 14 dentro de la mama BR, la cánula 10 puede avanzar repetidamente y retirarse a lo largo de múltiples tractos 16 a través del punto de entrada 14 común mientras se deposita grasa para remodelar la mama BR adecuadamente.

Sin embargo, el médico puede encontrar dificultades para discernir cuándo y dónde se puede depositar la grasa en la mama BR. La Fig. 1E muestra una vista lateral en sección transversal de la mama BR que muestra las áreas de tejido
10 mamario que deben evitarse 18, como dentro de los músculos o conductos subyacentes, y el área de depósito objetivo DA, que se encuentra típicamente dentro de la capa de grasa subcutánea dentro de la mama BR, ubicada entre los músculos pectorales y los conductos.

Las Figs. 1F a 1H muestran las áreas en sección transversal de una mama BR cuando la cánula 10 ha sido avanzada en diferentes ángulos y en diferentes lugares donde la grasa puede o no ser depositada. Por ejemplo, las Figs. 1F y
15 1G muestran cómo se ha avanzado la cánula en zonas de tejido que se deben evitar 18, la cánula 10 puede detectar el tipo de tejido (como se describe más adelante en el presente documento) y dar una indicación sobre la conveniencia de la ubicación para la deposición de grasa. La Fig. 1H muestra un ejemplo de cuando la cánula 10 puede ser avanzada a un área deseable dentro de la mama BR para la deposición de grasa.

Por tanto, al colocar correctamente la cánula dentro de la mama para la inyección de la grasa, se muestra un ejemplo de un conjunto de instrumentos 20 que utiliza la reflectancia difusa en la vista de conjunto de sección transversal de la Fig. 2A. Como se ilustra, el conjunto 20 generalmente puede comprender una cánula 22 que puede ser acoplada
20 ópticamente a una fuente de luz 24, p. ej., un láser, etc. mediante una fibra de transmisión óptica 26 que se coloca a través de una cánula 22 o adyacente a ésta. Un extremo distal de la fibra de transmisión 26 puede emitir una luz desde el extremo distal 30 de la cánula de manera que cualquier luz reflejada por el tejido que esté cerca del extremo distal
25 30 puede ser detectada por el extremo distal de una fibra óptica receptora 28. La fibra receptora 28 puede estar acoplada ópticamente a un fotodetector 32 que a su vez puede estar acoplado eléctricamente a un procesador 34 y a una pantalla 36 para uso del médico.

Mediante la transmisión de una luz (como luz láser con una longitud de onda de entre 600 y 1550 μm) a través de la fibra de transmisión 26 al tejido, la luz reflejada retrodispersada puede ser detectada por el fotodetector 32 en un rango
30 de detección que coincida con el de la salida del láser transmitida, por ej., de hasta 50 mW o más. Otras longitudes de onda adecuadas para la luz láser pueden variar, por ej., entre 630 y 1450 nm, ya que muchos tejidos biológicos tienen una ventana de baja absorción que está alejada de la absorción de hemoglobina. Este rango también puede evitar la absorción de agua en el rango NIR. Además, la dispersión de Rayleigh y la dispersión de Mie pueden permitir una reflexión difusa de fotones profundamente penetrantes y retrodispersados. Otro rango adecuado puede incluir,
35 por ej., $920 \pm 10 \text{ nm}$ o $1210 \pm 10 \text{ nm}$. Las longitudes de onda de la luz láser en este rango pueden ayudar a diferenciar los tejidos que no contienen lípidos cuando se combinan con otras longitudes de onda.

Se pueden utilizar varios tipos de láseres (por ej., láseres de diodos emisores superluminescentes (SLED), etc.) en múltiples longitudes de onda para resaltar las diferencias en las estructuras de los tejidos. El fotodetector 32 puede
40 convertir la señal de entrada en una tensión de salida que luego se transmite al procesador 34, que puede programarse para diferenciar las estructuras fisiológicas basándose en las propiedades de dispersión de la luz y la intensidad de la reflectancia de la luz en varias longitudes de onda. La reflectancia difusa se puede utilizar opcionalmente en combinación con otras modalidades de detección como ultrasonidos, reflectometría de coherencia óptica, etc.

La Fig. 2B muestra otra variante de un conjunto de guía 21 que puede tener una cánula 22 (para la extracción o inyección de tejido) a través de la cual se puede definir el lumen de inyección 29, en este ejemplo, y una sonda de
45 fibra óptica 23, como se ha descrito anteriormente. El conjunto 21 también puede incluir un sensor de flujo 25 así como un conjunto de accionador 27 integrado en el conjunto 21. Un cable óptico 31 puede acoplar la sonda de fibra óptica 23 a un módulo optoelectrónico (OE) 33 que contenga la fuente de excitación, por ej., la fuente láser, así como los componentes electrónicos de detección. Un cable 35 puede acoplar el módulo OE 33 a una pantalla 36.

Un ejemplo de un módulo OE 33 se muestra de forma esquemática en la Fig. 2C que muestra el cable óptico 31 conectado a un conjunto de sistema óptico 39 que comprende la fuente de excitación, los circuitos ópticos, el o los
50 detector(es), el controlador de la fuente, etc. Un conjunto electrónico 41 (por ej., bus de interfaz, procesador digital de señales, buffer/memoria, convertidor A/D, módulo DAQ (adquisición digital), etc.) puede comunicarse con el conjunto del sistema óptico 39 y también se puede incluir una fuente de alimentación 37. El cable 35 puede estar conectado eléctricamente al conjunto electrónico 41 que va a la pantalla o a otro módulo. Además, el sensor de flujo 25 también
55 se puede ver en la comunicación eléctrica con el conjunto electrónico 41.

La Fig. 2D ilustra una vista en perspectiva de un ejemplo de una cánula en la que la fibra de transmisión 26 puede emitir la luz 27 sobre la zona del tejido adyacente. La fibra óptica receptora 28 también se muestra dentro del extremo
distal 30 de la cánula recibiendo la luz reflejada 29 con información indicativa del tipo de tejido.

La Fig. 2E muestra una vista lateral en sección transversal de otro ejemplo de la cánula 22 con el lumen de inyección pasando a través de una o más fibras ópticas colocadas a través de la cánula 22. Las Figs. 2F a 2I muestran vistas posteriores de realizaciones ejemplares para la colocación de las fibras ópticas para la excitación y la detección. La Fig. 2F muestra un ejemplo donde la fibra de la fuente de excitación 43 puede estar colocada junto a la fibra del sensor de emisión de fluorescencia 45. Una fibra 47 del sensor de reflectancia difusa puede colocarse cerca de la fibra 43 de la fuente de excitación para detectar la luz difusa reflejada 49, así como cualquier fluorescencia 51 que pueda ser excitada por el tejido iluminado.

La Fig. 2G muestra otra variante en la que la fibra 43 de la fuente de excitación y la fibra 45 del sensor de emisión de fluorescencia pueden combinarse en un sola fibra óptica o en un haz de fibra óptica. La Fig. 2H muestra otra variante en la que la fibra 43 de la fuente de excitación y la fibra 45 del sensor de emisión de fluorescencia pueden combinarse de nuevo, pero la fibra 47 del sensor de reflectancia puede colocarse adyacente a la fibra combinada o haz de fibras. La Fig. 2I muestra una variante similar donde la fibra 43 de la fuente de excitación, la fibra 45 del sensor de emisión de fluorescencia y la fibra 47 del sensor de reflectancia pueden combinarse en una sola fibra o haz de fibras.

Pasando ahora al conjunto del sistema óptico 39, la fuente de excitación y el conjunto de detección pueden posicionarse en diversas configuraciones. La Fig. 2J muestra una variante en el conjunto del sistema óptico 39A donde la fuente de excitación puede combinarse en una sola señal que incluye λ_{fuente} (por ej., de una primera fuente láser LD1) y λ_{ex} (por ej., de una segunda fuente láser LD2). La reflectancia difusa λ_{Rd} así como la emisión de fluorescencia λ_{em} se pueden recibir de nuevo en el conjunto del sistema óptico 39, donde la señal puede dividirse, por ej., a través de espejos dicróicos, para la detección de la emisión de fluorescencia λ_{Rd} mediante un primer detector DET1 y de la reflectancia difusa λ_{Rd} por un segundo detector DET2 para ser procesado por el conjunto electrónico 41.

La Fig. 2K muestra otra variante en la que la emisión de fluorescencia λ_{em} puede ser filtrada y detectada, por ej., por un detector de línea DET1. La Fig. 2L muestra otra variante donde la fuente de excitación λ_{fuente} , λ_{ex} se puede combinar en una sola señal y en la que la misma fibra o haz de fibras se puede utilizar para detectar la reflectancia difusa λ_{Rd} que puede filtrarse para la detección por DET1 mientras que la emisión de fluorescencia λ_{em} se puede detectar en una fibra separada o haz de fibras por el segundo detector DET2. La Fig. 2M muestra otra variante donde la fuente de excitación λ_{fuente} , λ_{ex} y la reflectancia difusa λ_{Rd} pueden ser detectadas a través de una sola fibra o haz de fibras, como en el caso anterior, pero donde la emisión de fluorescencia λ_{em} puede ser detectada de forma similar a la configuración que se muestra en la Fig. 2K anterior. La Fig. 2N muestra otra variante donde la fuente de excitación λ_{fuente} , λ_{ex} y la reflectancia difusa detectada λ_{Rd} y la emisión de fluorescencia λ_{em} pueden combinarse en una sola fibra o haz de fibras. La señal detectada puede ser filtrada para ser detectada por DET1 y DET2 como se muestra.

Los conjuntos de guía de los tejidos descritos pueden integrarse en cualquiera de las cánulas de extracción y/o inyección aquí descritas para facilitar la distinción entre los diferentes tipos de tejido al extraer tejido y/o inyectar tejido procesado en el cuerpo.

Al hacer que el procesador 34 diferencie entre las diferentes propiedades de dispersión de la luz del tejido, el médico puede determinar si la cánula 20 está ubicada dentro o lejos de una estructura anatómica particular para inyectar o abstenerse de inyectar el tejido adiposo. Se muestra un ejemplo en la interfaz gráfica de la Fig. 3 A que muestra la intensidad de reflectancia 40 del tejido encontrado por la cánula 22. Dicho gráfico 40 puede mostrarse al médico para proporcionar una indicación en tiempo real de la posición de la cánula durante un procedimiento. En este ejemplo, a medida que la cánula 22 se aproxima a la superficie de la piel, se puede mostrar inicialmente un ruido de fondo 42 inicial que indica la presencia de la cánula en el aire, como se puede ver en la Fig. 3B.

A medida que la cánula 22 se acerca y se inserta en la piel 1, la intensidad de la señal puede aumentar, indicando al médico que la cánula 22 ha entrado en la piel 1. A medida que la cánula 22 avanza hacia la mama BR, las diferentes capas de tejido pueden ser detectadas y representadas en un gráfico. Por ejemplo, cuando la cánula 22 entra en el tejido adiposo o grasa 2 dentro de la mama, la intensidad de la señal puede caer a un nivel entre la señal inicial 42 y la señal percibida desde la piel 1. Este nivel detectado puede indicar al médico que se encuentran dentro de una zona de la mama BR donde se puede inyectar grasa. Otras estructuras tisulares, como el ligamento 3 o el músculo 4, pueden reflejarse y representarse gráficamente en consecuencia, donde cada tipo de tejido puede generar su propio nivel de intensidad de señal. En caso de que la cánula 22 detecte otros tipos de tejido que no sean grasa 2, el procesador 34 puede programarse para que emita una señal de alarma visual o auditiva que indique que la cánula 22 puede necesitar volver a colocarse. En el caso de que la señal descienda hasta el umbral de ruido 44, esto puede indicar que la cánula 22 ha avanzado entre la mama BR o ha sido retirada de la misma.

Con la detección de los tipos de tejido que utilizan reflectancia difusa, el procesador 34 puede programar el conjunto para que inyecte y/o interrumpa automáticamente la inyección de la grasa de la cánula 22 en la mama, dependiendo del tipo de tejido detectado. Utilizando un sistema de circuito cerrado, a medida que la cánula 22 avanza o se retira de la mama, los diferentes tipos de tejido pueden ser detectados automáticamente por el procesador 34. Cuando se detecta la presencia de grasa, la cánula 22 puede inyectar automáticamente la grasa de la cánula 22 en un volumen y una tasa de inyección controlados. En caso de que el sistema detecte una posición de la cánula 22 en otros tipos de tejido distintos de la grasa, como los músculos, el procesador 34 puede interrumpir automáticamente la inyección en la mama hasta que se detecte de nuevo la presencia de grasa en la mama, en cuyo caso el procesador 34 puede reanudar automáticamente la inyección de grasa.

Además, con una cánula con un tamaño que oscila entre 1,29 y 2,59 mm de diámetro (calibre 16-10) (o superior), se puede lograr un volumen típico de grasa que oscila entre, por ej., 10 y 20 cc. Con tal volumen inyectable por cánula, la cantidad de grasa inyectada durante un procedimiento completo dentro de, por ej., una mama, puede variar, por ej., de 100 a 1000 cc por mama, o un promedio de, por ej., 450 cc por mama.

5 Aunque la cánula 22 puede pasar a través del cuerpo a diferentes velocidades, por ej., hasta 10 cm/seg, las velocidades de retirada de la cánula 22 también pueden variar. Por ejemplo, la cánula puede retraerse a una velocidad de, por ej., 2 mm/seg hasta 5 cm/seg, y las cánulas pueden incorporar opcionalmente un recubrimiento hidrófilo a lo largo de su longitud para facilitar el avance o la retirada a través del tejido. Además, las cánulas de forma opcional pueden oscilar (automáticamente) para facilitar la inyección de la grasa.

10 La identificación del tipo de tejido puede utilizarse no solo para la inyección de grasa en el cuerpo, sino también para identificar las zonas de tejido deseables para la extracción de la grasa del cuerpo para su procesamiento antes de volver a reinyectar.

Una variante se muestra en la vista de conjunto en perspectiva de la Fig. 4A que muestra el conjunto de cánula 31 en el que se puede ver un mango 33 para proporcionar la extracción de la grasa del cuerpo así como la inyección en el cuerpo. Se muestra una cánula de extracción 35 opcionalmente desmontable que se extiende desde el mango 33 y define una o más aberturas o fenestraciones 37A a 37C a lo largo de la cánula 35 cerca del extremo distal. Cada una de las aberturas 37A a 37C puede estar escalonada o ser uniforme en relación con la otra. Además, aunque se muestran tres aberturas, esto es meramente un ejemplo y se puede definir un número menor o mayor de aberturas a lo largo de la cánula 35. Se puede colocar un eje interior giratorio 39 dentro de la cánula con un número de ventanas de corte 41A a 41C que se corresponden en posición y tamaño con respecto a las aberturas 37A a 37C a lo largo de la cánula 35.

En uso, el eje interno 39 puede girar en relación con una cánula estacionaria 35 de tal manera que cuando las aberturas estén alineadas, la grasa adyacente puede introducirse dentro de las aberturas y luego cortarse o rasurarse en la cánula 35 a medida que el eje interno 39 gira y cierra las aberturas en la grasa con respecto a la cánula 35. La grasa cortada o rasurada se puede extraer a través de la cánula 35 y el mango 33 y a través de un tubo 43 que está en comunicación fluida con un conjunto de depósito de extracción 45 que puede contener uno o más depósitos o cartuchos 47 individuales. Los cartuchos individuales 47 que contienen la grasa recogida y otros tejidos pueden ser procesados todavía más e introducidos directamente en el cuerpo de la paciente, como las mamas, para remodelar el cuerpo.

Las Figs. 4B y 4C muestran vistas en perspectiva y vistas laterales en sección transversal parciales de otra variante de un conjunto de cánula 49 que puede utilizarse para la extracción y/o inyección. El conjunto 49 muestra una cánula de extracción 35 con una o más aberturas 37 definidas cerca del extremo distal de la cánula 35. El mango 33 en esta variante muestra además una abertura 51 a lo largo del lado del mango 33 en la cual se puede acoplar de forma fluida un depósito o cartucho 47 o un tubo para transferir y/o recoger la grasa aspirada para su posterior procesamiento o reinyección.

La Fig. 4D muestra las vistas laterales de varias cánulas de extracción 35 que tienen un número variable de aberturas 53 para recoger la grasa. Como se muestra, el número de aberturas 53 puede variar desde unas pocas, por ej., tres aberturas, hasta varias aberturas 55, por ej., seis aberturas.

Un ejemplo del conjunto del depósito de extracción 45 se muestra en la vista en perspectiva de la Fig. 4E, que muestra el conjunto 45 acoplado de forma fluida a una cánula de extracción. Como se ha descrito anteriormente, el conjunto del depósito 45 puede contener uno o más depósitos o cartuchos 47 individuales, cada uno de los cuales está acoplado de forma fluida. El tubo 43 acoplado a la cánula de extracción puede extraer la grasa recogida 59 y otros fluidos o tejidos 57 directamente a uno o más cartuchos 47, aumentando así la viabilidad de la grasa recogida 5 al reducir la exposición al aire y a traumatismos mecánicos, así como la cantidad de tiempo que pasa fuera del cuerpo de la paciente.

Uno o más cartuchos 47 pueden ser procesados individual o colectivamente y los diversos fluidos o tejidos 57 pueden ser extraídos del cartucho 47, por ej., a través de una abertura 61 situada a lo largo del cartucho 47. El cartucho 47A procesado resultante puede retener solo el tejido graso deseado 59 para su inyección directa en el cuerpo de la paciente utilizando el cartucho 47A directamente con el conjunto de inyección.

Además de la detección de tipos de tejido para facilitar la extracción o inyección precisa de la grasa, se pueden utilizar varios instrumentos dentro de la cánula o junto con ella para administrar volúmenes precisos de grasa de manera controlada. Un ejemplo se muestra en la vista en perspectiva de la Fig. 4F, que ilustra un mecanismo de inyección de tornillo 50, como un mecanismo de tornillo 58 con un eje estriado. El mecanismo de tornillo 58 se puede colocar rotativamente dentro de la cánula 52, que también puede tener una punta cónica de perforación 54 y una abertura distal 56 para inyectar la grasa suministrada a través de la cánula 52. A medida que gira el mecanismo de tornillo 58, cualquier grasa contenida dentro de un depósito conectado o dentro de la cánula 52 se puede medir a través de la abertura distal 56. Se puede controlar con precisión el inicio o la detención de la inyección de grasa iniciando o deteniendo la rotación del mecanismo 58.

Otra variante (no según la invención) se puede ver en la vista lateral en sección transversal del instrumento de inyección 60 que se muestra en la Fig. 5. En esta variante, una funda exterior o cánula 62, por ej., de 0,8 mm de diámetro (calibre 20), que puede variar, por ej., de 15,24 a 30,48 cm (6-12 pulgadas) de longitud, puede conectarse operativamente a un mango 68 y también puede estar en comunicación fluida con un depósito 76 que contenga un volumen de tejido adiposo o grasa 78. Se puede colocar rotativamente un mecanismo acanalado 64 dentro de un lumen definido a través de la cánula 62 y un pistón 74 también puede ser incorporado al depósito 76 para presurizar opcionalmente la grasa 78 con el fin de facilitar la inyección a través de la cánula 62. También se pueden incluir opcionalmente un puerto de entrada de aire 70 y un puerto de salida de aire 72 a lo largo del mango 68 para controlar el aire en el interior del dispositivo cuando se acciona el pistón 74.

La Fig. 6 muestra una vista lateral en sección transversal detallada de la cánula 62 de la Fig. 5 con una cubierta retráctil opcional 82 situada a lo largo del extremo distal 66 de la cánula 62. En uso, una vez que la cánula 62 se ha hecho avanzar y se ha colocado como se desea dentro de la mama BR para la inyección de grasa usando la fibra de transmisión 26 y la fibra receptora 28 descrita anteriormente, el pistón 74 puede ser accionado opcionalmente y el mecanismo acanalado 64 puede ser accionado para girar de tal manera que la grasa 78 avance distalmente a través del lumen 80 de la cánula 62. Uno o más miembros de la cubierta opcional 82 (si está presente) pueden ser retraídos, como se muestra, para revelar la abertura distal 84 del lumen 80 y permitir así la inyección de grasa 78 en el tejido mamario.

Otro ejemplo de un conjunto de inyección se muestra en las vistas en perspectiva de las Figs. 7A a 7C. La cánula 62 se muestra con un mecanismo acanalado 64 que se coloca rotativamente en su interior. El extremo distal 66 se muestra con miembros opcionalmente retráctiles 92 que forman una punta redondeada atraumática cuando se cierra para avanzar a través del tejido. Sin embargo, cuando la grasa es expulsada de la cánula 62, los miembros retráctiles 92 pueden abrirse para permitir la inyección de grasa. Un puerto de entrada 90 para introducir tejido adiposo en el mango 68 también se muestra donde el puerto de entrada 90 puede estar situado cerca de un extremo proximal del mecanismo acanalado 64.

Como se muestra en las vistas laterales y en perspectiva de las Figs. 8A a 8C, el puerto de entrada 90 podrá colocarse a lo largo del mango 68, cerca del extremo proximal del mecanismo 64, de modo que la grasa inyectable introducida en el mango 68 pueda ser absorbida por el mecanismo 64. El puerto de entrada 90 puede abrirse hacia una cámara que está en comunicación de fluido con la cánula 62 y el mecanismo 64 para minimizar cualquier obstrucción u oclusión que pueda ocurrir debido a la grasa.

Para minimizar o inhibir aún más cualquier obstrucción de la grasa durante la inyección en la paciente, las Figs. 9A a 9C muestran vistas en perspectiva y laterales de una o más cerdas de bloqueo 100 que se pueden colocar unidas a lo largo del lumen de la cánula 62. Las cerdas de bloqueo 100 pueden comprender generalmente cerdas o proyecciones 106 que están fijadas a lo largo de una zona de conexión 104 a lo largo del lumen y se extienden en el lumen y actúan como un tope para la grasa al reducir el desplazamiento radial y pueden funcionar para aumentar el movimiento lineal de traslación de la grasa a través de la cánula 62 sin inhibir el movimiento rotativo del mecanismo 64 adyacente a las cerdas 106. Las cerdas 106 pueden extenderse a lo largo del lumen en segmentos discretos, como se muestra en la Fig. 9A, o como una cerda de bloqueo continua 102, como se muestra en la Fig. 9B.

En otra variante más, el conjunto de inyección puede incorporar opcionalmente un conjunto impulsor-estátor 110, como se muestra en la vista lateral en sección transversal parcial de la Fig. 10, dentro de la carcasa del mango para facilitar la aceleración de la grasa a una velocidad suficiente para la inyección, así como para dispensar uniformemente la grasa a través de la cánula 62 para obtener una inyección uniforme en la mama. Generalmente, un conjunto impulsor-estátor 110 puede tener un impulsor 112 que tiene una o más palas que se extienden radialmente desde un centro y que pueden girar en relación 10 a la cánula 62. Un estátor 114 que permanece estático en relación con el conjunto puede estar situado distal con respecto al impulsor 112 y también puede tener una o más palas del estátor 116 que se extienden radialmente desde su centro para facilitar la distribución uniforme de la grasa que pasa a través del conjunto 110.

En uso, como se muestra en el ejemplo de la Fig. 11, al girar el impulsor 112 a través de un eje de accionamiento 120, la grasa contenida en la carcasa o depósito puede ser propulsada distalmente a través del conjunto, más allá de las palas 116 del estátor 114, que se mantiene estático. A medida que la grasa pasa a través del conjunto, el flujo puede ser uniforme, ya que se impulsa a través de la cánula 62 para la inyección en el tejido mamario. Las Figs. 12A a 12F muestran ejemplos de varias configuraciones de impulsor 132, 134, 136, 138, 140 que se pueden utilizar en el conjunto impulsor-estátor 110.

La Fig. 13 muestra otra variante de un conjunto de inyección que incorpora una cámara de introducción de grasa 150 dentro de la carcasa del mango. La cámara de introducción 150 se puede posicionar proximalmente con respecto a la cánula 62 con un puerto de entrada 152 que se abre por encima de un extremo proximal del mecanismo acanalado 64 cuando el conjunto se mantiene en posición vertical. Se pueden abrir uno o más lúmenes de introducción 154 en la cámara de introducción 150 para recibir la grasa de un depósito 160, como se muestra en la vista lateral de la Fig. 14. El depósito 160 se puede presurizar opcionalmente a través de, por ej., un émbolo 162, y acoplarse de forma fluida a la cámara de introducción 150 a través del tubo 158, que se puede dividir opcionalmente en uno o más lúmenes de transferencia 156. Dado que el mecanismo 64 es accionado por el eje de accionamiento 120 (que es controlado automáticamente por el procesador 34), la grasa puede ser impulsada desde el depósito presurizado 160 para que se

transfiera a la cámara de introducción 150 y luego entre en contacto con el extremo proximal del mecanismo 64 a través del puerto de entrada 152, como se muestra en la vista lateral en sección transversal detallada de la Fig. 15, para ser inyectada en la mama de la paciente.

Otra variante (no según la invención) se muestra en la vista lateral en sección transversal parcial de la Fig. 16A, que muestra una cámara de introducción de grasa 170 con un primer diámetro D1 desde la cual se extiende la cánula 62 con un segundo diámetro D2 donde el diámetro de D1 es aproximadamente el doble del diámetro de D2. En esta variante, la cámara 170 puede incorporar opcionalmente un émbolo 172 para presurizar la grasa a inyectar a través de la cánula 62 mientras que el mecanismo 64 gira para expulsar la grasa. La Fig. 16B muestra una vista en perspectiva del conjunto y la Fig. 16C muestra otra variante en la vista lateral en sección transversal parcial que incorpora un puerto opcional 174 para permitir que el aire entre o salga durante la presurización de la grasa dentro de la cámara 170.

En otra variante, las Figs. 17 y 17B muestran vistas laterales en sección transversal parciales representativas de un conjunto de inyección 180 con una carcasa 182 con una cánula retráctil 184 que se puede retraer parcial o totalmente en la carcasa 182 durante la inyección de grasa. Se puede colocar un émbolo 186 dentro de la carcasa 182 para extenderlo a una parte proximal de la cánula 184. Con la cánula 184 llena de una cantidad de grasa 78, la cánula 184 se puede hacer avanzar percutáneamente en la mama mientras se guía (como se ha descrito anteriormente). Una vez que se ha encontrado una ubicación adecuada dentro de la mama, la carcasa 182 y el émbolo 186 pueden mantenerse en una posición estática en relación con la mama, mientras que la cánula 184 puede retraerse dentro de la carcasa 182 a través de la abertura 188 en la carcasa 182 en relación con la mama proximalmente. Debido a que el émbolo 186 permanece estático en relación con la cánula 184, la grasa 78 contenida en el lumen de la cánula 184 puede ser expulsada a través de la abertura distal de tal manera que la grasa expulsada 78 se deposita a lo largo del tracto previamente formado por la cánula 184 dentro del tejido.

La Fig. 18A muestra otra variante de la cánula retráctil 184 con un eje de accionamiento 200 situado dentro del lumen de la cánula. El eje de accionamiento 200 puede tener un eje de soporte 202 que se extiende a través de la cánula con una o más lengüetas abatibles 204 que se extienden radialmente desde el eje 202. Se pueden colocar bolos de grasa 78 entre cada una de las lengüetas 204, lo que puede ayudar a compactar la grasa dentro de la cánula 184 y evitar cualquier acumulación o introducción de aire dentro de la grasa 78. Las Figs. 18B y 18C muestran vistas laterales detalladas de una variante de las lengüetas 204 que pueden proyectarse en un ángulo agudo con respecto al eje 202 de tal manera que las lengüetas 204 están colocadas en ángulo para extenderse distalmente a lo largo de la cánula 184. Cuando el eje 202 se retrae proximalmente, cada una de las lengüetas 204 puede pivotar a través de una conexión pivotante 206 para hundirse contra el eje 202 y permitir la inyección de la grasa compactada 78 desde la abertura distal 190 en el tejido mamario.

En otra variante, la Fig. 19A muestra un lado representativo de una cánula retráctil 184 (por ej., una cánula de aguja de 2,59 mm de diámetro (calibre 10)) que tiene un eje interior de pistón 210 que se puede desplazar con relación con la cánula 184. El eje del pistón 210 puede definir un lumen 212 a través del mismo dentro del cual se puede colocar un volumen de grasa 78. Un ejemplo de uso se muestra en las vistas laterales de las Figs. 19B a 19D, que muestran cómo la cánula de la aguja 184 puede retraerse en relación con el eje del pistón 210 antes de la inserción percutánea en la mama BR, como se muestra en la Fig. 19B. Antes, durante o después de que la cánula 184 haya sido introducida en la mama BR y colocada preferiblemente para su inyección (por ej., utilizando los dispositivos de guía y los métodos que aquí se describen como ejemplo), la cánula 184 puede extenderse con relación al eje 210 y puede introducirse un volumen de grasa 78 en la cánula 184 a través del lumen 212 del eje 210, como se muestra en la Fig. 19C. Una vez que el volumen de grasa 78 está listo para ser inyectado en la mama BR, la cánula 184 se puede retraer de la mama BR mientras se mantiene una posición del eje 210 en relación con la mama BR de modo que se inyecta un volumen de grasa 78 en la mama BR a lo largo del tracto formado por la cánula 184 retirada, como se muestra en la Fig. 19D.

Las Figs. 20A y 20B muestran vistas laterales de otra variante (no según la invención) de un conjunto de inyección 220 que comprende un sistema activado por presión. En esta variante, la cánula 184 se puede conectar a una conexión de la cánula 224 en un pistón móvil 226 que se puede deslizar a través de la carcasa 182. Se puede introducir un volumen de grasa en la cánula 184 en su configuración extendida, que se puede extender introduciendo un gas o fluido en la entrada proximal 222, como se muestra en la Fig. 20B. Una vez que la cánula 184 ha sido colocada como se desea dentro de la mama BR, la cánula 184 se puede retraer proximalmente dentro de la carcasa 182 introduciendo un gas o fluido en la entrada distal 222' para empujar el pistón 226 proximalmente dentro de la carcasa 182, trayendo así la cánula 184, como se muestra en la Fig. 20B.

Otra variante del conjunto de inyección 230 que se muestra en las vistas laterales de las Figs. 21A y 21B puede utilizar un elemento roscado lineal 232 que se acopla rotativamente a un motor 234 colocado dentro de una carcasa. Aquí, el motor 234 puede girar el elemento roscado 232 en cualquier dirección para empujar un carro 236 que está roscado de la manera correspondiente para que se mueva distal o proximalmente a lo largo del elemento roscado 232, dependiendo de la dirección de giro del elemento roscado 232. El carro 236 se puede fijar a un extremo proximal de la cánula 184 de manera que, cuando el carro 236 se desplaza a lo largo del elemento roscado 232, la cánula 184 se puede retraer, como se muestra en la Fig. 21A, o extenderse, como se muestra en la Fig. 21B, según se desee. Un depósito 238 (que puede estar presurizado) puede estar acoplado fluidamente a un extremo proximal de la cánula 184 para proporcionar un volumen de grasa para inyectar a través de la cánula 184.

La Fig. 22 muestra una vista lateral en sección transversal parcial de otra variante del conjunto de inyección 240 (no según la invención) que utiliza un sistema de activación de cánula presurizado. La carcasa del mango 242 puede comprender una línea presurizable 244 presurizable en una entrada proximal 246 o en una entrada distal 246' para accionar un pistón unido a la cánula 184. Dependiendo de qué entrada 246, 246' se presuriza, la cánula 184 se puede retraer o extender para que avance en la mama e inyecte grasa según corresponda.

En otra variante, las Figs. 23A a 23C muestran vistas en perspectiva y laterales de una variante de un conjunto de inyección 250 que utiliza un tornillo de avance giratorio 232 para hacer avanzar o retroceder un carro 236 fijado a un extremo proximal de la cánula 184, de forma similar a la variante descrita anteriormente en las Figs. 21A y 21B. En este ejemplo, la carcasa del mango 252 puede contener una fuente de alimentación 254 para accionar el motor 234 y hacer girar el tornillo de avance 232. Las Figs. 24A y 24B muestran vistas en perspectiva del conjunto 250 y las Figs. 25A y 25B muestran vistas laterales detalladas de la extensión y retracción, respectivamente, del carro 236 para extender y retraer la cánula 184 dentro de la carcasa 252 para inyectar la grasa. La cánula retráctil puede ser utilizada en cualquier número de formas de realización de cánula como se describe en el presente documento.

Las Figs. 26A a 26C muestran vistas en perspectiva de otra variante de un conjunto de inyección 260 que puede comprender una carcasa para el mango 262 en la que se puede retraer la cánula 184 utilizando cualquiera de los mecanismos aquí descritos. La carcasa 262 puede incorporar una válvula proximal a la abertura 188 que puede cerrarse una vez que la cánula 184 se haya retraído en la carcasa 262, como se muestra en la Fig. 26B, para permitir que la cánula 184 se vuelva a llenar de grasa. Una vez que la cánula 184 está preparada para ser retraída una vez más, se puede abrir la válvula y extender la cánula 184. En esta, así como en cualquiera de las formas de realización de los instrumentos de inyección aquí descritas, se pueden incorporar los conjuntos de detección de tejidos como se desee.

Como se mencionó anteriormente, la grasa puede ser extraída de un primer sitio de la paciente (por ej., periumbilical, lumbar, trocántero, muslo, brazo y rodilla medial, etc.) y esta grasa extraída se puede purificar antes de volverse a inyectar en la paciente. Al extraer la grasa, la paciente puede ser anestesiada y se puede realizar el procedimiento de lipoaspiración.

Aunque la extracción puede realizarse con una cánula de aspiración (por ej., una cánula Mercedes de 3-4 mm o una aguja de 1,63 mm de diámetro (calibre 14) conectada a una jeringa), la aspiración puede realizarse alternativamente con una cánula, como la cánula 184, que opcionalmente tiene una configuración de punta alternativa dependiendo de la configuración deseada para la extracción. La cánula 184 se puede extraer o reemplazar por otra cánula para la implantación, como se ha descrito anteriormente.

Además y/o de forma alternativa, se puede utilizar una cánula 184 que incorpore el conjunto de detección de tejido aquí descrito para facilitar la recogida y extracción del tejido adiposo. En uso, la cánula 184 se puede hacer avanzar dentro del cuerpo de la paciente y el sistema de detección como se ha descrito anteriormente puede ser utilizado para detectar la presencia de grasa para la extracción.

Una vez que la grasa ha sido extraída, puede ser purificada mediante la extracción de adipocitos viables del material lipoaspirado. Típicamente, el material lipoaspirado puede ser sometido a centrifugación para separar los adipocitos de la sangre, suero, células dañadas, fluidos tumescentes, aceite, etc. y el material de injerto adiposo extraído puede ser transferido a jeringas estándar. Se pueden utilizar sistemas como VIAFILL™ (Lipose Corp., Maitland, FL) para centrifugar y extraer los adipocitos. Puede utilizarse una jeringa, como una jeringa de extracción corta y ancha de 20 cc, para extraer manualmente los adipocitos viables, donde el brazo del émbolo puede retirarse para realizar la centrifugación y la grasa extraída puede transferirse directamente a cualquiera de los depósitos descritos aquí, como el depósito 238, para la implantación directa utilizando cualquiera de los dispositivos aquí descritos.

Además, puede utilizarse un dispositivo de filtración en línea opcionalmente desechable como LIPIVAGE™ (Genesis Biosystems, Lewisville, TX) para extraer la grasa. Dicho dispositivo puede ser incorporado en el conjunto de inyección para extraer y purificar el material extraído, por ej., 20-25 cc de grasa, separando y lavando automáticamente la grasa durante el proceso de extracción utilizando filtros internos. Se puede ver un ejemplo en la vista lateral de la Fig. 27 que muestra un dispositivo de filtración en línea 270 con un depósito de extracción 272 con uno o más filtros 274 integrados en el depósito 272. El material extraído puede ser introducido en el dispositivo desde la paciente y a través de la cánula 184, donde se puede separar y lavar. La grasa purificada contenida en el depósito 272 puede ser extraída del dispositivo 270 para la implantación utilizando los dispositivos y métodos que se han descrito como ejemplo anteriormente o puede simplemente inyectarse directamente en la paciente utilizando el dispositivo de filtración 270 incorporado en los conjuntos de detección e inyección descritos anteriormente.

Otros ejemplos de dispositivos de filtración en línea y métodos descritos como ejemplo se muestran y describen, por ej., en las patentes US 4.753.634; 6.258.054; 7.588.732; 7.780.649; y 7.794.449.

Además y/u opcionalmente, cualquiera de los conjuntos de inyección aquí descritos puede usar múltiples agujas o cánulas de inyección, por ej., dos o más, que se extienden desde una sola carcasa para aumentar el volumen y/o el número de tractos por pasada y así aumentar la relación de volumen por superficie inyectada. Estas cánulas múltiples pueden estar dispuestas en varias configuraciones (por ej., adyacentes en una disposición plana) y se pueden utilizar múltiples cánulas según sea factible. Un ejemplo se puede ver en la vista en perspectiva de la Fig. 28A que muestra dos cánulas 184, 184' que sobresalen desde el mango 252 una al lado de la otra. La Fig. 28B muestra otro ejemplo

de tres cánulas de 184, 184', 184" que sobresalen del mango 252. Se pueden incorporar cánulas adicionales según se desee y sea factible. En cada uno de los ejemplos, las cánulas se pueden configurar para ser retráctiles dentro del mango 252 y/o pueden incorporar un pistón móvil dentro de cada cánula como se describe aquí para facilitar la inyección de grasa en el cuerpo.

5 Otra variante alternativa se puede ver en la vista en perspectiva de la Fig. 28C que muestra un instrumento de inyección que tiene una cánula 184 que se puede intercambiar con una segunda cánula 184'.

Las Figs. 29A y 29B muestran vistas en perspectiva de otra variante con múltiples cánulas donde cada cánula sucesiva puede tener una longitud más corta para facilitar la inyección dentro de una zona corporal contorneada, como una mama. De esta manera, se puede realizar una sola inserción e inyección a lo largo de las zonas curvas de la mama sin perforar completamente. Por ejemplo, la Fig. 29A muestra un conjunto de instrumentos que tiene una primera cánula 184 con una primera longitud y una cánula adyacente 280 con una segunda longitud más corta que la primera. La Fig. 29B muestra otra variante incorporando una tercera cánula 282 que tiene una tercera longitud que es aún más corta que la segunda longitud de la segunda cánula 280. Cada longitud puede variar dependiendo de las longitudes deseadas y/o de la anatomía de la parte del cuerpo o de la mama que se va a inyectar. Además, cada una de estas variantes puede incorporar cánulas retráctiles y/o pistones móviles dentro de las cánulas como se ha descrito anteriormente.

Las Figs. 30A y 30B muestran vistas en perspectiva de otra variante en la que el conjunto de instrumentos de extracción puede incorporar una conexión de fibra óptica reconfigurable. En este ejemplo, la conexión de fibra óptica que se puede colocar a través del instrumento puede tener una conexión que se puede conectar a un conjunto de cables 300 en una primera configuración, por ej., que se extiende desde un lado del instrumento. El conjunto de cables 300 puede separarse del instrumento y volverse a acoplar en una configuración axial 302. De esta manera, el conjunto de fibra óptica dentro del instrumento se puede mantener como un sistema modular ya que el conjunto de cables 302 puede volver a conectarse al conjunto de fibra óptica dentro del instrumento.

En otra variante (no según la invención), la Fig. 31 muestra una representación esquemática de un proceso completo de extracción de grasa, y un sistema de inyección que se acoplan entre sí de una manera que proporciona una presión uniforme y relativamente baja (por ej., una presión máxima de 700 mmHg) a través de todo el proceso de extracción, procesamiento e inyección. Como se muestra, la grasa 308 puede ser extraída inicialmente a través del instrumento 310 aquí descrito. La grasa extraída 308 se puede sacar a través de una ligera aspiración 312 e introducirse en un depósito de procesamiento presurizado 314. Con la grasa recogida y procesada en el depósito 314, se puede aplicar simultáneamente una presión 316 y una aspiración 318 de la grasa 308 contenida en el sistema, de manera que la fuerza neta experimentada por la grasa procesada sea baja o cercana a cero. La baja presión ejercida sobre la grasa ayuda a mantener la viabilidad del tejido.

Con la grasa extraída a través del sistema, la grasa procesada, a continuación, puede ser presurizada 320 para su introducción 322 de nuevo en la zona seleccionada del cuerpo. Por consiguiente, todo el procedimiento de extracción, procesamiento e inyección puede estar contenido dentro de un sistema cerrado común que imparte una presión relativamente baja para mantener la viabilidad de los tejidos, además de proporcionar un sistema completo que reduce o elimina varios pasos. Además, el sistema global evita todavía más la exposición del tejido adiposo al aire ambiente y al entorno para reducir o minimizar todavía más cualquier traumatismo adicional en el tejido. Además, el sistema puede medir la presión dentro de la cánula, el mango o cualquiera de los demás componentes durante la extracción y/o inyección, por ej., a través de cualquiera de los procesadores o controladores aquí descritos, para asegurar que se minimice cualquier traumatismo sobre el tejido. En el caso de que la presión monitorizada exceda un nivel predeterminado, el procesador o controlador se puede programar para reducir la presión, detener la actividad o alertar al usuario con un indicador visual y/o sonoro.

En la vista de conjunto de la Fig. 32 se muestran otros ejemplos de un conjunto combinado de extracción e inyección de grasa. En esta variante, un solo mango 33 puede utilizarse con una cánula de extracción 35 que tenga una o más aberturas 37 y/o con una cánula de inyección de grasa 334 que se pueda desmontar a través de la interfaz 332 en el mango 33. El mango 33 puede acoplarse fluidamente a través del tubo 43 al depósito de extracción 45 descrito antes y el proceso puede controlarse y/o supervisarse a través de un procesador 336 que puede controlar las tasas de extracción, presiones, caudales, etc., así como los parámetros de inyección como la identificación de tejidos, las tasas de inyección, etc.

Además y/o alternativamente, en esta y otras variantes la cánula de inyección desmontable 334 se puede configurar de varias maneras. Por ejemplo, la cánula de inyección 334 puede configurarse para que tenga un émbolo integrado dentro de un lumen de la cánula 334 y una cánula retráctil que se puede trasladar proximalmente en relación con el mango 33 para depositar una cantidad conocida de grasa en el cuerpo a lo largo de un tracto formado por la propia cánula. Ejemplos de este tipo de mecanismo se describen más arriba, por ej., en las Figs. 23A a 23C.

Otro ejemplo se puede ver en la vista de conjunto de la Fig. 33, que muestra cómo el mango 33 con la cánula de extracción 35 puede usarse para extraer uno o más cartuchos 47 de grasa y tejido del cuerpo de la paciente. Esta grasa extraída se puede recoger a través del conjunto del depósito 45 y ser controlada por el procesador 336. Una vez que la grasa ha sido procesada como se desea, el cartucho 47 puede conectarse fluidamente al mismo mango 33 o a un mango diferente e introducirse en el cuerpo de la paciente utilizando una cánula de inyección 334, como se ha descrito anteriormente.

Un ejemplo de una variante del mango 33 se puede ver en la vista de conjunto de la Fig. 34, que muestra el mango 33 con el cartucho 47 acoplado directamente en el mango para introducir la grasa en el cuerpo de la paciente. Las Figs. 35A y 35B muestran vistas en perspectiva de otra variante de un conjunto de mango 340 fijado a una cánula de inyección 334 y que además tiene una sección receptora en ángulo 342 para recibir un cartucho individual 47 con grasa procesada para inyección. La sección en ángulo 342 puede orientar el cartucho 47 en un ángulo relativo al mango 340 para facilitar la manipulación del mango 340, así como para facilitar la introducción y extracción del cartucho 47 desde el mango 340.

Otra variante de un conjunto de mango 341 que tiene una sección receptora en ángulo 343 para recibir un cartucho 47 o un depósito, por ej., una jeringa, se muestra en las Figs. 36A a 36J. En esta variante, el conjunto de mango 341 puede configurarse como un dispositivo portátil y autónomo que puede utilizarse, en este ejemplo, para recoger el tejido graso contenido en el cartucho 47 e inyectarlo en el cuerpo de una paciente a través de la cánula de inyección acoplable 334. El cartucho 47 puede permanecer expuesto en relación con el conjunto de mango 341 para proporcionar una información visual inmediata y sin obstrucciones al usuario con respecto al volumen de tejido que queda dentro del cartucho 47, como se muestra en las vistas en perspectiva y laterales de las Figs. 36A y 36B, particularmente durante el uso para inyectar en el cuerpo de la paciente.

La cánula 334 puede acoplarse mediante una conexión de la cánula 335 al acoplador de cánula 345, que puede extenderse desde la sección receptora en ángulo 343 para presentar una superficie relativamente pequeña en su salida para mantener un contacto mínimo con la paciente. Cuando la cánula 334 está unida al conjunto de mango 341, la cánula 334 puede proyectarse distalmente mientras se desplaza a una distancia relativa al conjunto de mango 341. Además, el conjunto de mango 341 puede incorporar la sección receptora 343, que puede estar en ángulo con respecto al mango. La sección receptora 343 puede definir un canal de recepción de cartucho 351 que también define una abertura de cartucho 353 que puede configurarse como una interfaz universal para recibir cualquier número de configuraciones de cartucho, como se muestra en las vistas en perspectiva de las Figs. 36C y 36D. El canal de recepción del cartucho 351 y la abertura 353 pueden ser opcionalmente intercambiables para recibir cualquier número de configuraciones de cartucho diferentes si así se desea.

Debido a que la cánula 334 y el acoplador de cánula 345 pueden estar desplazados en relación con el conjunto de mango 341, la sección receptora 343 puede continuar hasta un conjunto de conexiones desplazadas 367, que también puede definir una superficie de control 359 a lo largo de una parte proximal para presionar uno o más dedos contra ella, con el fin de hacer presión para empujar el conjunto 341 en una dirección distal, si es necesario, como se muestra en la vista lateral de la Fig. 36F. La abertura de la cánula 355 también se puede ver en la vista posterior de la Fig. 36E para pasar el tejido graso a través del cartucho 47 y hacia la cánula 334 y a su través.

Se pueden proporcionar superficies de control adicionales sobre el conjunto de mango 341 para facilitar la manipulación del mango durante el uso. Por ejemplo, un dispositivo de protección del disparador 347, que puede proyectarse en ángulo desde el conjunto de mango 341, puede evitar que se presione involuntariamente el disparador de accionamiento 349 y también puede ayudar a guiar los dedos del usuario hasta el disparador 349, además de proporcionar una posición de descanso para los dedos del usuario. El disparador de accionamiento 349 puede ser de un tamaño que deje espacio para que uno o más dedos del usuario puedan hacer presión con el fin de suministrar el tejido graso a través de la cánula 334.

El conjunto de mango 341 también puede definir superficies de control adicionales, como la superficie de control 361, que puede ser curvada entre la interfaz del conjunto de mango 341 y la sección receptora en ángulo 343 para proporcionar una superficie para la zona comprendida entre el pulgar y el dedo índice del usuario. La superficie de control 365 también puede estar en ángulo con respecto al conjunto de mango 341 y al protector del disparador 347 para proporcionar una superficie de manipulación por los dedos del usuario. Además, también se pueden prever una o más proyecciones 363 a lo largo del conjunto de mango 363 para aumentar la fuerza de agarre de la mano del usuario en el conjunto de mango 341.

Adicionalmente, el conjunto del mango 341 también puede incorporar un controlador 357 (opcionalmente iluminado o con posibilidad de iluminación) que se puede ocultar en relación al mango 341 para evitar que se accione inadvertidamente. El controlador 357, como se muestra en las vistas laterales y posteriores de las Figs. 36G y 36H, se puede presionar para encender o apagar el conjunto, así como para controlar cualquier número de parámetros de suministro de alícuotas, como se describe con más detalle a continuación. Las Figs. 36I y 36J muestran además las vistas superior e inferior del conjunto de mango 341.

Las Figs. 37A y 37B muestran vistas en perspectiva de otra variante del conjunto de mango 340 que muestra cómo se puede separar el mango en al menos dos componentes. Un componente reutilizable 350 puede contener el mecanismo de bombeo, la electrónica, el controlador, etc. y puede acoplarse, de forma que se pueda desmontar, a una parte desechable que contiene la sección en ángulo 342 así como el cartucho 47 y/o la cánula 334.

Las Figs. 38A y 38B muestran vistas en perspectiva de otra variante de un conjunto de mango 360 que también puede comprender un componente reutilizable 362 así como un componente desechable 366 con una sección en ángulo 364 que puede sujetar el cartucho 47 en un ángulo más agudo en relación con el mango 360.

La Fig. 39A muestra esquemáticamente un ejemplo de cómo se pueden llenar los cartuchos individuales 47 con la grasa extraída de la cánula de extracción. Como se ha descrito anteriormente, el conjunto de extracción puede utilizar

uno o más cartuchos individuales 47 que están abiertos al fluido para recibir el material extraído, como se puede ver. Cada uno de los cartuchos 47 puede acoplarse, de forma que se pueda desmontar, a una base de acoplamiento 370 y cada cartucho 47 puede incorporar una válvula 374 con un émbolo 372 que se mantiene en posición abierta para recibir el material extraído que se introduce a través de la base de acoplamiento 370.

5 Los cartuchos individuales 47 pueden contener generalmente jeringas convencionales dispuestas de forma consecutiva. El sistema puede contener la base de acoplamiento 370 con varios puertos que permiten que cada uno de los cartuchos 47 conectados se llene con la grasa. A medida que los cartuchos individuales se llenan, cada uno de ellos puede cerrar su respectivo émbolo 372 para cerrar la válvula 374.

10 La grasa puede ser transportada a los cartuchos 47 mediante el uso de un aspirador que se engancha en la base de acoplamiento 370. Los puertos se pueden colocar en serie lo que permite que se llene cada jeringa consecutiva antes de pasar a la siguiente. La configuración de los cartuchos 47 se puede colocar en línea o en forma circular, siempre y cuando sea en serie, como se muestra en la vista de conjunto en perspectiva de la Fig. 40. Una vez finalizado el proceso de extracción, los cartuchos 47 se pueden llenar respectivamente de grasa. El usuario puede entonces retirar los cartuchos llenos de grasa 47 y purgar el aire, como se muestra en la Fig. 39B.

15 Cada cartucho 47 puede integrar su propio émbolo 372 durante toda la vida útil del dispositivo. El émbolo 372 puede permitir el llenado de grasa cuando el cartucho 47 se conecta en el adaptador de puerto de la base de acoplamiento 370. La grasa puede fluir a través del émbolo 372 y alrededor de la válvula 374, como se muestra en la vista lateral en sección transversal de la Fig. 41. Otra variante se muestra en las vistas de sección transversal y en perspectiva de las Figs. 42A y 42B, que ilustran un émbolo 372 que define una o más aberturas a través del mismo que pueden proporcionar un espacio adecuado con un área de sección transversal, por ej., entre 96,77 a 129,03 mm² (0,15 a 0,20 pulg.²) para que la grasa fluya, manteniendo al mismo tiempo la integridad como émbolo.

20 El émbolo 372 también se puede utilizar como émbolo de aspiración cuando el dispositivo se coloca en el dispositivo de inyección. A medida que el dispositivo de inyección extrae la grasa, el émbolo 372 puede moverse de acuerdo con la velocidad de aspiración, como se muestra en la vista lateral de la Fig. 43. El émbolo 372 puede incorporar juntas tóricas 380 que permiten un sellado dinámico, la capacidad de moverse mientras se sella la superficie de contacto. Con la aspiración del dispositivo de inyección funcionando a menos de 508 mmHg (20 inHg), el émbolo es capaz de moverse con menos de 8.896 N (2,0 LbF) de tracción.

25 El émbolo 372 puede contener además una válvula de pistón 382 que se abre mecánicamente y se cierra automáticamente, como se muestra en las vistas laterales en sección transversal de las Figs. 44A y 44B. El tamaño de la válvula de sellado puede ajustarse para permitir el flujo de grasa cuando se abre durante el procedimiento de extracción, pero también para evitar fugas de aire y líquido cuando se cierra durante el procedimiento de inyección. El diámetro exterior de la válvula 382 puede ser mayor que, por ej., 1-59 cm (0,626 pulg.), para proporcionar una junta de sellado. La válvula 382 puede ser inferior a, por ej., 2.223 cm (0,875 pulg.), para permitir el flujo a su alrededor. La distancia a la que la válvula 382 se aleja del émbolo 372 cuando se abre también se ajusta para permitir que se llene de grasa fácilmente. Una distancia de al menos, por ej., de 0,318 cm (0,125 pulg.) entre la junta y el émbolo 372 permite el paso de la grasa. La válvula 382 también puede incluir una junta blanda que puede sellar el émbolo de apertura 372.

30 El émbolo 372 se puede activar cuando el cartucho 47 se conecta a los adaptadores de puerto 384 que pueden estar integrados en la base de acoplamiento 370 para acoplarse a los cartuchos 47. El concepto de diseño incorpora el uso de un muelle que puede cerrar la válvula 382 en estado de reposo. Cuando se acciona, el muelle se puede comprimir, abriendo la válvula 372 para el llenado, como se muestra en la vista lateral en sección transversal de la Fig. 45. Cuando se suelta, la fuerza del muelle puede proporcionar al menos, por ej., 8.896 N (2,0 LbF), para superar la fuerza de aspiración en el dispositivo de inyección. La fuerza de tracción de la aspiración para mover el émbolo 372 puede ser menor que la fuerza requerida para mantener el sellado hermético en la válvula o pueden producirse fugas.

35 Se puede incorporar una llave 390 en el diseño para mantener el émbolo 372 en su sitio mientras el cartucho 47 está conectado al adaptador, como se muestra en la vista en perspectiva de la Fig. 46. Después del llenado, se puede retirar la llave 390 y dejarla a un lado para permitir que el émbolo 372 se mueva.

40 En la Fig. 47 se muestra una vista en perspectiva de un adaptador de puerto 384. La variante ilustrada puede incorporar bridas 392 para sujetar el cartucho 47 contra la base del puerto 370 debido a las fuerzas contrarias del muelle, lo que puede empujar el cartucho 47 fuera del adaptador 384. Se puede incorporar una junta tórica estática 394 para proporcionar un sellado al vacío durante el llenado de grasa. La barra puede empujar la válvula para abrirla cuando se conecta.

45 Un ejemplo de un conjunto de la bomba reversible 400 que se puede integrar en cualquiera de las variaciones de mango aquí descritas se muestra en las vistas laterales y esquemáticas de las Figs. 48A y 48B. El conjunto de la bomba 400 mostrado puede integrarse en cualquiera de los conjuntos de mangos para el uso con la cánula desmontable de extracción y/o inyección, con el fin de permitir la extracción continua e ininterrumpida de tejido del cuerpo para la extracción o la infusión continua de tejido para la inyección, como se ha descrito anteriormente. En la extracción o en la inyección, la presión de aspiración o de inyección se puede generar directamente dentro del mango mediante el conjunto de la bomba 400, en lugar de depender de un mecanismo de bombeo separado del mango.

Además, debido a que el conjunto de la bomba 400 aspira y dispensa el tejido simultáneamente, la bomba 400 hace posible el suministro continuo del tejido sin tiempo de espera y acorta el tiempo total del procedimiento.

El conjunto de la bomba 400 se muestra como compuesto generalmente por un conjunto de motor 404 acoplado a la bomba 402. Un depósito desmontable 406, por ej., el cartucho 47, puede acoplarse de forma que se pueda extraer mediante la conexión 408 a la bomba 402. La bomba 402 puede definir además una abertura 410 a través de la cual se puede extraer tejido del cuerpo para introducirlo en la bomba 402 o inyectarlo de la bomba 402 e introducirlo en el cuerpo.

Como se muestra en la representación esquemática detallada de la Fig. 48B, el conjunto del motor 404 puede tener un motor 412, por ej., un motor de velocidad gradual, con un relé temporizador o controlador 414 opcional. El motor 412 puede fijarse rotativamente, por ej., a un tornillo de avance giratorio 418, a través de un acoplamiento de motor sellado 416, en el que el tornillo de avance 418 se encuentra dentro de una cámara común. Un émbolo 420 colocado de modo que se pueda desplazar sobre el tornillo de avance 418 puede separar la cámara común en una primera cámara 422A y una segunda cámara 422B que pueden ser de tamaño variable dependiendo de la posición relativa del émbolo 420 en relación con el motor 412. Cuando el tornillo de avance 418 gira en una primera dirección, el émbolo 420 puede ser forzado a desplazarse en una primera dirección dentro de la cámara y cuando el tornillo de avance 418 gira en una segunda dirección opuesta, el émbolo 420 puede desplazarse en una segunda dirección dentro de la cámara opuesta a la primera dirección.

En el caso de la inyección de tejido en el cuerpo, el depósito desmontable 406 que tiene un volumen de tejido extraído para inyectar puede acoplarse de forma extraíble a un canal de fluido 424. El canal de fluido 424 puede acoplarse de forma fluida a la segunda cámara 422B a través de la abertura 426 y al canal de fluido 434, que está en comunicación con la abertura 410. Una válvula 428, por ej., una válvula unidireccional, colocada a lo largo del canal de fluido 424, puede permitir el flujo unidireccional de tejido a la segunda cámara 422B, y una válvula 432, por ej., una válvula unidireccional, situada a lo largo del canal de fluido 430, que acopla el depósito 406 al canal de fluido 434, puede permitir de forma similar el flujo unidireccional de tejido hacia el canal 434 y a través del mismo. Una válvula 436, por ej., una válvula unidireccional, colocada a lo largo del canal de fluido 434, puede permitir el flujo unidireccional de tejido desde la primera cámara 422A hacia el canal de fluido 434 y a través del mismo y fuera de la cánula 442. Un canal de fluido 438 que conecta fluidamente la segunda cámara 422B al canal de fluido 434 también puede tener una válvula 440, por ej., una válvula unidireccional, que permite el flujo unidireccional de tejido desde la segunda cámara 422B hacia el canal de fluido 434 y a través del mismo.

En uso, cuando el depósito 406 se conecta inicialmente al canal de fluido 424, se puede accionar el motor 412 para empujar el émbolo 420 en una primera dirección, por ej., distalmente con respecto al motor 412. A medida que el émbolo 420 se mueve en la primera dirección, una presión de vacío generada dentro de la segunda cámara 422B puede extraer el tejido del depósito 406 a través del canal 424 y a través de la válvula 428 y hacia la segunda cámara 422B. Una vez que el émbolo 420 ha sido movido a una posición distal a lo largo del tornillo de avance 418, el motor 412 se puede invertir para girar el tornillo de avance 418 en una segunda dirección opuesta para forzar al émbolo 420 a moverse en una segunda dirección opuesta proximalmente hacia el motor 412. El movimiento inverso del émbolo 420 puede generar una presión de vacío dentro de la primera cámara 422A para, a continuación, extraer el tejido del depósito 406 a través del canal 430 y la válvula 432 y hacia la primera cámara 422A. A medida que el tejido se introduce en la primera cámara 422A, el volumen de tejido contenido en la segunda cámara 422B puede ser forzado al canal 438 y a través de la válvula 440 y al canal 434 y fuera de la cánula 442 para ser inyectado en el cuerpo. La válvula unidireccional 428 puede cerrarse para evitar la reintroducción de tejido de la segunda cámara 422B en el depósito 406 y la válvula unidireccional 436 también puede cerrarse para evitar que el tejido que pasa por el canal 438 sea arrastrado de vuelta a la primera cámara 422A.

Cuando el émbolo 420 alcanza el final de su carrera, su dirección puede ser invertida de nuevo para luego impulsar el volumen de tejido extraído dentro de la primera cámara 422A a través de la válvula 436 y a través de la cánula 442 y en el cuerpo, mientras que las válvulas 432 y 440 pueden cerrarse para evitar que se vuelva a introducir tejido en el depósito 406. Este proceso puede repetirse de manera continua, de modo que el tejido del depósito 406 se pueda inyectar en el cuerpo en un flujo continuo e ininterrumpido, independientemente de la dirección en que se mueva el émbolo 420. Alternativamente, puede invertirse la dirección de las válvulas para permitir la extracción del tejido del cuerpo a través de la cánula 442 (cánula de extracción) y hacia la bomba 402 para su recogida en el depósito 406 también de forma continua e ininterrumpida.

La Fig. 49 muestra una vista lateral de otra variante del conjunto de la bomba continua 450. Como se puede ver, la primera y segunda cámaras 422A, 422B pueden verse separadas por el émbolo 420 que se puede desplazar. En este ejemplo, el depósito está separado y puede acoplarse a través de un canal separado, como se muestra.

Para garantizar que se prescinde de una cantidad predecible de material en cada carrera, se puede detectar el recorrido total del émbolo 420. Un método es utilizar la información de un codificador o controlador, por ej., el controlador 414, conectado al motor de accionamiento 412. Otro método para evaluar la posición del pistón 420 es supervisar la corriente necesaria para accionar el pistón 420.

Como se muestra en el gráfico de ejemplo de la Fig. 50, la corriente del motor se puede representar en un gráfico frente a una distancia de desplazamiento del pistón 420 dentro de las cámaras. A medida que el pistón se desplaza entre un fin de carrera proximal y distal (EOT) dentro de la cámara, la corriente al motor 412 cambia con la posición

del pistón. La señal se mueve hacia arriba y hacia abajo con cambios en la potencia requerida para mover el pistón 420. Por ejemplo, la señal actual puede aumentar cuando una muestra grande se mueve por el sistema y puede disminuir cuando una muestra más fluida se mueve por el sistema. Sin embargo, cuando el pistón 420 llega al EOT, el pistón 420 deja de moverse y el motor 412 extrae más corriente para tratar de superar el pistón 420 que se ha detenido. Un circuito eléctrico interno puede detectar cuando esa corriente excede un umbral de corriente 466 indicando que el pistón 420 ha alcanzado el EOT e invertir la dirección del motor 412. El proceso se repite cuando se excede el umbral de corriente 466 cuando el pistón 420 alcanza el EOT en el extremo opuesto de la cámara.

La Fig. 51A muestra una vista en perspectiva de una forma de realización según la invención, de un conjunto de bomba continua 470 sin el mango para mayor claridad. En esta variante, el conjunto de la bomba 470 incorpora un conjunto sensor y un medidor de alícuotas dentro de un cuerpo proximal 482 del conjunto, como se describe con más detalle a continuación. La cámara principal 472 colocada distal al cuerpo proximal 482 puede contener la primera cámara variable 490A y la segunda cámara 490B con un émbolo desplazable 492 colocado para deslizarse a su través. Un cuerpo distal 474 puede estar conectado distalmente a la cámara principal 472 y puede integrar un puerto 476 para unirse a un canal en comunicación fluida con el cartucho 47. El tejido graso contenido en el cartucho 47 puede fluir hacia el puerto 476, a través del cuerpo distal 474, y hacia la cámara principal 472 y a través de la misma (como se ha descrito antes) para pasar a través del canal en ángulo 478, el tapón luer-lock 480, y a través del lumen 355 para ser introducido en el cuerpo a través de la cánula 334.

El motor 484 puede colocarse en un extremo proximal del conjunto de la bomba 470 y puede tener un eje de accionamiento lineal 486 colocado a través del motor 484 para desplazarse a través del conjunto 470 y accionar el émbolo 492. Se puede colocar un conjunto de circuito sensor de posición lineal 488 que tenga un microprocesador a lo largo del conjunto de la bomba 470 y puede incluir además conjuntos de sensores para detectar y/o controlar una posición del émbolo en relación con la cámara 472.

Las Figs. 51B y 51C muestran las vistas laterales en sección transversal y posteriores, respectivamente, del conjunto de la bomba 470 sin el conjunto del circuito 488 para mayor claridad. Como se puede ver, el motor 484 puede tener el eje de accionamiento lineal 486 colocado para que pase a través del motor 484 de modo que el eje de accionamiento 486 puede desplazarse linealmente a través del conjunto de la bomba 470 sin girar sobre su eje longitudinal a través, por ej., de un elemento interno como una tuerca que puede girar dentro del motor 484 para desplazar el eje de accionamiento 486 en lugar de girarlo. El desplazamiento lineal del eje de accionamiento 486 en lugar de la rotación del eje 486 puede evitar que cualquier residuo, como los septos, que pueden estar presentes en el tejido graso que se bombea a través de la cámara principal 472, se envuelva o enrolle alrededor del eje de accionamiento 486 cuando pasa a través de la cámara principal 472. La acumulación de residuos alrededor del eje de accionamiento 486 puede inhibir o impedir el movimiento adicional del eje de accionamiento 486 y reducir la eficiencia de bombeo.

Con el eje de accionamiento 486 extendiéndose a través del motor 484, el extremo distal del eje 486 puede acoplarse a un conjunto del interruptor 496 a través de un canal 500 de recepción del eje de accionamiento. El conjunto del interruptor 496 puede configurarse como un elemento que se puede deslizar que tiene un indicador o proyección 498 delgada que se extiende desde el elemento con un canal de recepción del eje de accionamiento 500 y un canal de recepción del eje del émbolo 502 definido en forma colineal a través del conjunto 496 y paralelo con el indicador o proyección 498. Con el extremo distal del eje de accionamiento 496 colocado dentro del canal de recepción 500, se puede colocar un extremo proximal del eje de émbolo 504 dentro del canal de recepción del eje de émbolo 502 alineado colinealmente y adyacente. A medida que el eje de accionamiento 486 se desplaza a través del motor 484 y del cuerpo proximal 482, la fuerza de traslación se puede transmitir a través del conjunto del interruptor 496 al eje del émbolo 504 y hacia abajo al émbolo 492, que puede desplazarse a través de la cámara principal 472 para efectuar la inyección de tejido. El émbolo 492 puede incorporar una junta 494 alrededor de su periferia así como una junta 506 a lo largo del eje del émbolo 504 a lo largo de una barrera de la bomba 508 entre la cámara principal 472 y el cuerpo proximal 482 para evitar o inhibir que el fluido escape de las cámaras 490A, 490B o entre las mismas.

Antes y durante la inyección de tejido graso a través del conjunto de la bomba 470, el conjunto del circuito 488 puede iniciar el dispositivo y controlar el suministro de alícuotas desde el conjunto 470. Un ejemplo se muestra en la vista posterior de la Fig. 52A y en las vistas laterales en sección transversal y en perspectiva de las Figs. 52B a 52D, que muestran el conjunto de la bomba 470 sin la carcasa del mango para mayor claridad. Como se puede ver en la Fig. 52B, al conectar el cartucho al conjunto del mango y activar el conjunto, el conjunto del circuito 488 puede poner en marcha el motor 484 para colocar el émbolo 492 en una posición de cebado en la que el émbolo 492 se coloca proximalmente dentro de la cámara principal 472 y en la que el indicador o la proyección 498 o el conjunto del interruptor 496 se encuentra colocado proximalmente dentro del cuerpo proximal 482, de manera que el indicador o la proyección 498 activa o acciona el sensor proximal 510.

La Fig. 52C muestra un ejemplo de cómo el émbolo 492 puede desplazarse a través de la cámara principal 472 hasta que se ha alcanzado su distancia máxima de desplazamiento, donde la primera cámara 490A se expande para recibir tejido graso y la segunda cámara 490B correspondiente se comprime para inyectar el tejido contenido en su interior. El indicador o proyección 498 se traslada correspondientemente a través del cuerpo proximal 482 hasta que activa el sensor distal 512, lo que puede proporcionar una indicación al conjunto del circuito 488 de que se ha alcanzado la posición máxima de desplazamiento.

La Fig. 52D muestra un ejemplo de la posición inicial del émbolo 492 donde ambas cámaras 490A, 490B han sido evacuadas de cualquier aire o fluido extraño y el dispositivo está listo para un accionamiento posterior. El borde proximal del indicador o proyección 498 puede simplemente interrumpir el sensor proximal 510 para proporcionar una indicación al conjunto del circuito 488 de que el conjunto de la bomba 470 está en la posición inicial y listo para una nueva inyección de tejido.

Las Figs. 53A a 53C muestran vistas laterales detalladas del cuerpo proximal 482 para mostrar el uso correspondiente de los sensores proximal 510 y distal 512. Como se muestra en la Fig. 53A, el conjunto de la bomba se ha accionado inicialmente para cebar la cámara principal 472 colocando el émbolo 492 en su posición proximal, donde se maximiza la segunda cámara 490B y el indicador o proyección 498 se coloca para accionar el sensor proximal 510. Además, se muestra una vista frontal detallada y una vista lateral en sección transversal parcial del sensor distal 512 para ilustrar una variante del sensor que se puede utilizar. El sensor proximal 510 y/o el sensor distal 512 pueden configurarse como una estructura en forma de yugo que define un canal de recepción indicador 514 a través del cual puede pasar el indicador o proyección 498. Se puede colocar un receptor/emisor de señal infrarroja 516 a lo largo de un elemento para pasar un haz infrarrojo entre los elementos. Debido a que el conjunto del interruptor 496 puede fabricarse con un material opaco (por ej., plástico ABS, metal, etc.), una vez que el indicador o proyección 498 pasa por el receptor/emisor 516, el haz puede interrumpirse e indicar al conjunto del circuito 488 que el conjunto del interruptor 496 está cerca del sensor proximal 510 o distal 512.

Aunque el sensor proximal 510 o distal 512 se muestran como sensores infrarrojos, se puede utilizar cualquier número de sensores alternativos con los dispositivos aquí descritos. Por ejemplo, pueden utilizarse sensores láser, contactos eléctricos o cualquier otro mecanismo de detección adecuado.

Una vez que el conjunto 470 ha sido cebado y activado, el disparador 349 se puede accionar inicialmente para activar el motor 484 para accionar el eje 486 para mover el émbolo 492 a una posición de inicio donde el conjunto del circuito 488 puede registrar una posición del émbolo a cero. El eje de accionamiento 486 puede mover el indicador o proyección 498 distalmente hasta que el borde proximal del indicador 498 solo interrumpa al sensor proximal 510, como se muestra en la Fig. 53B. El émbolo 492 se puede mover a su posición inicial dentro de la cámara principal 472, preparado para iniciar la transferencia de tejido a través de la primera y segunda cámaras 490A, 490B. A medida que se acciona el disparador 349, el motor 484 puede mover el eje de accionamiento 486 distalmente para mover el conjunto del interruptor 496 y el émbolo 492 a través del conjunto de la bomba 470 hasta que el indicador o proyección 498 activa el sensor distal 512 que actúa como un activador limitante, tal como se muestra en la Fig. 53C. Al detectar el indicador o proyección 498 en su posición distal, el conjunto del circuito 488 puede invertir la dirección del eje de accionamiento 486 y el émbolo 492 para inyectar el tejido contenido dentro de la primera cámara 490A y rellenar el tejido en la segunda cámara 490B, como se ha descrito anteriormente.

Aparte de la transferencia de movimiento lineal del eje de accionamiento 486 en el eje del émbolo 504 y émbolo 492, el conjunto del interruptor 496 puede funcionar como aislante térmico para evitar o inhibir la transferencia de calor del motor 484 al tejido contenido dentro de la primera y segunda cámaras 490A 490B, como se muestra en la vista lateral en sección transversal parcial de la Fig. 54. Debido a que el motor 484 puede alcanzar temperaturas de alrededor de 120° C, puede producirse muerte celular por la exposición a temperaturas superiores a 37° C. El calor generado por el motor 484 (por ej., 60%-80%) puede ser conducido hacia el eje de accionamiento 486 y a través del mismo. Sin embargo, debido a la separación entre el eje de accionamiento 486 y el eje del émbolo 504 y la superficie de contacto mínima entre los extremos del eje y el conjunto del interruptor 496, que puede estar fabricado con un material aislante térmico como plástico ABS, cualquier conducción de calor desde el motor 484 a través del eje de accionamiento 486 y hacia el eje del émbolo 504 es mínima, evitando así la muerte celular por exposición al calor.

La Fig. 55A muestra otra vista en perspectiva del conjunto de la bomba 470 sin el conjunto del circuito 488 para mayor claridad. Como se puede ver, el conjunto del interruptor 496 con el indicador o proyección 498 puede verse colocado de forma que se pueda deslizar entre el sensor proximal 510 y el sensor distal 512. La Fig. 55B también muestra una vista lateral de la tapa distal 520 y del canal en ángulo 478 que puede cubrir el extremo distal del cuerpo distal 474. Una vista posterior del cuerpo distal 474 también se puede ver en la Fig. 55C que muestra los canales 522, 524 y sus respectivas aberturas de lumen 526A, 526B, 526C, 526D en comunicación fluida con el puerto 476. Asimismo, la Fig. 55D muestra una vista posterior de la cámara principal 472 con las correspondientes aberturas 526A', 526B', 526C', 526D' para el acoplamiento fluido con las aberturas del lumen 526A, 526B, 526C, 526D. Para todos los canales y puertos internos, los diámetros respectivos pueden variar, por ej., de 1 a 27 mm a 6,35 mm (0,050 pulg. a 0,250 pulg.) en esta variante, aunque otras variantes pueden incluir lúmenes de tamaño variable.

Sin embargo, cuando se calibran las longitudes y diámetros de los puertos y lúmenes (y los acabados superficiales), así como su posición relativa entre sí, hay varios factores que deben tenerse en cuenta para garantizar que el tejido adiposo siga siendo viable y sobreviva durante el bombeo y la implantación. Por ejemplo, estos factores se vuelven relevantes, ya que pueden afectar directamente al flujo y a las tensiones de cizallamiento impartidas sobre el tejido adiposo y, en última instancia, determinar si el tejido sobrevive al proceso de implantación.

La primera cuestión que se debe tener en cuenta es el medio, es decir, el medio bombeado puede estar compuesto de tejido adiposo, tejido conectivo y posiblemente aditivos (mezclados antes de la inyección). Los puertos, lúmenes y válvulas deben tener un tamaño y estar colocados de modo que pueda pasar el coloide.

La segunda cuestión a considerar es que el pistón 492 pueda moverse a cualquier número de velocidades determinadas por el motor 484. Los puertos, lúmenes y válvulas deben tener un tamaño y estar colocados (como se ha descrito anteriormente) para acomodar la velocidad de bombeo y garantizar que las pérdidas de carga no conduzcan a una sobrepresurización o a una tensión excesiva en el medio. Es decir, el tamaño del puerto, lumen y las válvulas aquí descritos son específicos para el suministro y el paso del tejido adiposo y, por tanto, tienen un tamaño que garantiza que se minimice la presión excesiva sobre el tejido y así se garantiza la viabilidad del tejido.

La tercera cuestión a tener en cuenta son las válvulas que funcionan con diferenciales de presión, como las válvulas de clapeta o de pico de pato, en las que la orientación y la colocación de estas válvulas son esenciales para garantizar que componentes como los septos pasen a través de las válvulas sin interferir con la válvula o con las presiones recíprocas que abren, cierran y sellan los conductos de flujo. Más específicamente, las válvulas de clapeta se articulan desde una posición con la presión más baja (flujo más bajo) en la trayectoria del flujo para asegurar que los septos pasen a través de la válvula. La orientación incorrecta de la clapeta permite que los septos queden atrapados en la clapeta de tal manera que los septos se abran camino hacia la articulación hasta que la articulación quede unida y la clapeta falle.

Se puede ver un ejemplo en la vista lateral y posterior de las Fig. 55E y 55F, que muestran una válvula representativa tipo pico de pato 525 colocada dentro del lumen 521 con tejido adiposo 523 fluyendo a través del mismo. Dichas válvulas 525 pueden estar situadas en todo el conjunto de la bomba. La válvula 525 puede verse en la Fig. 55F, donde las valvas de la válvula están orientadas para abrirse en una orientación ascendente y descendente en relación con la trayectoria de flujo del tejido 523. Debido a que las áreas donde convergen las valvas de las válvulas 527 representan zonas de pinzamiento donde el tejido 523 puede acumularse y unirse, la orientación de la válvula 525 para mantener las valvas en la orientación ascendente-descendente garantiza que las áreas convergentes 527 estén situadas a lo largo de los lados donde es menos probable que el tejido 523 se una. Si las áreas convergentes 527 se hicieran girar, por ej., 90 grados, de tal manera que las valvas de la válvula estuvieran orientadas de izquierda a derecha en relación con el flujo del tejido, el tejido 523 podría ser más propenso a acumularse y unirse alrededor de las áreas 527, ensuciando así la válvula 525.

Otro ejemplo se muestra en las vistas laterales y posteriores de las Figs. 55G y 55H que muestran una válvula representativa tipo clapeta 529 que puede girar alrededor de la articulación 531. De manera similar, la válvula 529, al girar para abrir/cerrar, puede tener áreas convergentes 533 que pueden pellizcar el tejido a medida que fluye y donde el tejido es probable que pueda acumularse y unirse. Tener las áreas de convergencia 533 orientadas a lo largo del lado izquierdo y derecho de la válvula 529 puede ayudar a garantizar que el tejido 523 tenga menos probabilidad de unirse alrededor de la válvula 529. De manera similar, si las áreas convergentes 533 se hicieran girar, por ej., 90 grados, de tal manera que la articulación 531 tuviera una orientación ascendente-descendente, el tejido 523 podría ser más propenso a unir y ensuciar la válvula 529.

La Fig. 55I muestra una vista lateral de un ejemplo en el que tener la válvula 529 orientada de la manera que se muestra y describe puede ser particularmente útil para reducir o inhibir que se una el tejido a la válvula 529 o alrededor de ella. En este ejemplo, la válvula de clapeta 529 puede estar articulada 531 a lo largo de la parte superior en relación con el flujo de tejido, particularmente donde el lumen 521 puede doblarse o curvarse en sentido ascendente o descendente cerca de la válvula 529. Como se puede ver, la válvula 529 puede estar articulada 531 para girar hacia arriba en relación con el flujo solo proximal o en sentido ascendente a donde el lumen 521 se dobla o curva, como en una curva de 90 grados. En otras variantes, la válvula 529 también puede colocarse distal con respecto a la curva de la misma manera que se muestra y describe. Colocar la articulación 531 frente a la ubicación que se muestra y describe (es decir, a 180 grados de la posición mostrada) puede parecer que garantiza un cierre seguro de la válvula 529 al realizar un sellado correcto, aprovechando una diferencia de presión recíproca relativamente grande. Sin embargo, colocar la articulación 531 de esta manera puede en realidad dificultar el cierre apropiado de la válvula 529 debido a las dificultades para acumular tejido alrededor de las áreas convergentes y puede en realidad impedir el sellado adecuado de la válvula 529.

Una cuarta cuestión que se debe tener en cuenta está relacionada con el factor de forma, donde una vez que los puertos, lúmenes y válvulas tienen el tamaño adecuado y se han colocado correctamente, es deseable que el factor de forma sea lo suficientemente pequeño como para caber dentro de los confines de un dispositivo portátil que mantiene los medios desechados al mínimo. Es decir, la colocación del puerto, el lumen y la válvula como se describe en este documento se dimensiona y se ubica para garantizar que el conjunto tenga el tamaño óptimo para configurarse en el conjunto portátil que se muestra, por ejemplo, en las Figs. 36A a 36J.

Además, aunque estas consideraciones son generalmente para el tejido adiposo y su composición particular, también pueden aplicarse a otros materiales como los coloides, en los que el tejido está compuesto por tejido autólogo y uno o más suplementos añadidos para mejorar el rendimiento del injerto.

Como se ha descrito antes, mientras el indicador o proyección 498 actúa como un codificador lineal, el conjunto puede incorporar un sensor de posición lineal 530, por ej., una resistencia de detección de posición FSLR, colocada a lo largo del cuerpo proximal. El conjunto del interruptor 496 puede incorporar un émbolo 532, por ej., un émbolo esférico, que mantiene una fuerza sobre el sensor de posición lineal 530 a medida que el conjunto del interruptor 496 atraviesa el cuerpo proximal, como se muestra en las vistas laterales en sección transversal parciales de las Figs. 56A y 56B. La posición del émbolo 532 sobre el sensor de posición lineal 530 puede proporcionar la posición del conjunto del

interruptor 496 y, por tanto, la posición del émbolo dentro de la cámara principal 472 en todo momento al conjunto del circuito 488.

Como se muestra en la Fig. 56A, la posición inicial de cebado 534 puede corresponder con 0,0 V como condición de arranque y la posición inicial puede corresponder con 0,75 V como salida por el sensor de posición lineal 530 y según registra el procesador en el conjunto del circuito 488. Una vez que se activa, ceba y mueve el conjunto de la bomba 470, a la posición inicial 536, es decir, una distancia D0 desde la posición inicial de cebado 534 a la posición inicial 536, el conjunto del circuito 488 puede comenzar a medir y comparar voltajes en cada posición subsiguiente a lo largo del sensor de posición lineal 530 y comparar las diferencias relativas. Por ejemplo, el émbolo 492 puede programarse para que se mueva de forma escalonada de forma que el émbolo 492 se mueva de su posición inicial P0 a cualquier número de posiciones escalonadas posteriores P1, P2, P3, P4, P5 correspondientes a cada volumen bombeado desde el conjunto 470, como se muestra en la Fig. 56C. Si esas diferencias medidas permanecen constantes, la bomba está funcionando correctamente. Sin embargo, si las diferencias comienzan a leerse de manera diferente, por ej., relativamente más bajas, entonces esto puede ser una indicación de que la bomba está funcionando mal o puede indicar la presencia de una obstrucción en la bomba.

A medida que el émbolo 492 se desplaza, puede desplazarse a una velocidad suficiente para bombear el tejido en cualquier lugar, por ej., entre 0,1 a 2,5 cc por segundo, sin dañar el tejido. Además, el sistema de bombeo puede mantener una presión interna, por ej., entre 381 mmHg (15 inHg) (vacío) y 1295 mmHg (51 inHg) (presión).

El conjunto del circuito 488 puede verificar constantemente si hay obstrucciones y si se han eliminado. Cada vez que se dispensa una alícuota y el pistón 492 se detiene (por ej., en la posición escalonada posterior P1, P2, P3, P4, P5, etc.), se puede almacenar un valor de posición del pistón (recuento) asociado en el conjunto del circuito 488 y compararlo con los recuentos de alícuotas anteriores. En condiciones normales de funcionamiento, el cambio de recuento se puede repetir dentro de cierta tolerancia (la tolerancia tiene en cuenta cualquier histéresis del sistema o variación de fabricación/componente). Cuando tiene lugar una obstrucción, se acumula presión y el pistón 492 no puede moverse tan lejos como debería, el recuento resultante cae fuera del rango de tolerancia y se indica una obstrucción. Cuando se elimina una obstrucción (ya sea por sí sola o con intervención externa, como por ejemplo al sustituir la cánula), los recuentos vuelven a estar dentro de las tolerancias normales y el indicador de obstrucción desaparece.

La detección de obstrucciones se vuelve más compleja con la capacidad de la bomba de suministrar dos alícuotas de diferente tamaño, así como una plataforma que puede programarse para proporcionar una gama de tamaños de alícuotas predeterminados para seleccionar. Por consiguiente, el plan de detección de obstrucciones también puede ser igualmente flexible.

El conjunto del circuito 488 puede proporcionar esta flexibilidad al comparar los recuentos de las posiciones almacenadas consecutivamente y los parámetros programados para detectar obstrucciones (y eliminaciones de obstrucciones). Las obstrucciones pueden indicarse si se ha producido una condición de fuera de tolerancia dentro de cualquiera de los suministros de alícuotas anteriores, por ej., de 1 a las últimas 8 alícuotas. Se puede indicar una señal de que no hay ninguna obstrucción de manera similar y tiene prioridad sobre una obstrucción indicada. Por ejemplo, suponiendo que el conjunto del circuito 488 esté programado para hacer recuento regresivo N = 6 alícuotas para las obstrucciones y N = 2 para las obstrucciones eliminadas, cada vez que el pistón 492 se detiene, se puede registrar el recuento y el conjunto del circuito 488 puede examinar la diferencia entre el recuento actual y los 6 recuentos de alícuotas anteriores. Si la comparación del recuento está fuera de rango, se indica una obstrucción. A continuación, la comparación del recuento se realiza con 2 recuentos regresivos de alícuotas y, si se encuentra dentro del rango de tolerancia, se emite una señal de 'sin obstrucciones' y se puede borrar cualquier indicación de obstrucción anterior y se indica que no hay ninguna obstrucción. Si la diferencia está fuera de rango y el indicador de obstrucción está fijado, se indica una obstrucción.

Dado que los parámetros de alícuotas se almacenan en el dispositivo para los tamaños de alícuotas preprogramados, cuando el usuario selecciona un tamaño de alícuota diferente, los nuevos parámetros se pueden utilizar para evaluar las condiciones de obstrucción/eliminación de la obstrucción para el nuevo tamaño sin necesidad de reiniciar el dispositivo o volver al punto de inicio.

En caso de una obstrucción u oclusión en la bomba, un indicador o alarma visual o auditiva puede alertar al usuario. Por ejemplo, una placa LED 550 ubicada a lo largo del tapón luer-lock 480, como se muestra abajo en la Fig. 58A, puede iluminarse. Además, si la obstrucción parece haberse eliminado (ya sea por sí sola o manualmente) y las diferencias de voltaje vuelven a un nivel uniforme, entonces el indicador o alarma puede apagarse por sí mismo.

El motor 484 es controlado por el conjunto del circuito 488 para ser accionado en una cantidad definida de pasos que equivalen al volumen de dispersión deseado de tejido. El número de alícuotas que se pueden bombear sin cambiar la dirección del motor 484 se puede definir por el volumen de alícuotas y el número de pasos necesarios. Por ejemplo, si una alícuota de un volumen de tejido de 0,5 cc requiere 100 pasos del motor 484 y el émbolo 492 para dispensar desde la bomba y el número total de pasos disponibles en una sola dirección de bombeo se fija en 450, entonces el procesador en el conjunto del circuito 488 puede determinar que el conjunto de la bomba 470 puede producir cuatro alícuotas de 0,5 cc antes de tener que cambiar la dirección del motor. Evitar los cambios de dirección de la bomba a mitad del suministro de una alícuota puede ayudar a evitar cualquier inconsistencia relacionada con el cambio de

dirección en el tamaño del volumen suministrado. Sin embargo, incluso si es necesario cambiar la dirección del motor 484, el volumen de tejido dispensado puede mantenerse continuo y preciso durante la inyección de tejido.

Además, el conjunto del circuito 488 puede programarse para hacer avanzar automáticamente el émbolo 492 un número predeterminado de pasos para el suministro de alícuotas medidas. Por ejemplo, cada vez que se presiona el disparador de accionamiento 349, el émbolo 492 puede avanzar en pasos «pequeños» o «grandes» hasta que se suministre un número predeterminado de pasos o un volumen predeterminado. Al presionar el controlador 357 una o dos veces o un número predeterminado de veces, el conjunto del circuito 488 puede programarse para aceptar un suministro de alícuotas relativamente pequeño o grande por paso, mientras que el disparador de accionamiento 349 permanece presionado. Por ejemplo, el volumen de alícuotas puede variar para un suministro de 0,5 cc o 1,0 cc por paso o incrementos menores de 0,2 cc o 0,4 cc por paso o cualquier otro incremento que se desee.

De acuerdo con la invención, el conjunto del circuito 488 y el microprocesador están programados para evitar cambios de dirección en mitad de la alícuota utilizando una función de «anticipación». Cuando la bomba se activa inicialmente y el pistón 492 se mueve fuera de su posición de cebado, el conjunto 488 puede recordar la posición inicial. Dado que la longitud total de la carrera del cilindro se conoce por su diseño, el conjunto «sabe» dónde se encuentra el pistón 492 en relación con la posición inicial, ya que se desplaza hacia adelante y hacia atrás a través del cilindro durante el proceso de bombeo. Antes de bombear la siguiente alícuota, el conjunto «anticipa» si hay suficiente recorrido para dispensar una alícuota completa. Si lo hay, el pistón 492 puede continuar en su dirección de marcha. Si no hay suficiente recorrido, el pistón 492 se invierte automáticamente y comienza a bombear en la dirección opuesta.

Si bien este método se ocupa de la mayoría de alícuotas, existen otras tres condiciones alternativas. La primera condición es que la alícuota preprogramada que sea mayor se pueda suministrar en una sola carrera a través del cilindro, lo que hace que la función de «anticipación» sea potencialmente inaplicable. En este caso, se pueden añadir una serie de parámetros para tener en cuenta cualquier inconsistencia que pueda estar relacionada con un cambio de dirección. Específicamente, el pistón 492 puede sobrecargarse con una cantidad predeterminada (por ej., definida por variables únicas para la dirección proximal y distal y para tamaños de alícuotas predeterminados), suministrando así el material adicional perdido durante un cambio de dirección.

La segunda condición a tratar es cuando la ubicación real del pistón puede perder sincronización con la ubicación conocida, lo cual puede ocurrir cuando el motor de velocidad gradual 484 se desliza, como cuando la bomba se atasca. En este caso, el pistón 492 alcanzará finalmente el extremo distal del interruptor de límite, donde la ubicación del pistón se resincroniza y los parámetros de fin de carrera definen cuánto más debe avanzar el pistón 492 en la dirección opuesta para completar la alícuota.

La tercera condición se refiere a lo que sucede si se cambia el tamaño de la alícuota durante el procedimiento. Si el tamaño de la alícuota se cambia a mitad del procedimiento, el conjunto del circuito 488 puede determinar hacia dónde debe moverse el pistón 492 inmediatamente después del cambio y si puede acomodar el cambio o si sobrecargará el desplazamiento del pistón para garantizar que se suministre el tamaño de alícuota deseado. En el caso de que el pistón 492 no esté donde se espera, el interruptor de límite de fin de carrera resincroniza la ubicación del pistón con su posición inicial para garantizar que todos los tamaños de alícuotas sean uniformes.

Los volúmenes y pasos descritos anteriormente pretenden ser ilustrativos de los diversos parámetros que el usuario puede ajustar con los dispositivos aquí descritos. Por tanto, el número de pasos por accionamiento del disparador, así como el volumen dispensado por paso (volumen de alícuota), la tasa de pasos, el tiempo de permanencia, etc., pueden variar en cualquier rango adecuado, dependiendo de la aplicación deseada y del volumen a dispensar.

Aparte de controlar el avance del émbolo 492, otra característica de acuerdo con la invención se muestra en las vistas laterales detalladas de las Figs. 57A y 57B. Cuando se introduce tejido en las cámaras 490A, 490B puede acumularse aire atrapado o residuos 540 dentro de una o ambas cámaras 490A, 490B particularmente debido al

sellado circunferencial 494 alrededor del émbolo 492. Para eliminar este aire o residuos 540, se hace que una parte proximal de la cámara de bombeo tenga un diámetro interior de cebado PD, por ej., 13,20 mm (0,520 pulg.), que es mayor que el diámetro interior BD, por ej., 12,7 mm (0,500 pulg.), de las cámaras 490A, 490B. Los diámetros se proporcionan como ejemplos de la cantidad de espacio libre que se puede proporcionar y las diferencias de diámetro, y no se pretende que sean limitativos.

El área alrededor del diámetro interior de cebado PD está en comunicación fluida a través de la abertura 548 en comunicación fluida con el canal de fluido 546 a través del cual se bombea el tejido dentro de la cámara 490A. El diámetro interior de cebado PD puede proporcionar suficiente espacio libre para la junta 494 de tal manera que cuando el émbolo 492 se mueve inicialmente a su posición de cebado (como se ha descrito anteriormente), el aire o los residuos 540 de una o ambas cámaras 490A, 490B puedan escapar a través de la abertura 548, como se muestra en la Fig. 57B, y evitar ser inyectados en el cuerpo de la paciente. También se muestran la junta de la bomba unida 542 y el sellado del eje 544.

Dado que se proporciona suficiente espacio libre alrededor de la junta 494 cuando se coloca en su ubicación de cebado dentro del diámetro interior de cebado PD, los lípidos libres dentro del tejido adiposo son capaces de capilarizar alrededor de la junta 494 y también proporcionan lubricación a la junta 494 a medida que pasa a través de la cámara principal 472. Por tanto, el conjunto de bombeo se puede proporcionar al usuario con el émbolo 492 y la junta 494

colocados en su posición de cebado, como se muestra en la Fig. 57B, lo que evitará que la junta 494 se asiente si se comprime de cualquier forma. Además, debido a que el tejido graso introducido en el sistema puede actuar como el propio lubricante, el sistema de bombeo se puede proporcionar sin lubricación adicional.

5 Otra característica que puede ser incorporada en cualquiera de las variaciones aquí descritas en la medida de lo posible se muestra en las vistas laterales y en las vistas en perspectiva detalladas de las Figs. 58A y 58B. Como se puede ver, la conexión de la cánula al conjunto de bombeo también puede incorporar una característica que desacopla o aísla cualquier fuerza aplicada a la cánula del resto del conjunto de bombeo. Una variante se puede ver en la vista lateral de la Fig. 58A que muestra el canal en ángulo 478 y el tapón luer-lock 480. El acoplador de cánula 345 puede conectarse a una cánula de manera que las fuerzas aplicadas a la cánula durante la conexión y uso se desacoplen de la cámara principal, pero conserven la comunicación fluida a través del lumen 355. El canal en ángulo 478, con una tapa distal 558 unida al mismo, y el tapón luer-lock 480 se pueden unir mediante las conexiones 552, 554, 556 (por ej., unión, ajuste de interferencia, etc.) y mantener un eje longitudinal del tapón luer-lock 480 separado o desplazado de un eje longitudinal de la cámara principal.

10 Como se ha descrito antes, un indicador o alarma visual o sonora, como la placa LED 550, puede estar conectado proximalmente al acoplador de cánula 345 y puede encenderse o parpadear como indicación de que puede haber una obstrucción en el lumen 355 o en la cánula. Se pueden utilizar otras variantes de placa LED 550 en ejemplos alternativos.

15 Como se muestra en la vista en perspectiva de la Fig. 58B, el tapón luer-lock 480 también puede fijarse en la parte inferior del mango 566 para evitar que la transmisión de las fuerzas que se ejercen sobre la pareja 345 se transmita o imparta a la cámara principal. La parte inferior del mango 566 puede definir así los canales laterales 560, 562 y un tope proximal 564 dentro del cual puede asentarse el tapón luer-lock 480. Como se muestra en la vista posterior ilustrativa de la Fig. 58C, una vez que el tapón luer-lock 480 está colocado dentro del canal, las paredes de contacto del mango contra el tapón luer-lock 480 pueden impedir la rotación del tapón 480 en cualquiera de los ejes de rotación, es decir, en los ejes X, Y o Z. Además, una vez que la parte superior del mango 568 se coloca sobre el conjunto de la bomba y el tapón luer-lock 480, se puede evitar que el tapón luer-lock 480 y cualquier fuerza impartida sobre la cánula y el propio tapón luer-lock 480 se sigan transmitiendo.

20 Las aplicaciones de la invención descrita anteriormente no están limitadas a determinados tratamientos o zonas del cuerpo, sino que pueden incluir cualesquiera otros tratamientos y áreas del cuerpo. La modificación de los dispositivos descritos anteriormente para llevar a cabo la invención, y variantes de aspectos de la invención que son obvios para el experto en la técnica están previstos que se encuentren dentro del alcance de las reivindicaciones. Además, también se contemplan diversas combinaciones de aspectos entre los ejemplos y se considera que están dentro del alcance de las reivindicaciones.

35

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de bombeo de tejido, que comprende:
una cámara principal (472) con un émbolo (492) que se puede desplazar deslizándose en su interior;
una cánula de inyección (442) en comunicación de fluido con la cámara principal (472);
- 5 un motor (484) en comunicación con el émbolo (492); y un conjunto del circuito (488) que tiene un microprocesador (472) en comunicación eléctrica con el motor (484),
donde el microprocesador está programado para accionar el motor (484) de modo que el émbolo (492) avanza a través de la cámara principal (472) de forma escalonada donde cada paso define un volumen predeterminado de tejido para la inyección a través de la cánula (442),
- 10 se caracteriza porque el microprocesador está programado para
cambiar la dirección del émbolo (492) dentro de la cámara principal (472) cuando el volumen de tejido que queda por inyectar a través de la cánula (442) es menor que el volumen predeterminado de tejido que se inyectará en cada paso para mantener el volumen predeterminado de tejido en cada paso,
que la cámara principal (472) define un diámetro interior (BD) y un
- 15 diámetro interior de cebado (PD), el diámetro interior (BD) separa el diámetro interior de cebado (PD) de la cánula (442), el diámetro interior de cebado (PD) se dispone en una parte proximal de la cámara principal (472) y el diámetro interior de cebado (PD) tiene un tamaño mayor que el diámetro interior (BD) de la cámara principal (472), y
en el que la cámara principal (472) incluye una abertura (548) formada en una pared de la cámara principal (472) en el diámetro interior de cebado (PD) configurado para la expulsión de aire o residuos de la cámara principal (472).
- 20 2. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además un cuerpo proximal (482) situado entre la cámara principal (472) y el motor (484), que comprende en particular un conjunto del interruptor (496) colocado de modo que se pueda deslizar dentro del cuerpo proximal (482) y fijado al émbolo (492) por medio de un eje de émbolo (504), que comprende en particular un eje de accionamiento (486) acoplado al motor (484) y al conjunto del interruptor (496), en particular en el que el conjunto del interruptor (496) se compone de un material aislante térmico.
- 25 3. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además un lumen en ángulo (355) y un tapón luer-lock (480) en comunicación fluida entre la cámara principal (472) y la cánula de inyección (442), en el que el tapón luer-lock (480) se sitúa desplazado con respecto a la cámara principal (472), de modo que una fuerza impartida sobre la cánula (442) se aísla de la cámara principal (472).
- 30 4. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además un depósito (406) que se puede conectar fluidamente a la cámara principal (472), en particular en el que el depósito (406) contiene un volumen de tejido visible para el usuario.
- 35 5. El sistema de la reivindicación 2, que comprende además al menos dos activadores limitantes (510, 512) cada uno situado en los extremos proximal y distal del cuerpo proximal (482), en el que el conjunto del interruptor (496) está situado de modo que se pueda deslizar para interrumpir cada uno de los activadores limitantes (510, 512), y en el que los activadores limitantes (510, 512) comprenden sensores ópticos.
- 40 6. El sistema de la reivindicación 2, que comprende además un sensor de posición (530) adyacente al conjunto del interruptor (496) y en comunicación con el microprocesador, donde el conjunto del interruptor (496) mantiene contacto con el sensor de posición (530) durante el desplazamiento lineal.
- 45

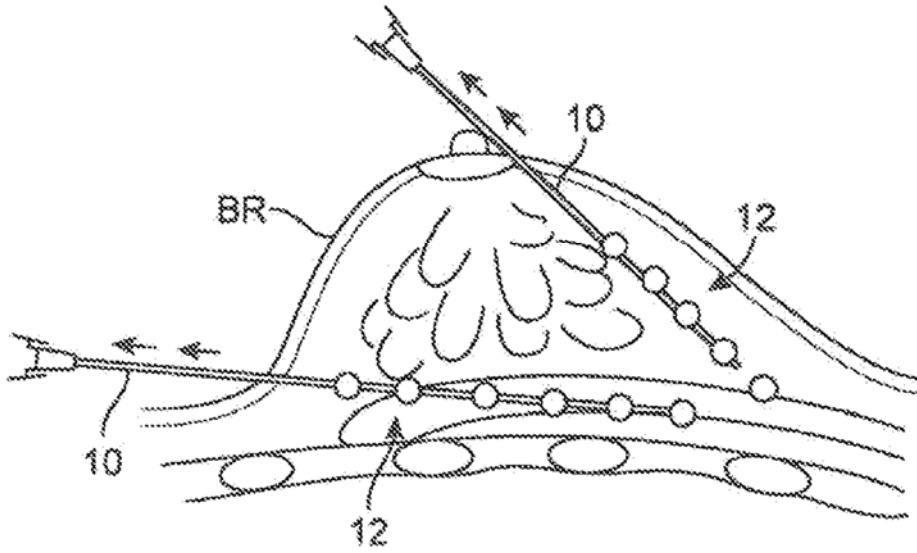


FIG. 1A

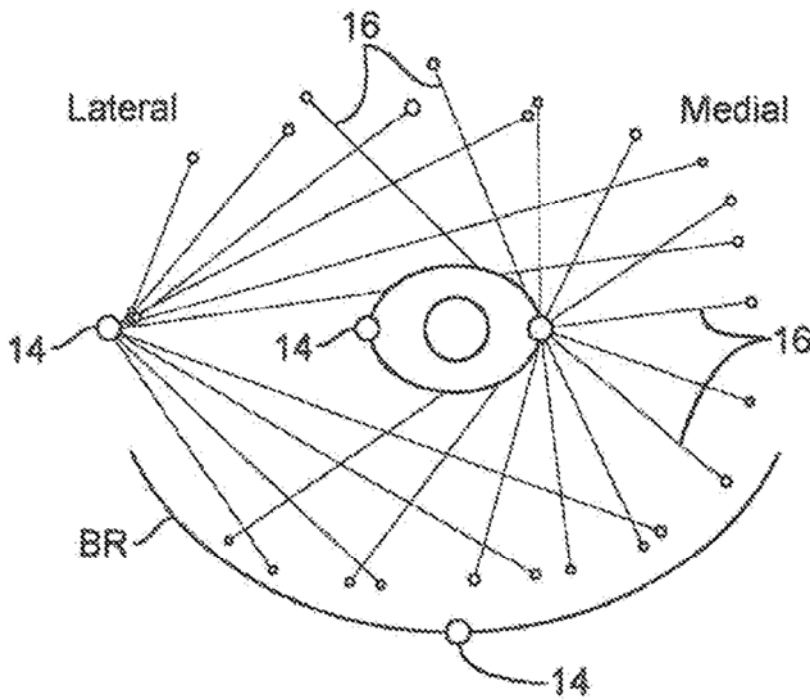


FIG. 1B

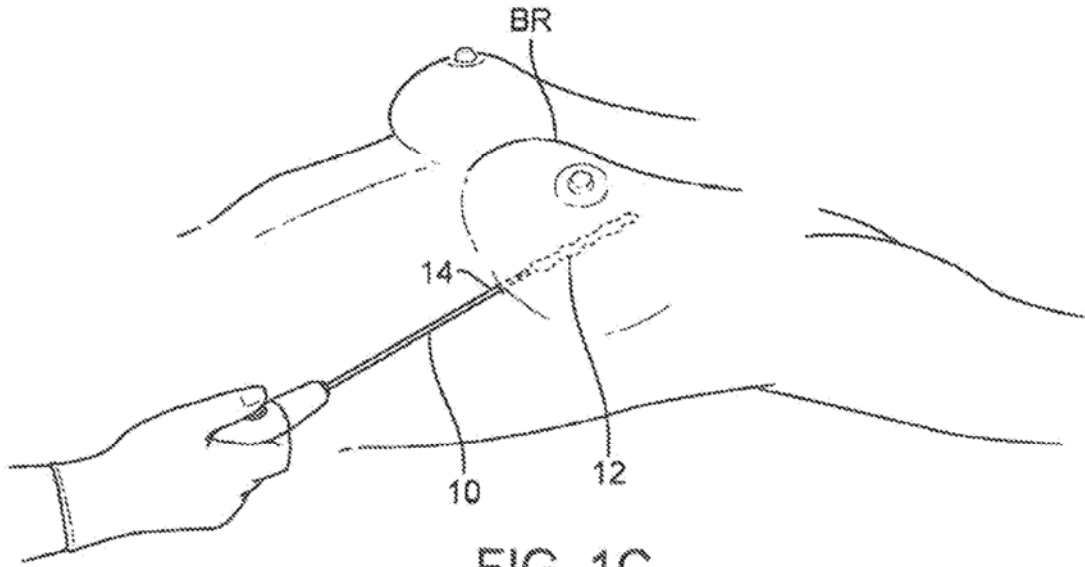


FIG. 1C

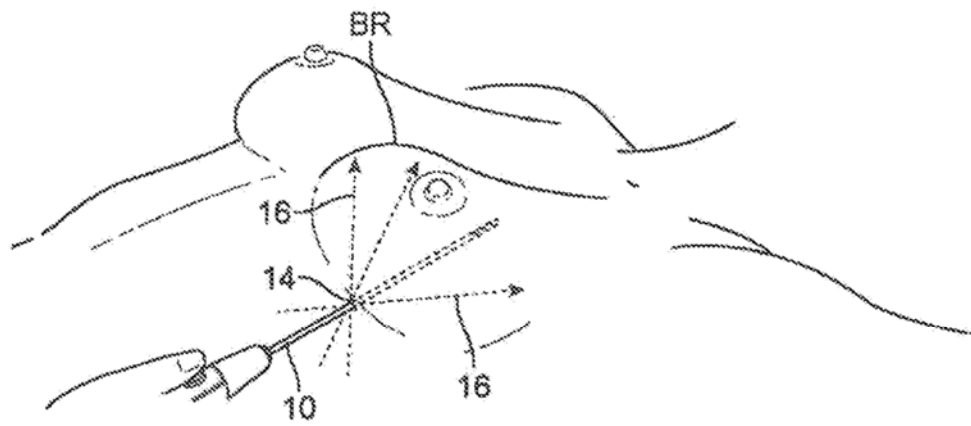


FIG. 1D

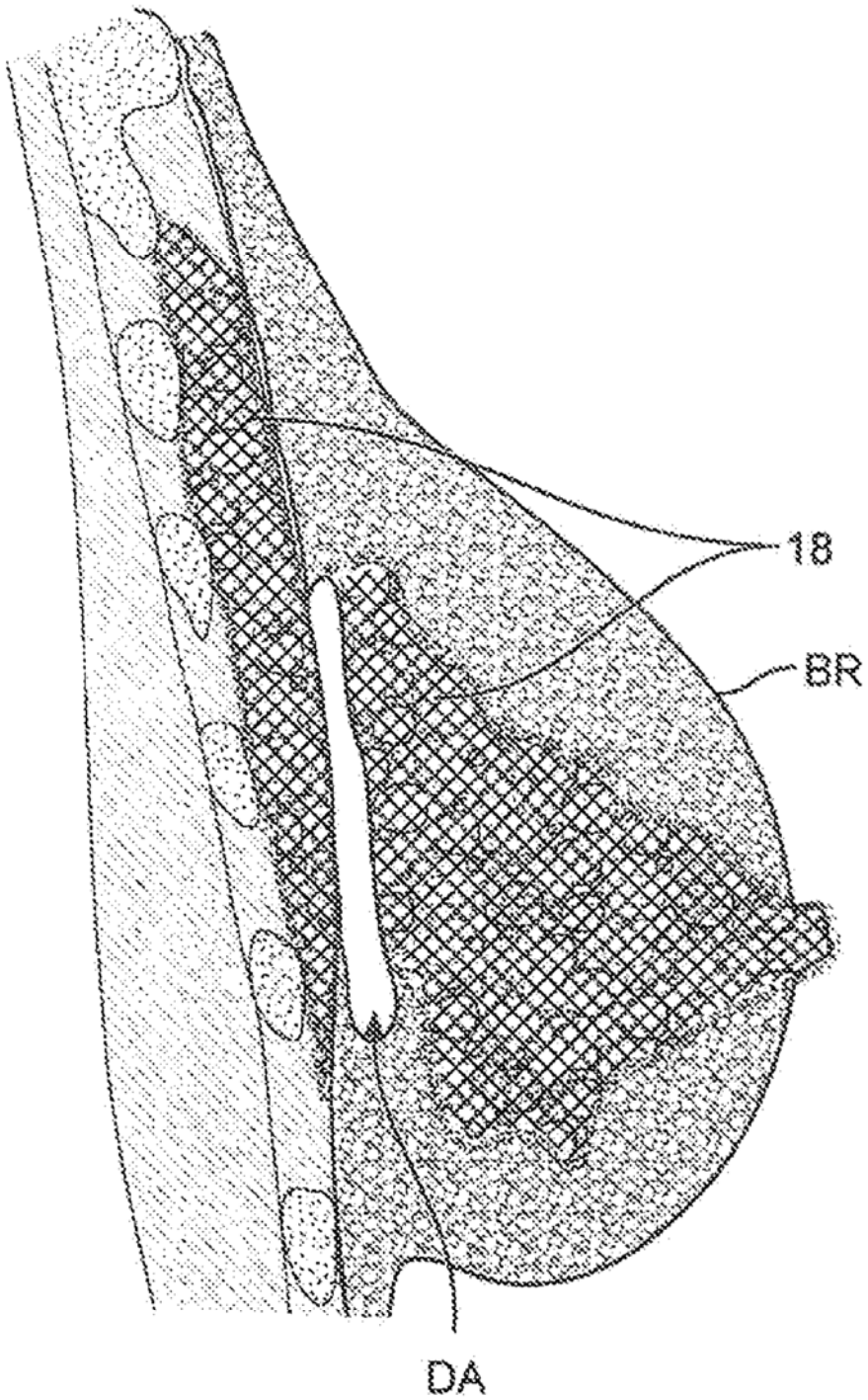
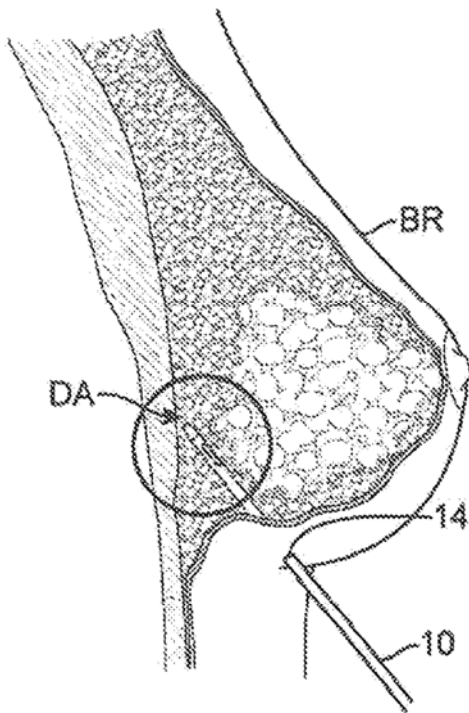
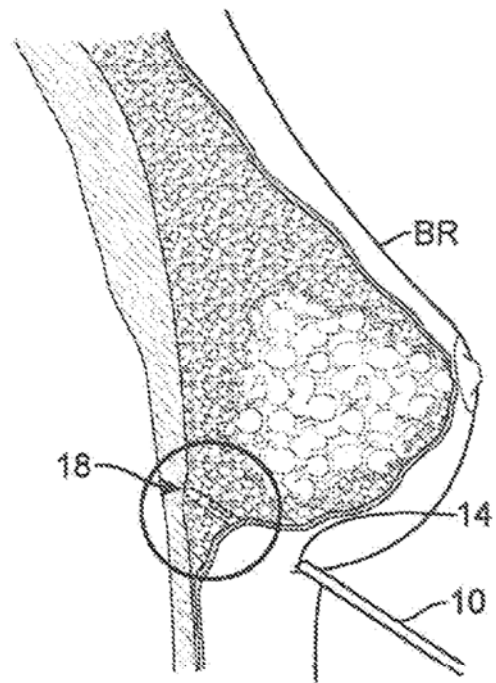
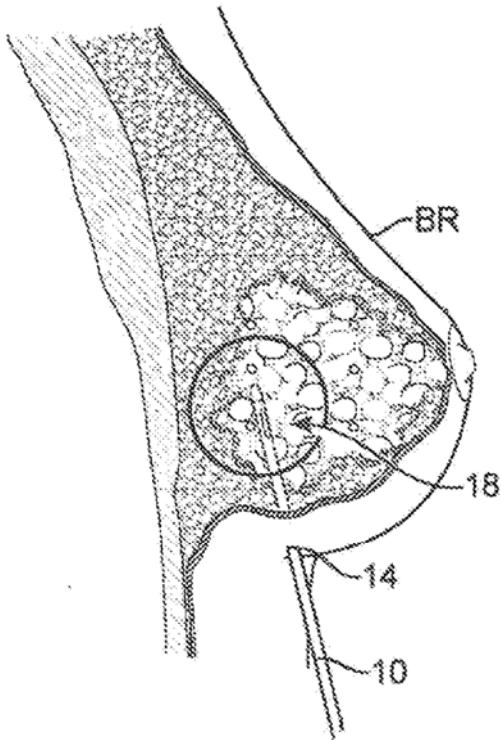


FIG. 1E



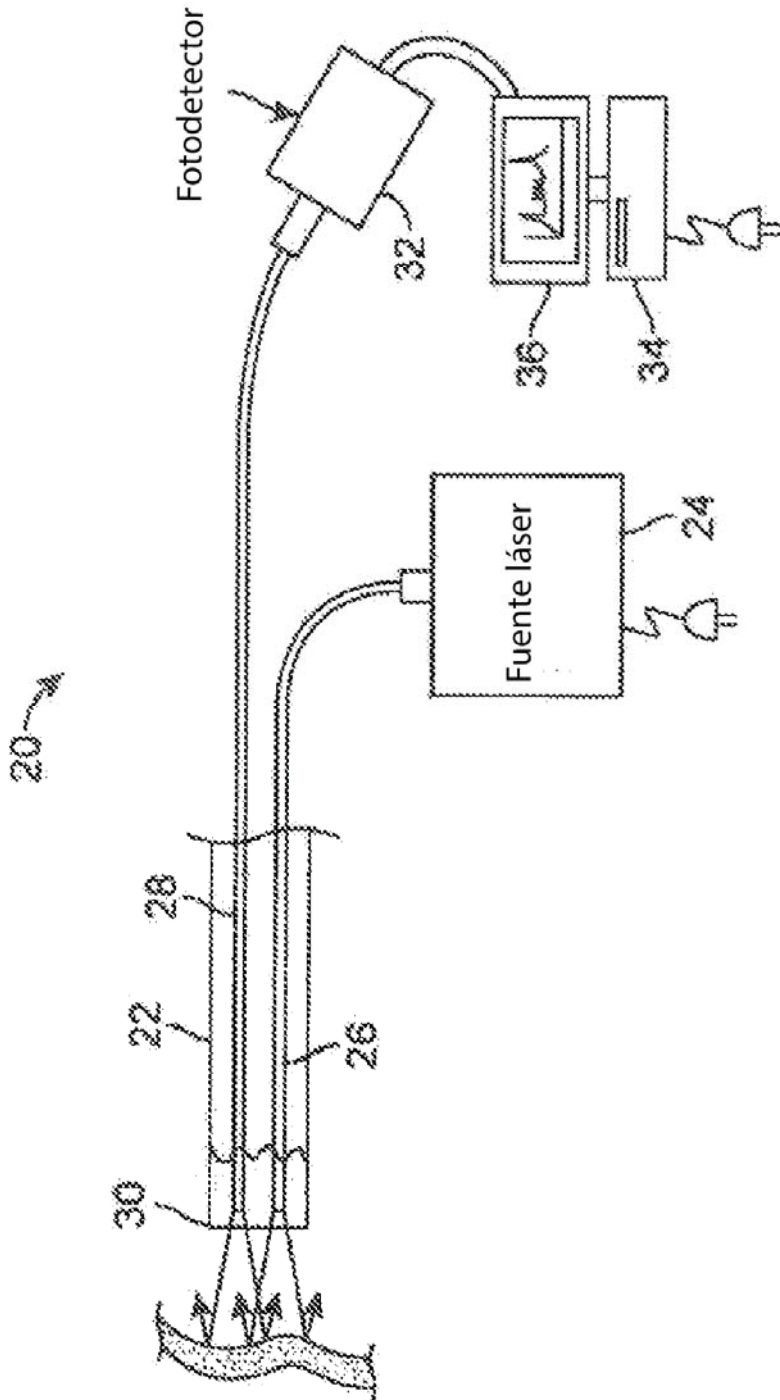


FIG. 2A

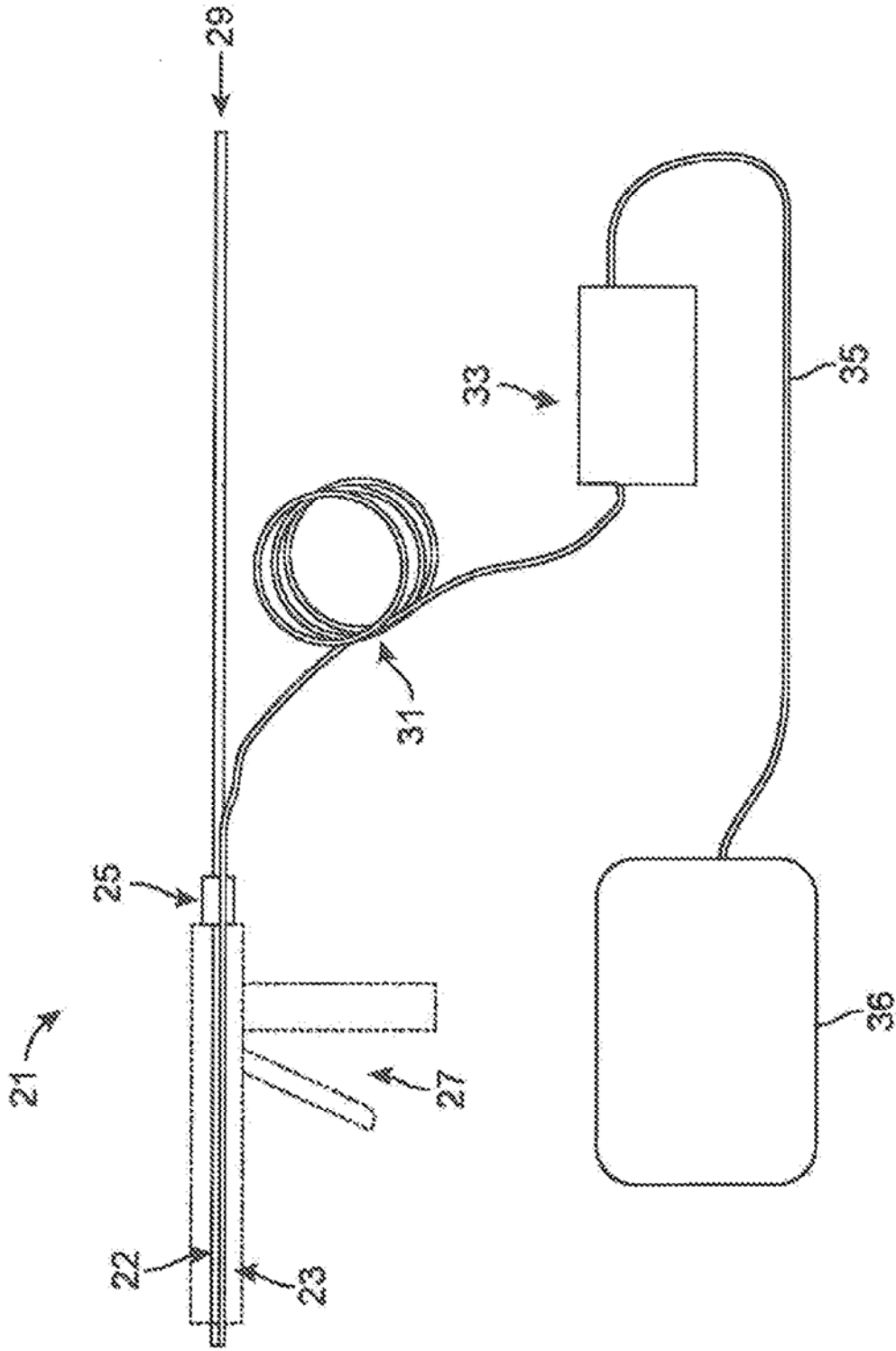


FIG. 2B

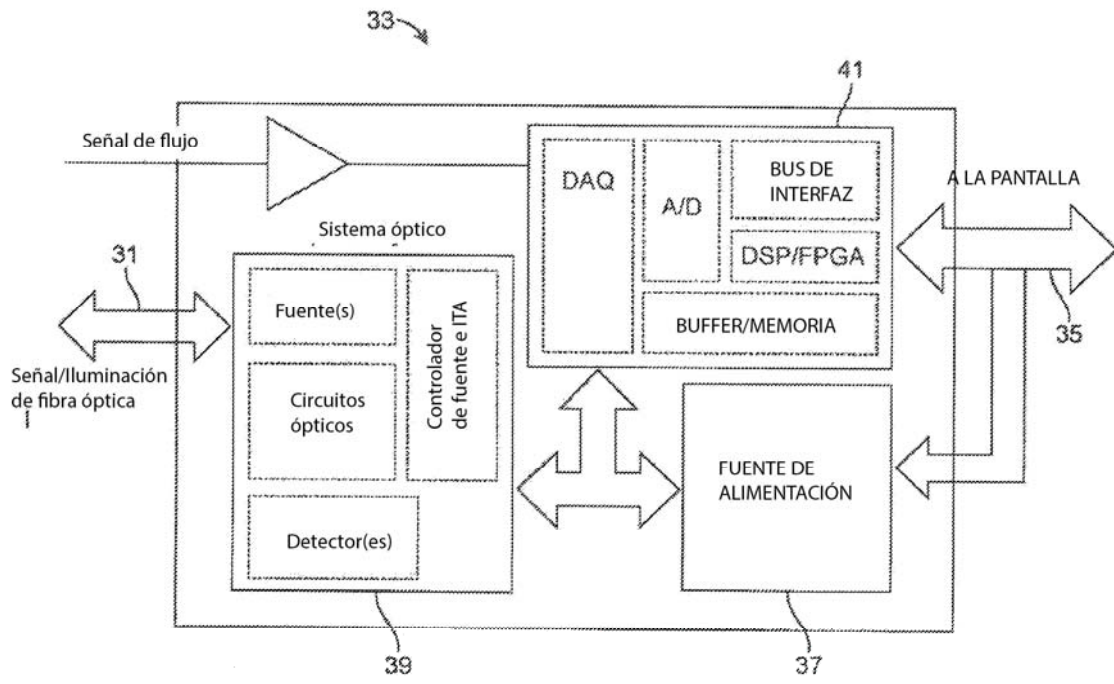


FIG. 2C

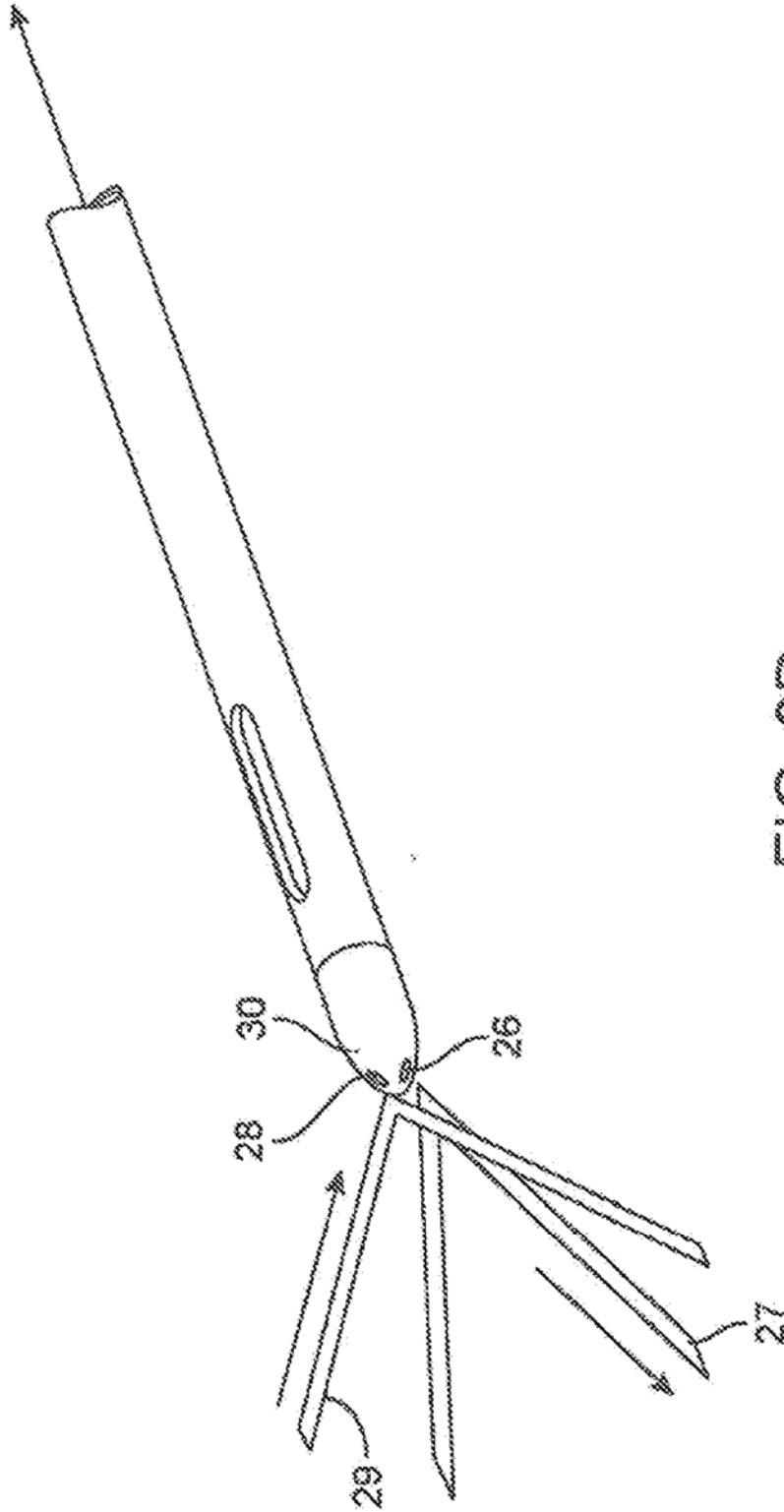


FIG. 2D

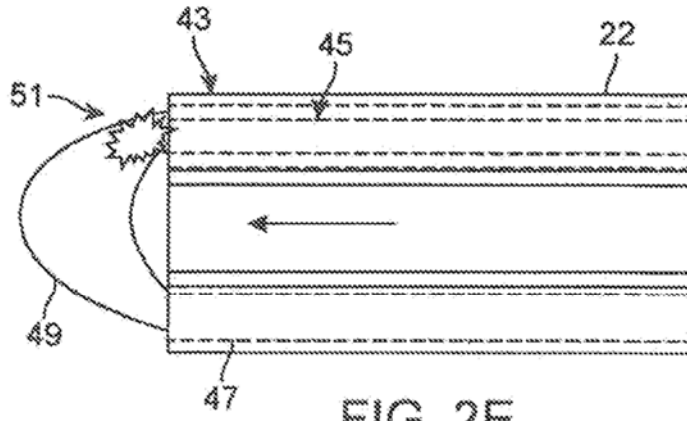


FIG. 2E

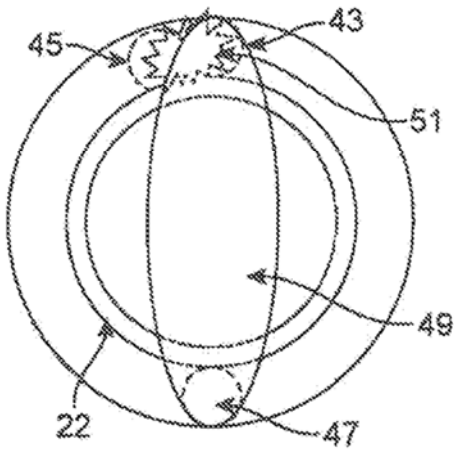


FIG. 2F

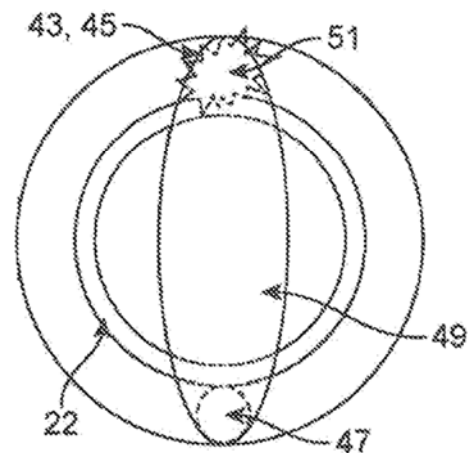


FIG. 2G

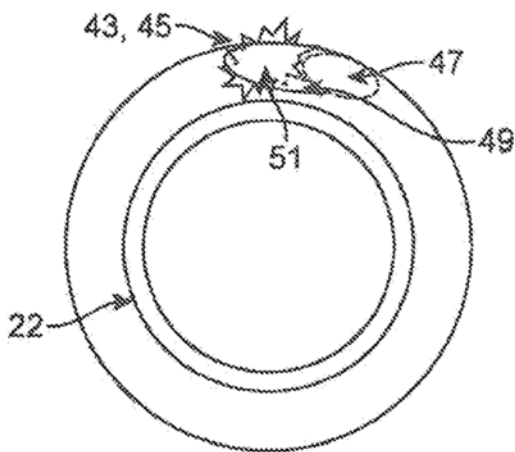


FIG. 2H

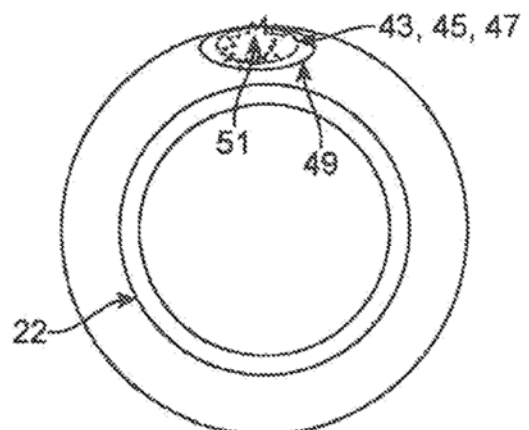


FIG. 2I

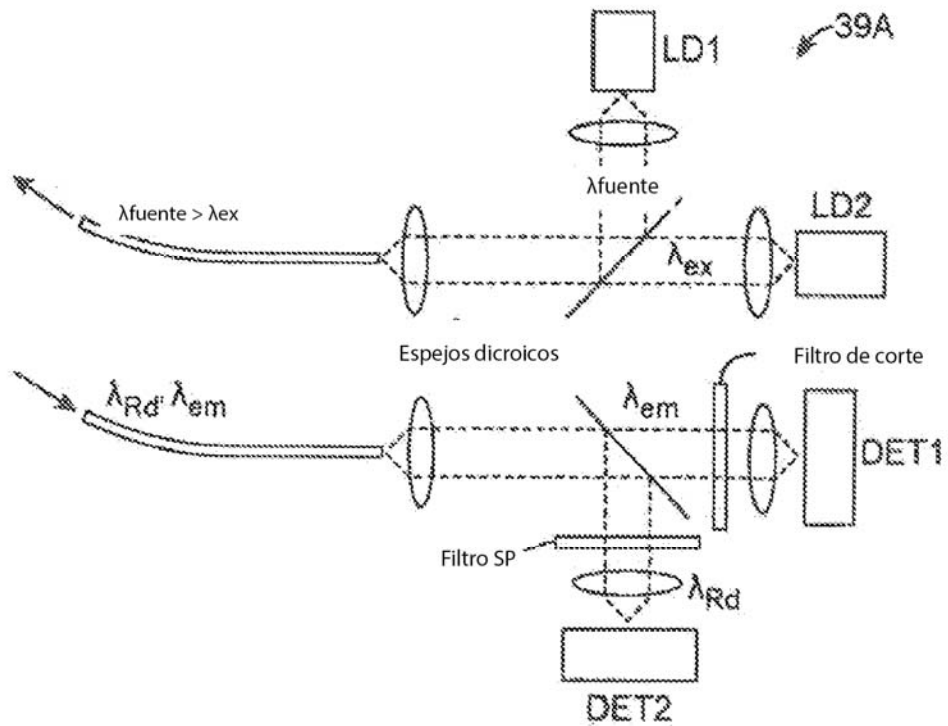


FIG. 2J

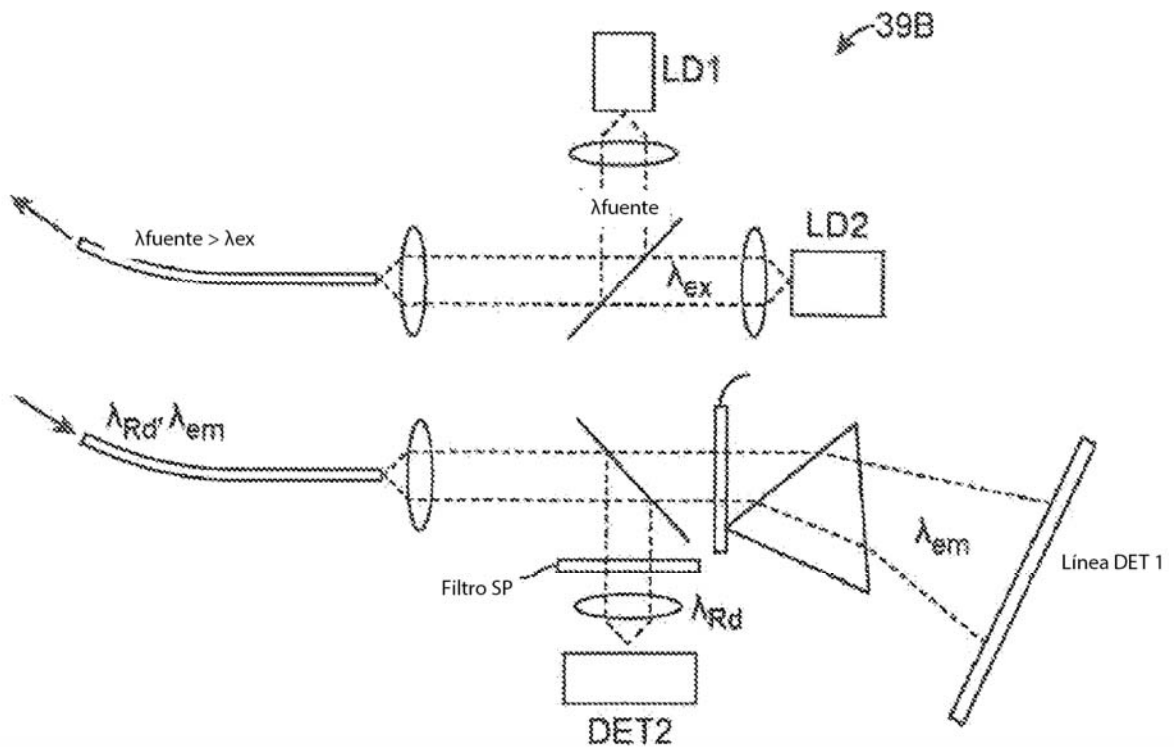
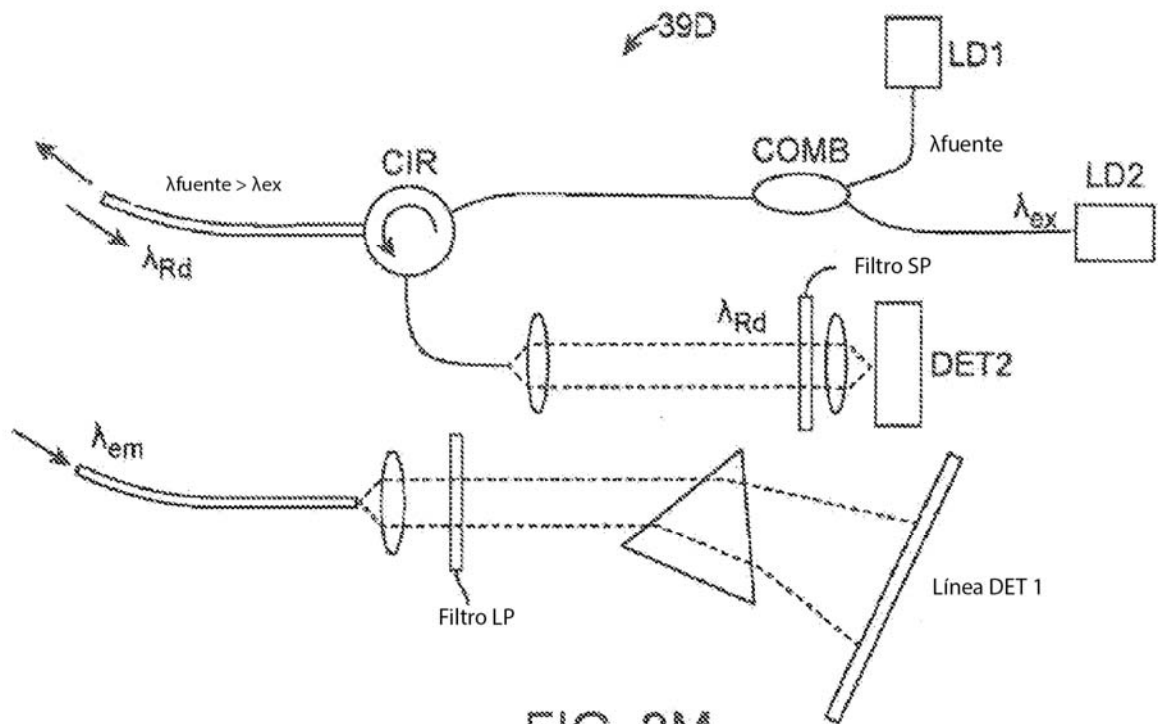
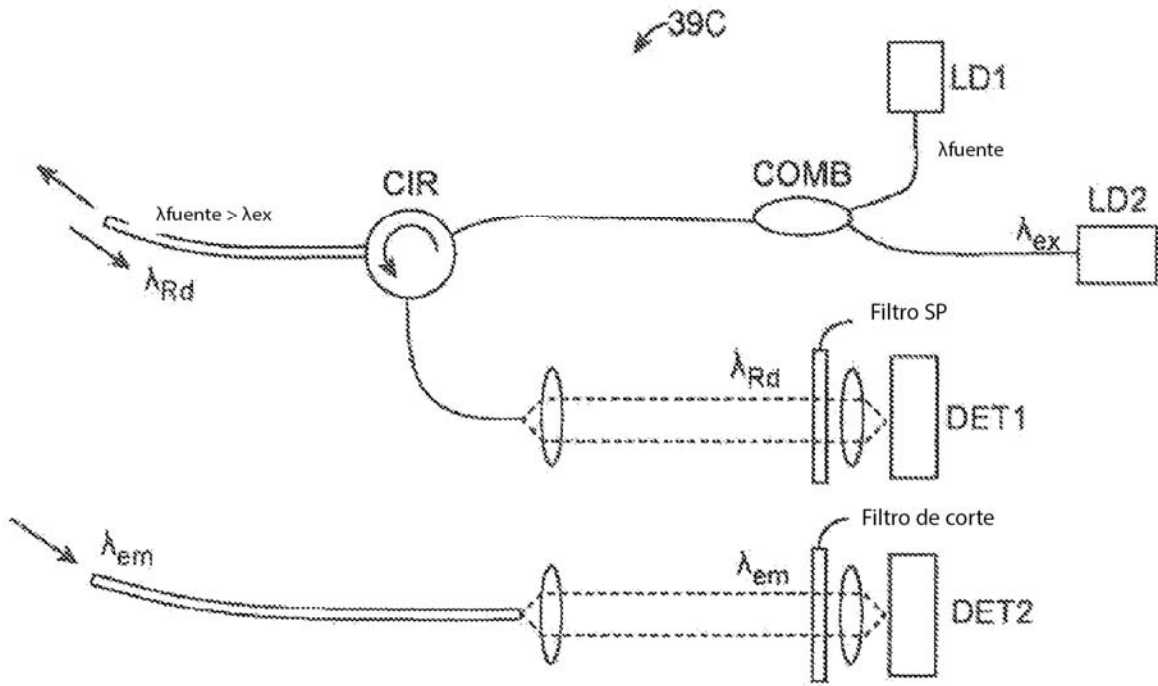


FIG. 2K



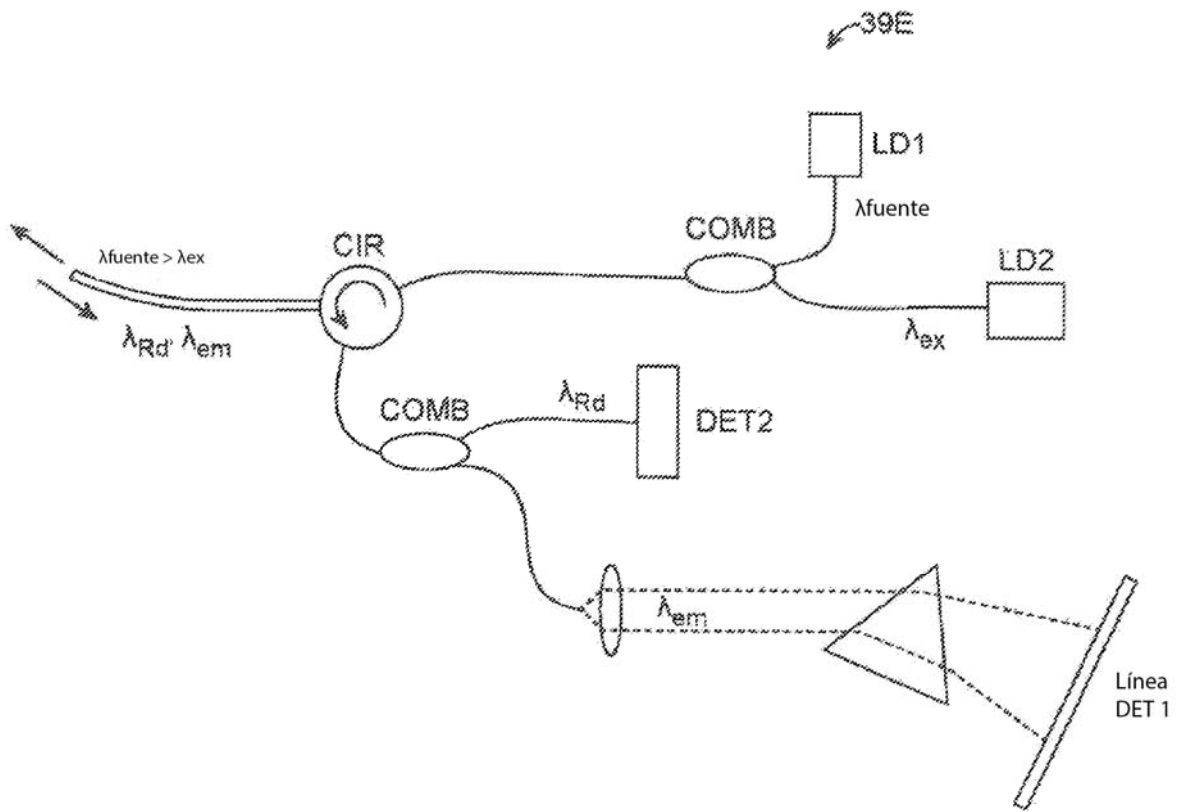


FIG. 2N

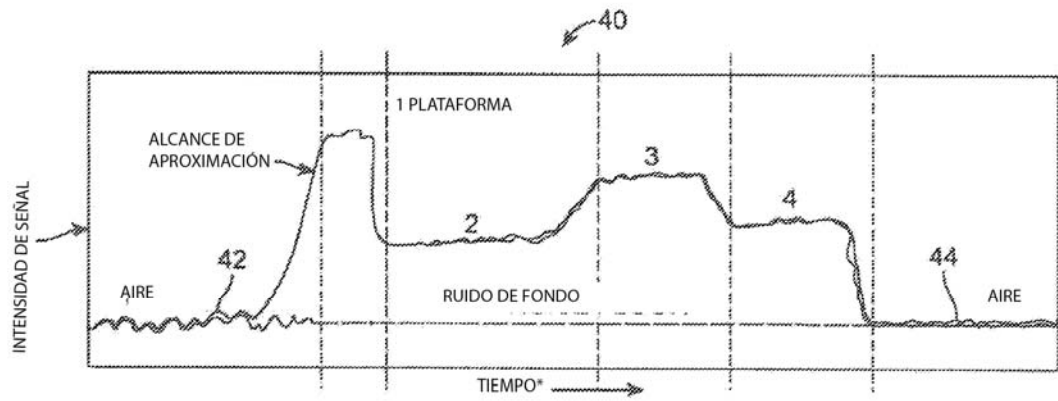


FIG. 3A

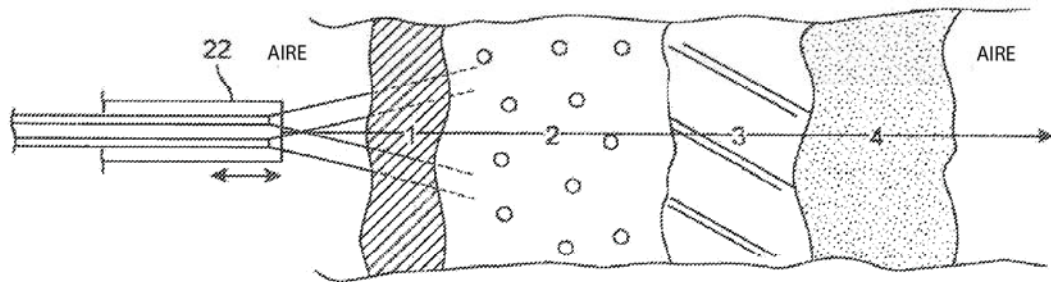


FIG. 3B

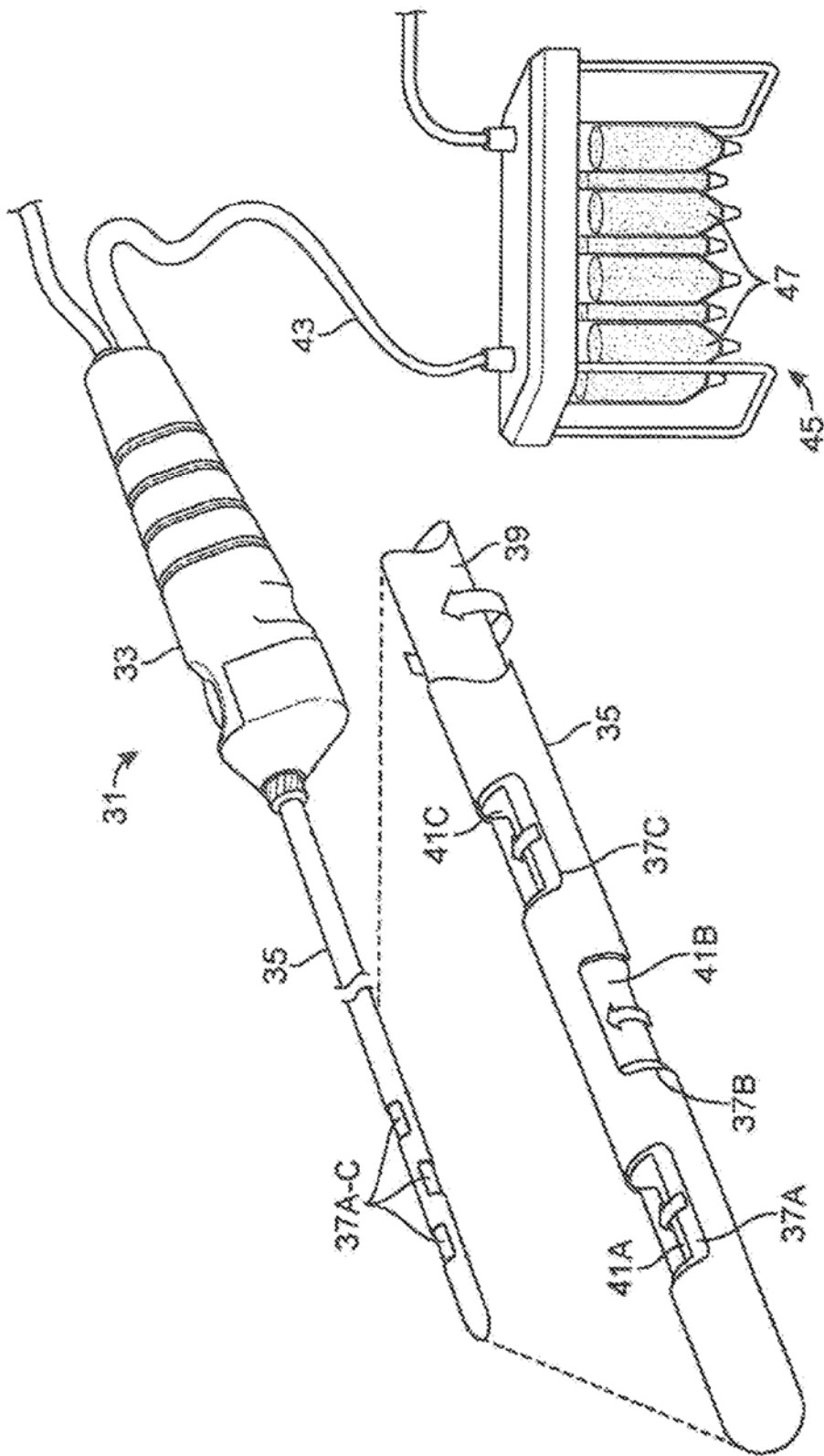


FIG. 4A

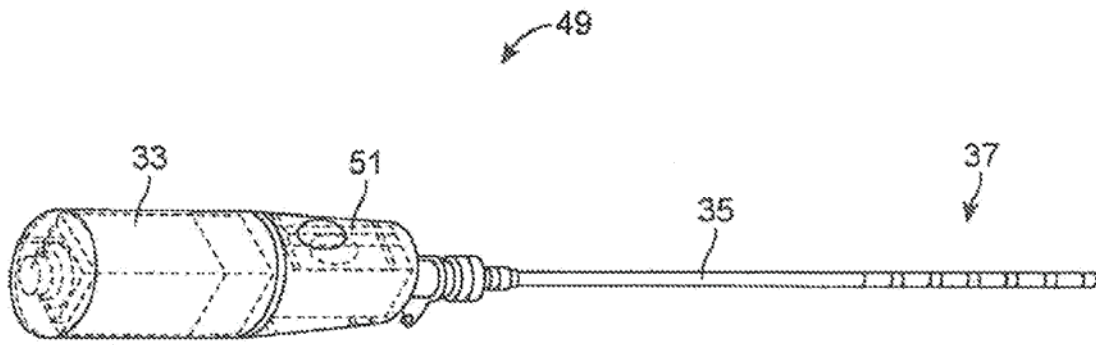


FIG. 4B

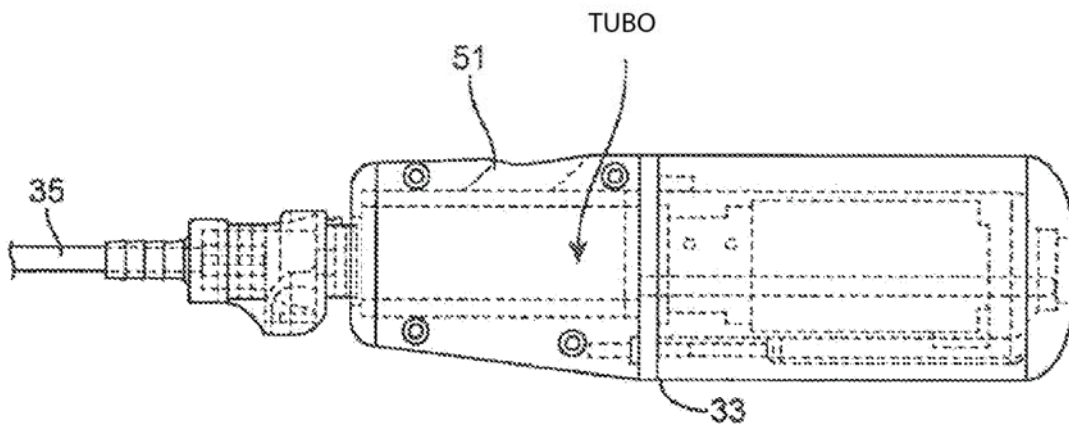


FIG. 4C

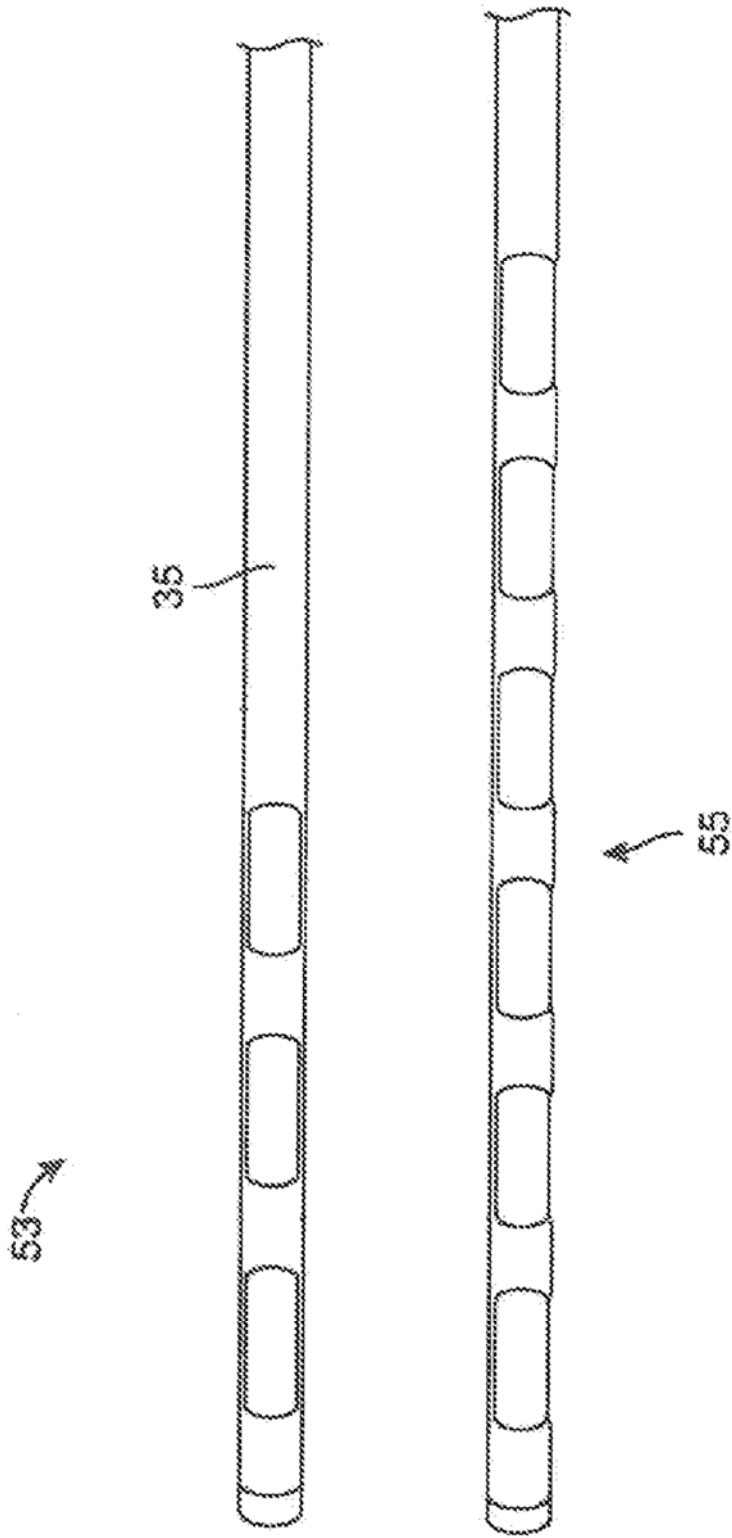
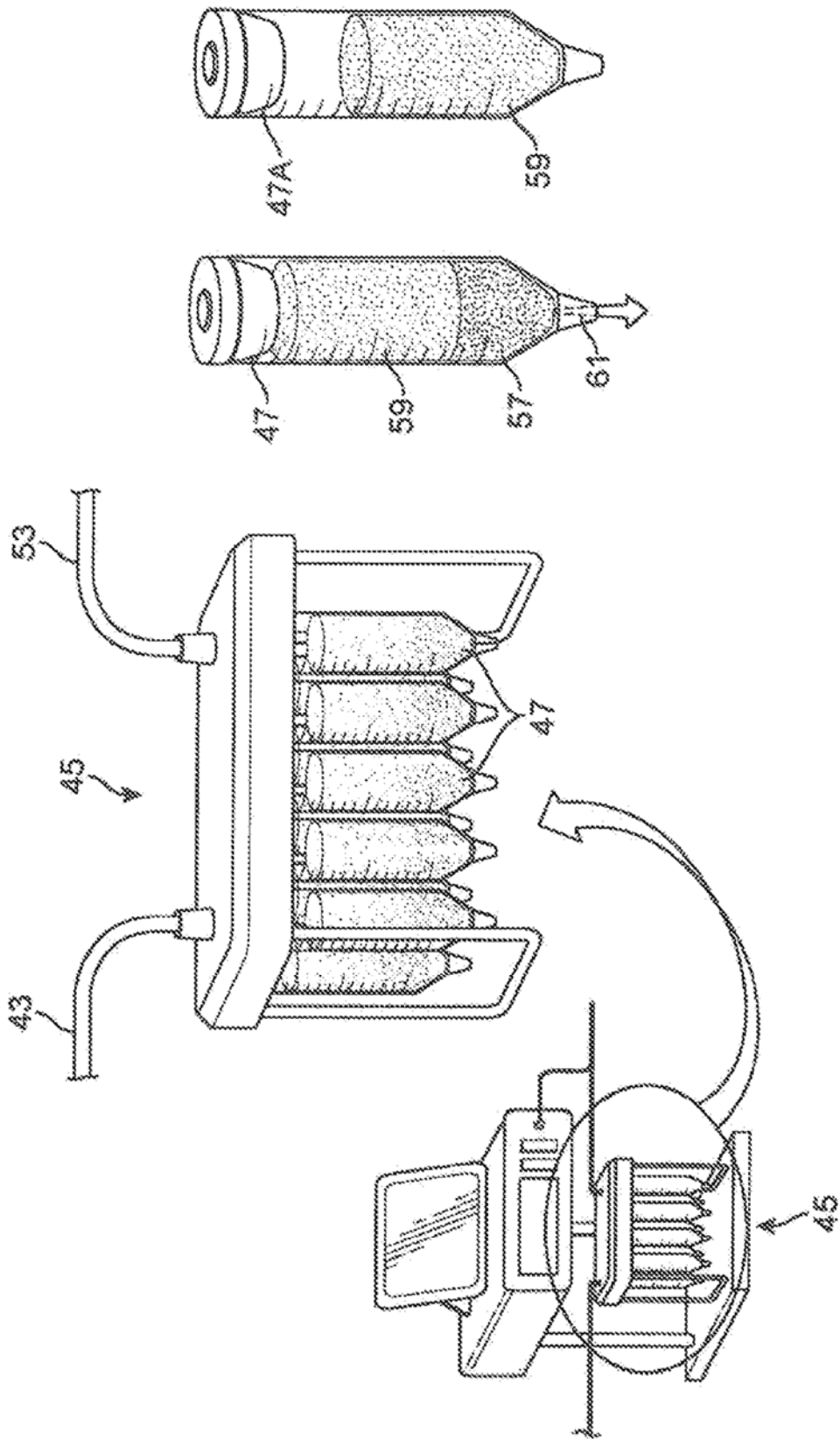


FIG. 4D



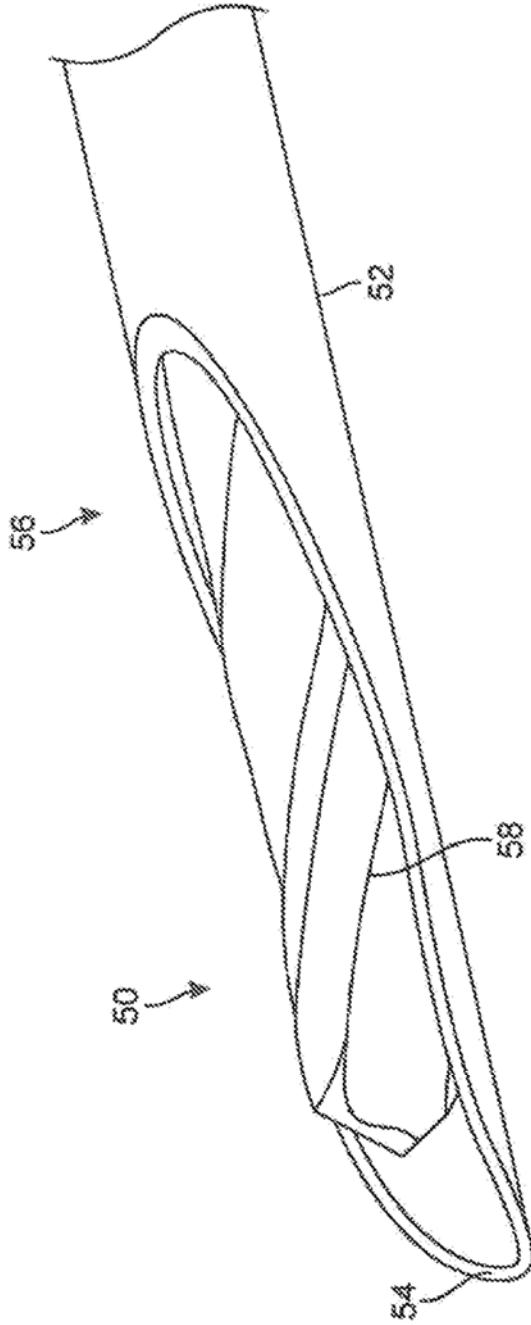
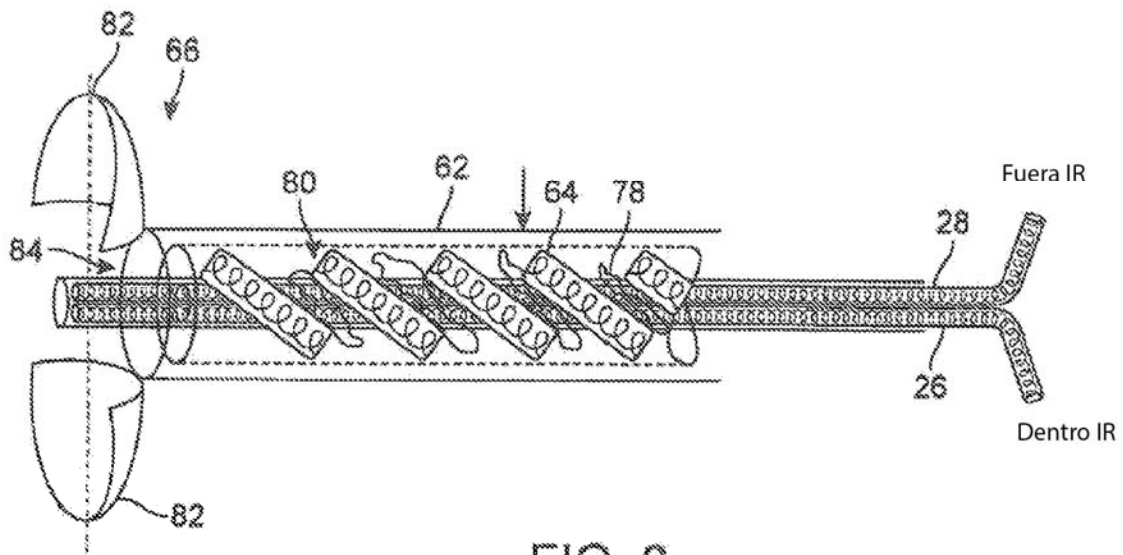
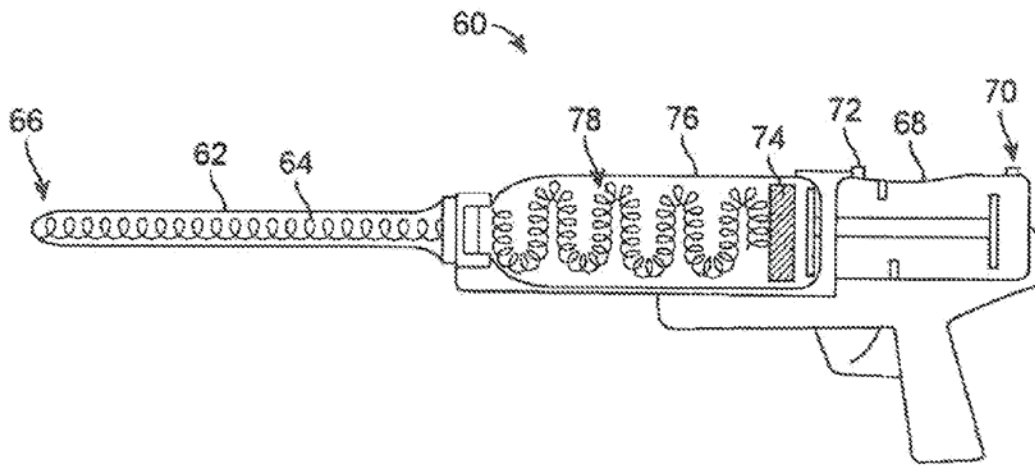
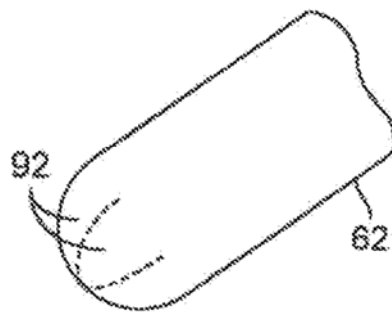
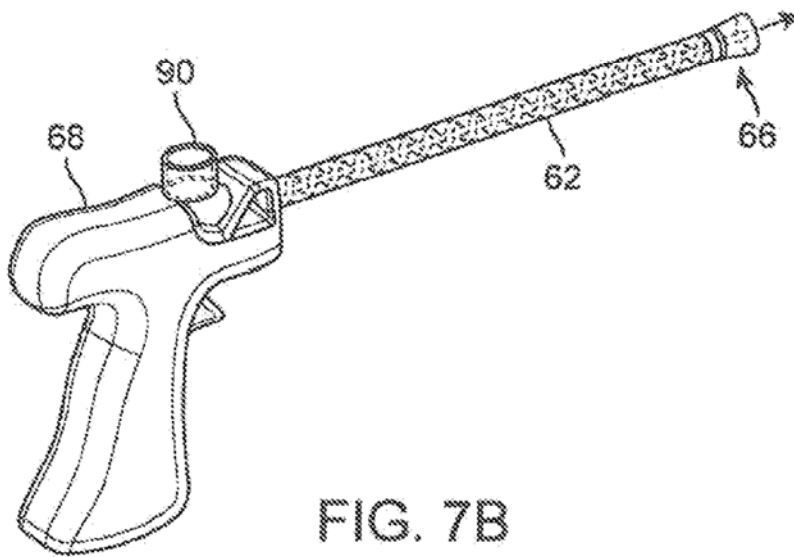
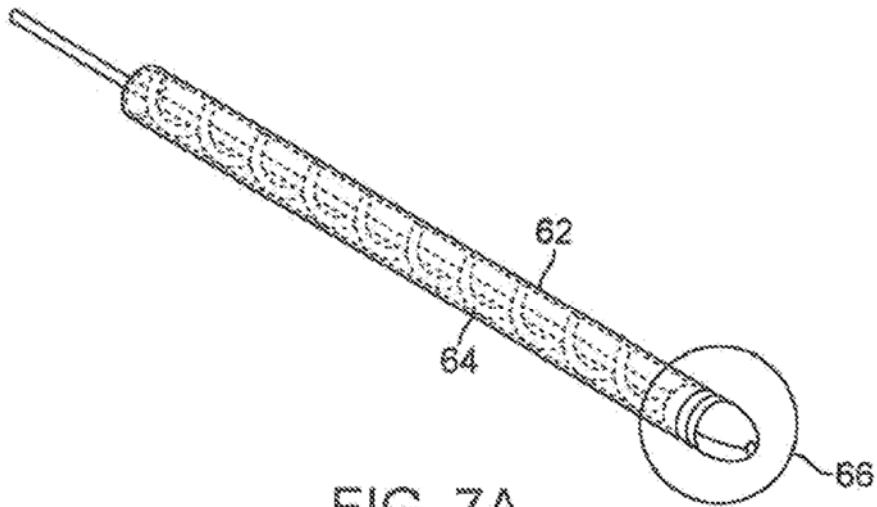
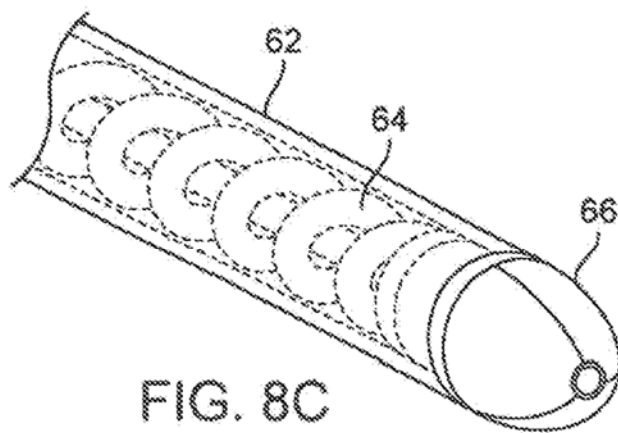
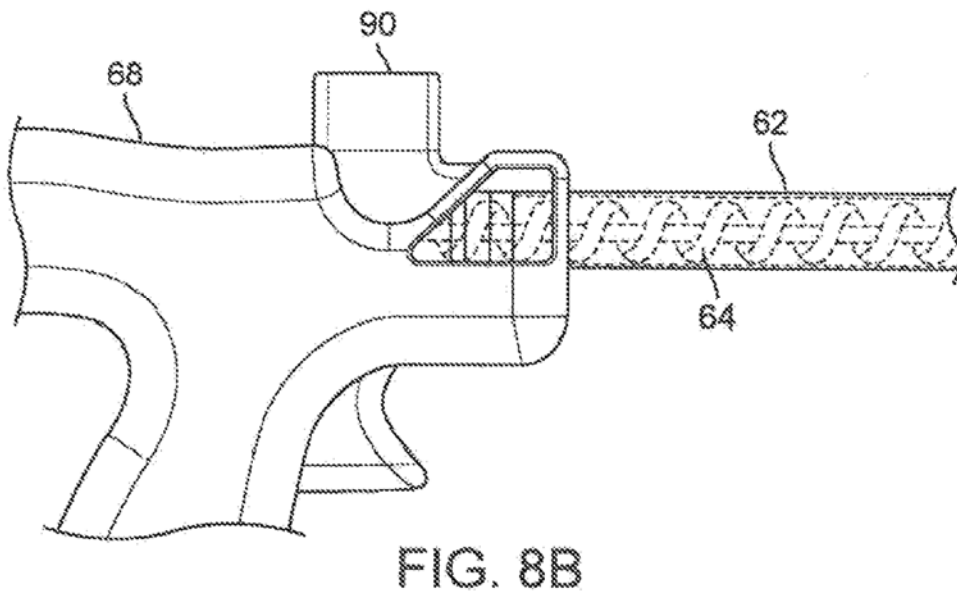
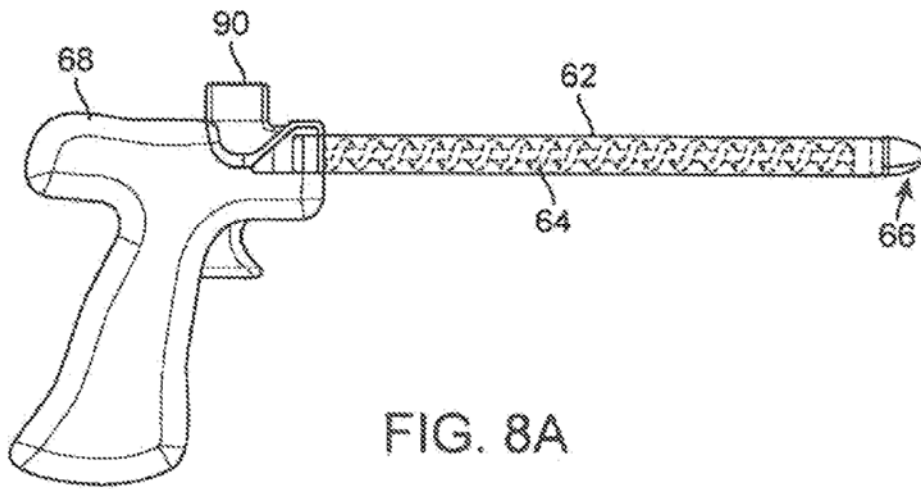


FIG. 4F







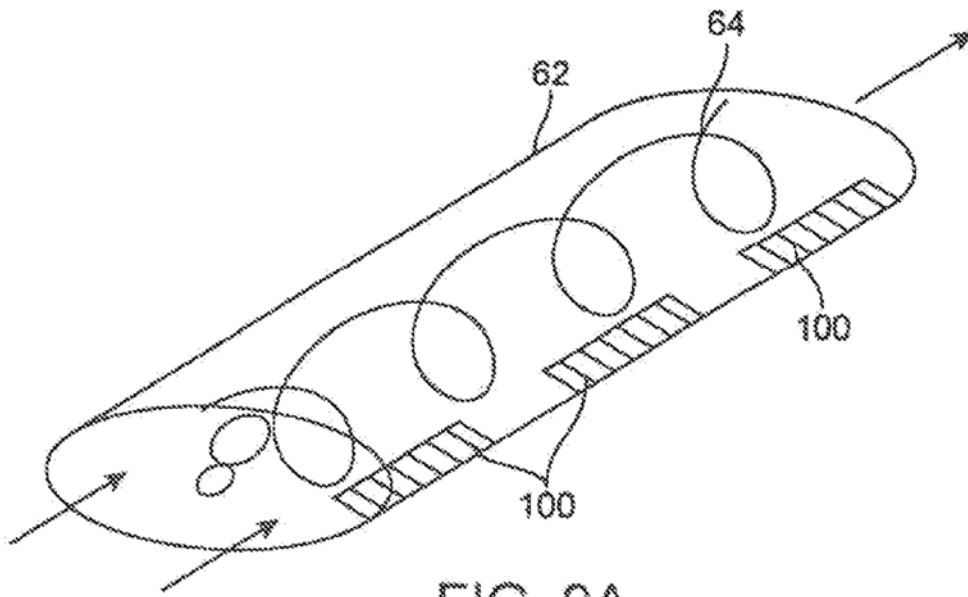


FIG. 9A

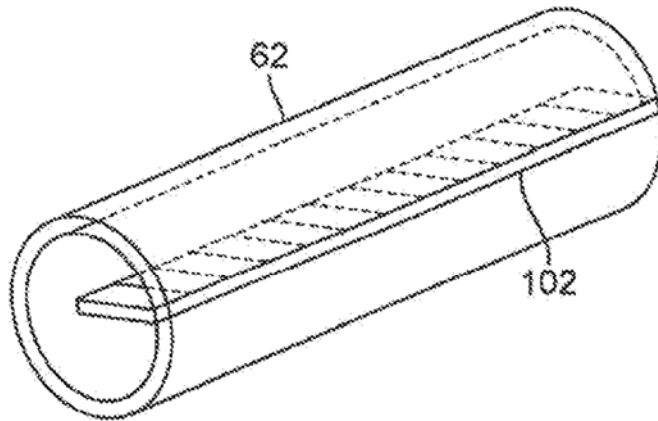


FIG. 9B

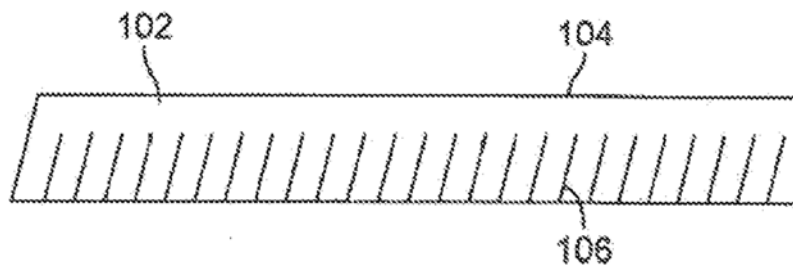


FIG. 9C

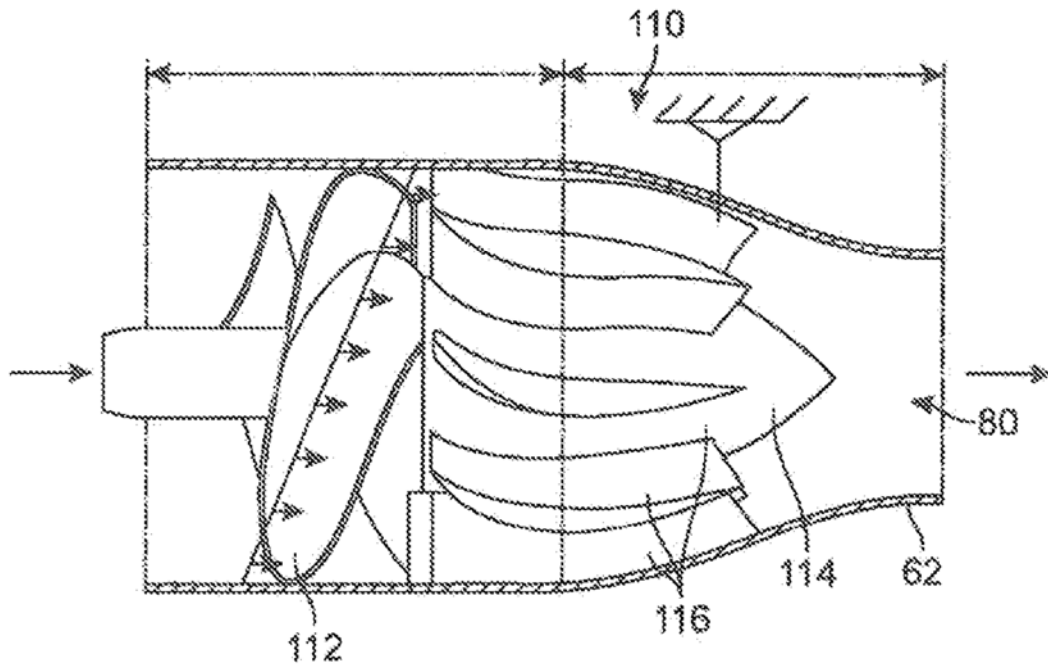


FIG. 10

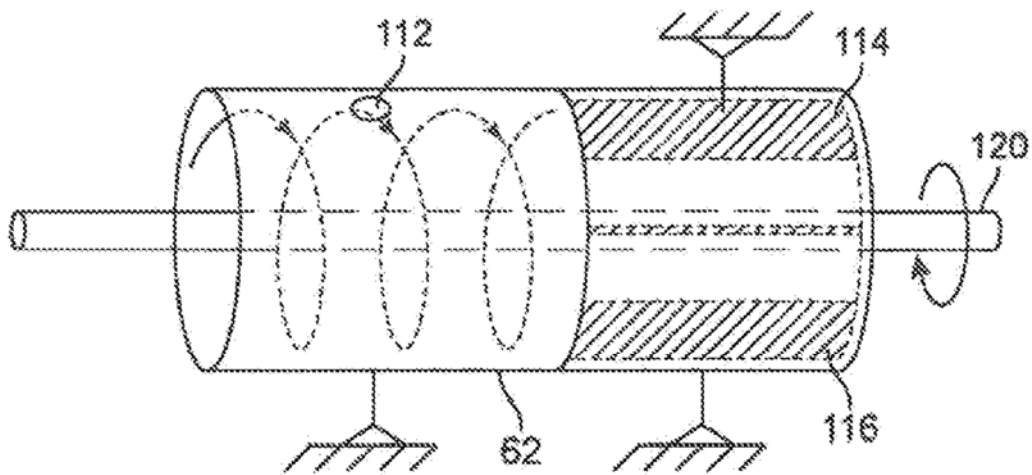


FIG. 11

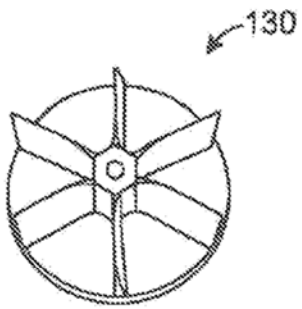


FIG. 12A

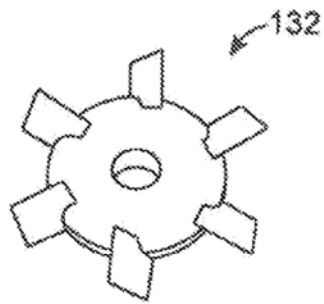


FIG. 12B

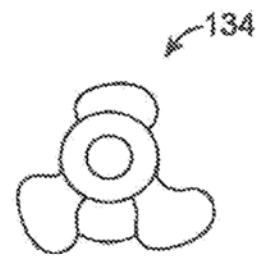


FIG. 12C

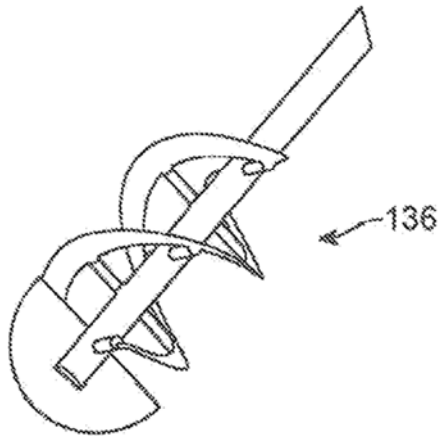


FIG. 12D

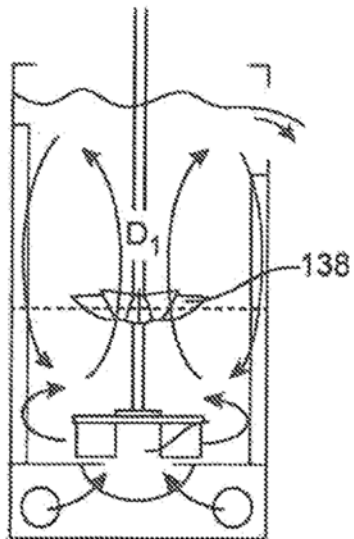


FIG. 12E

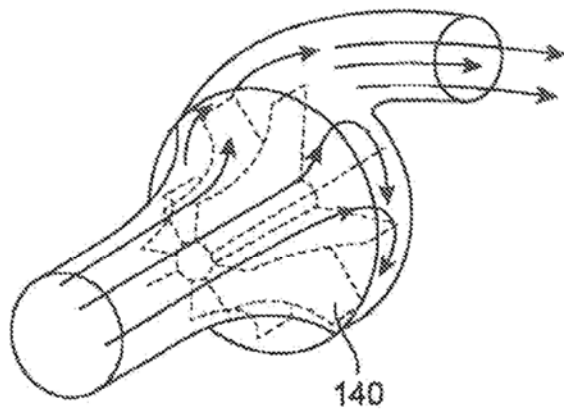


FIG. 12F

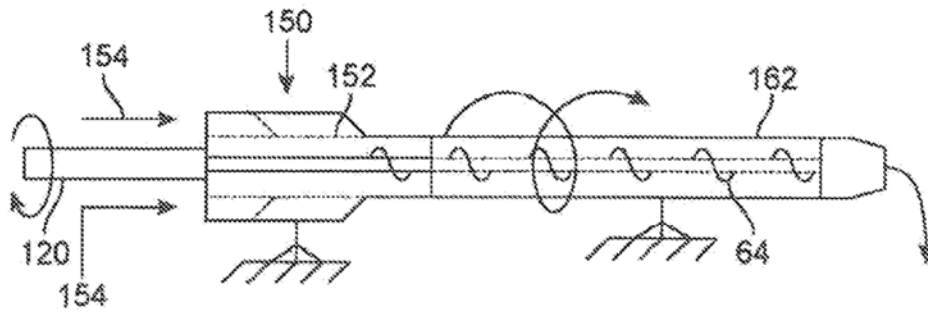


FIG. 13

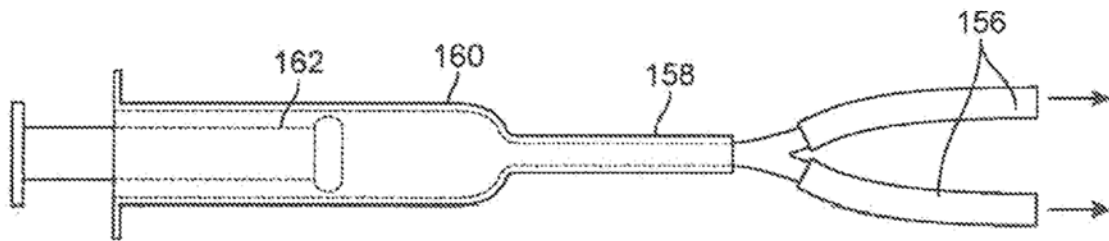


FIG. 14

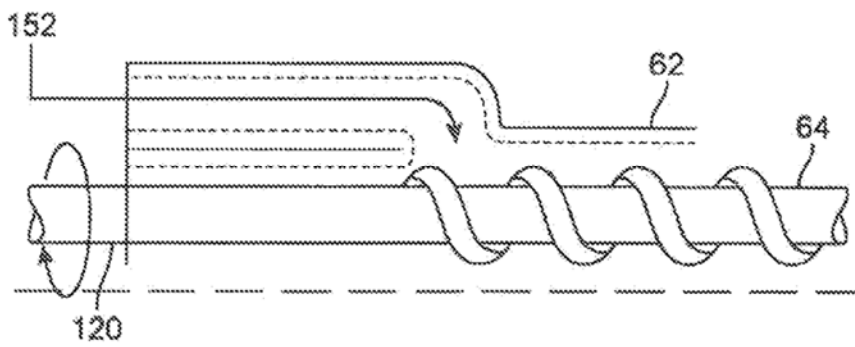


FIG. 15

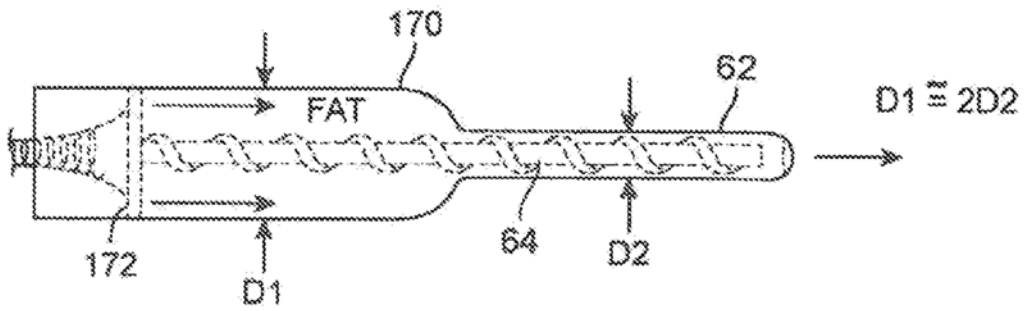


FIG. 16A

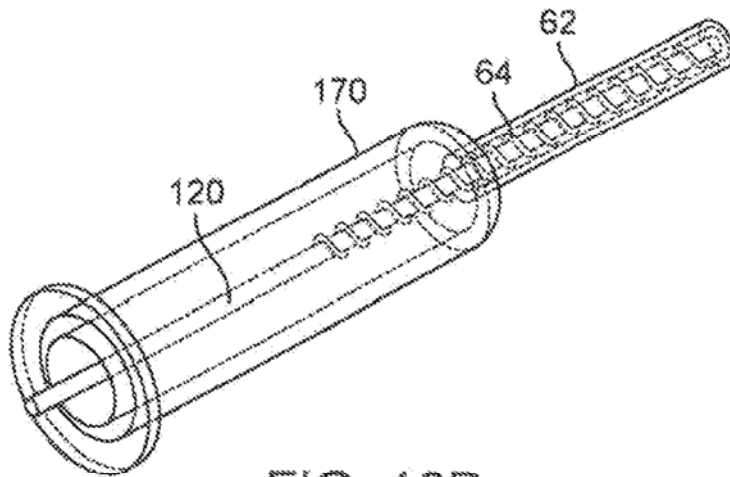


FIG. 16B

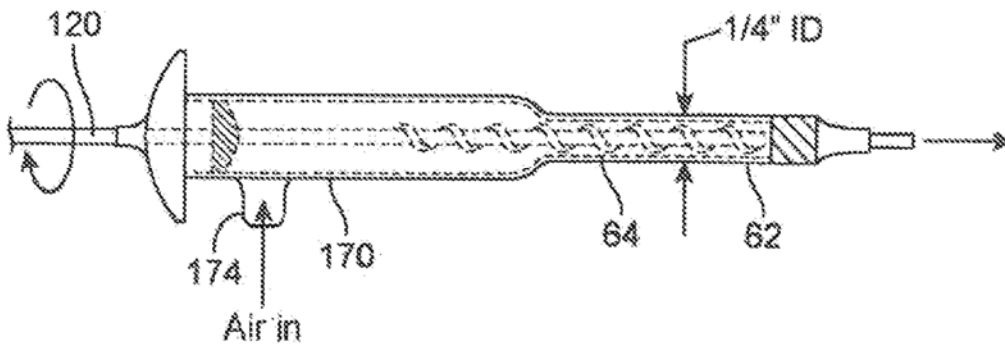


FIG. 16C

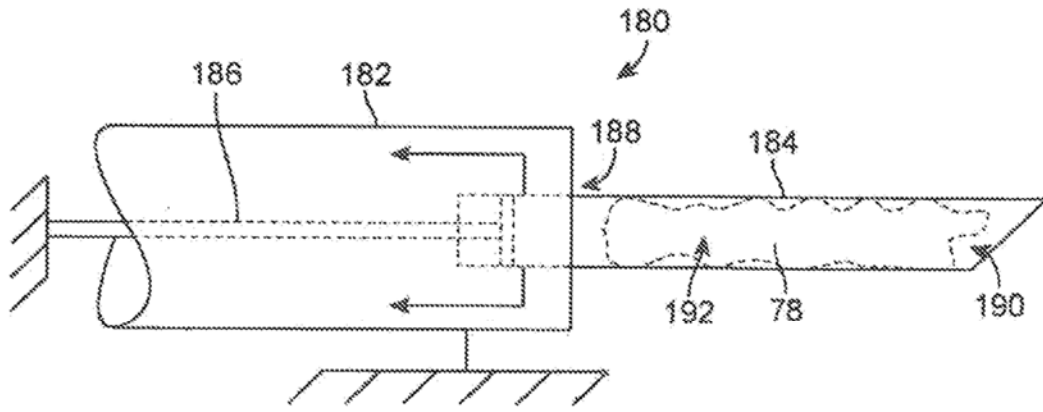


FIG. 17A

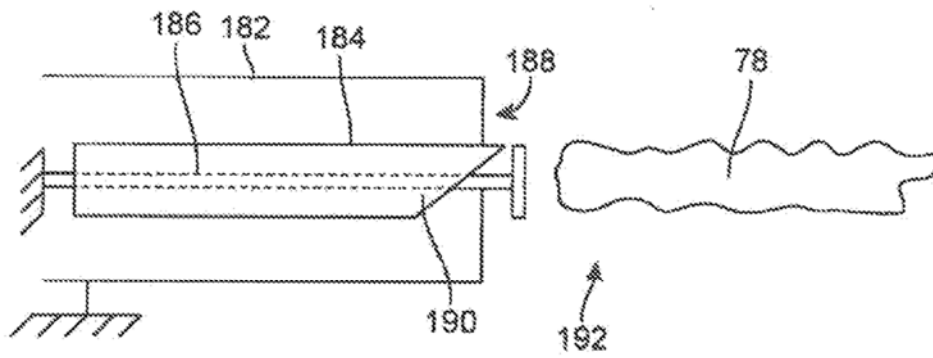


FIG. 17B

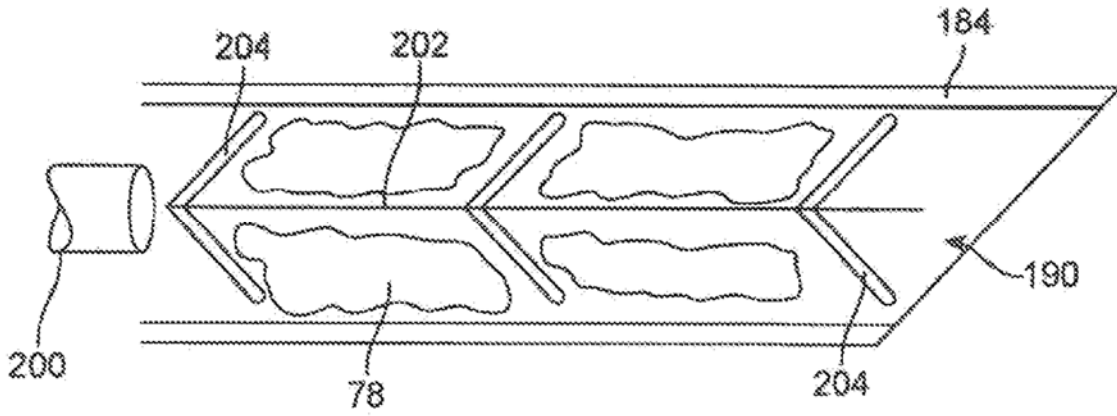


FIG. 18A

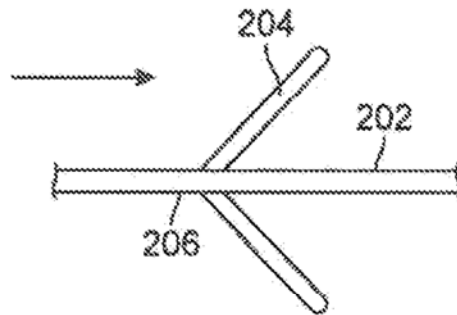


FIG. 18B

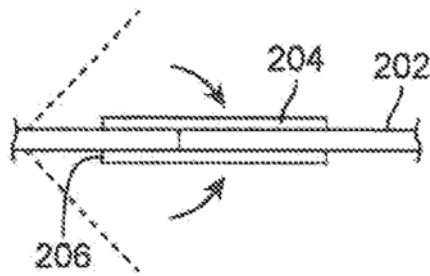


FIG. 18C

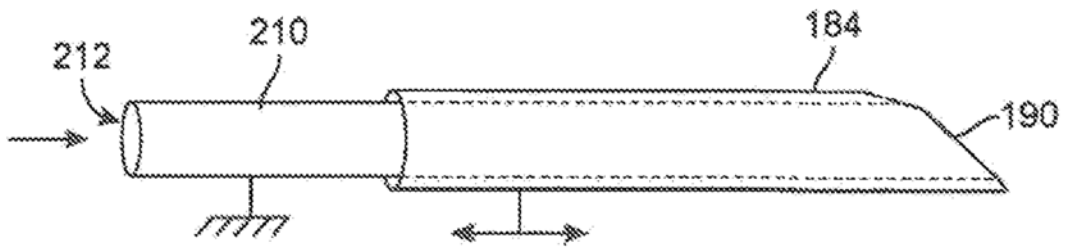


FIG. 19A

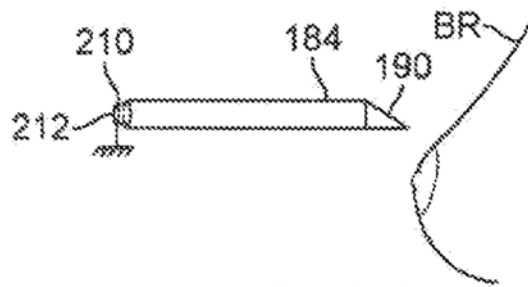


FIG. 19B

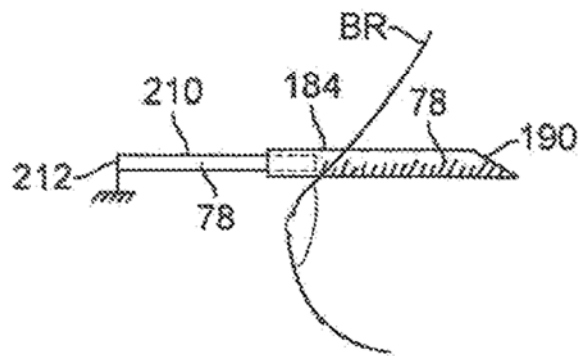


FIG. 19C

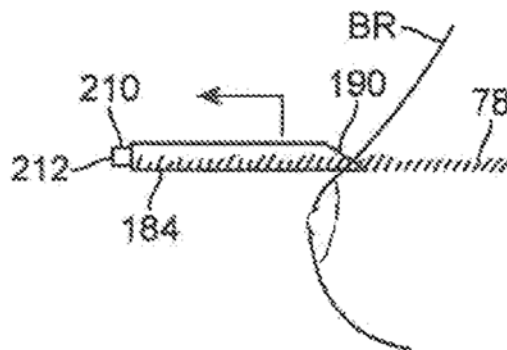


FIG. 19D

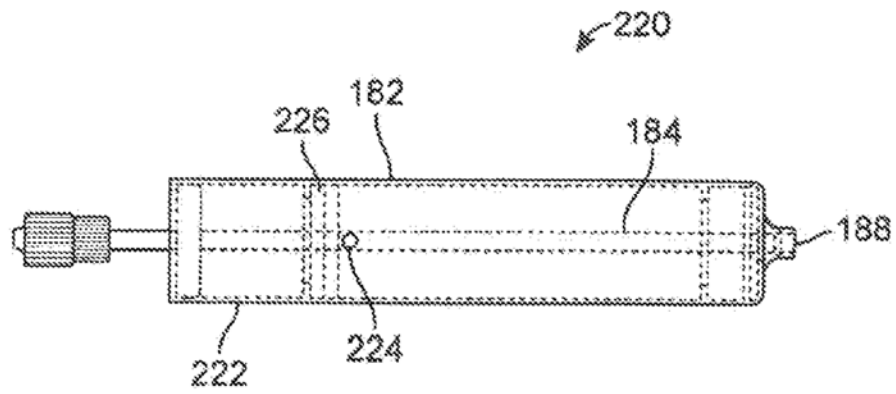


FIG. 20A

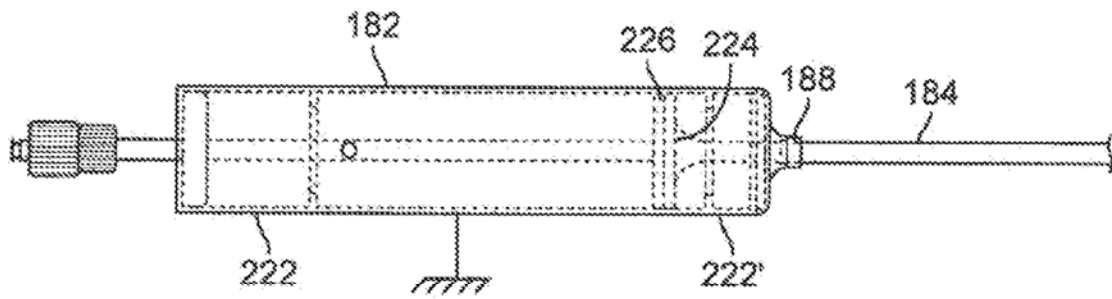
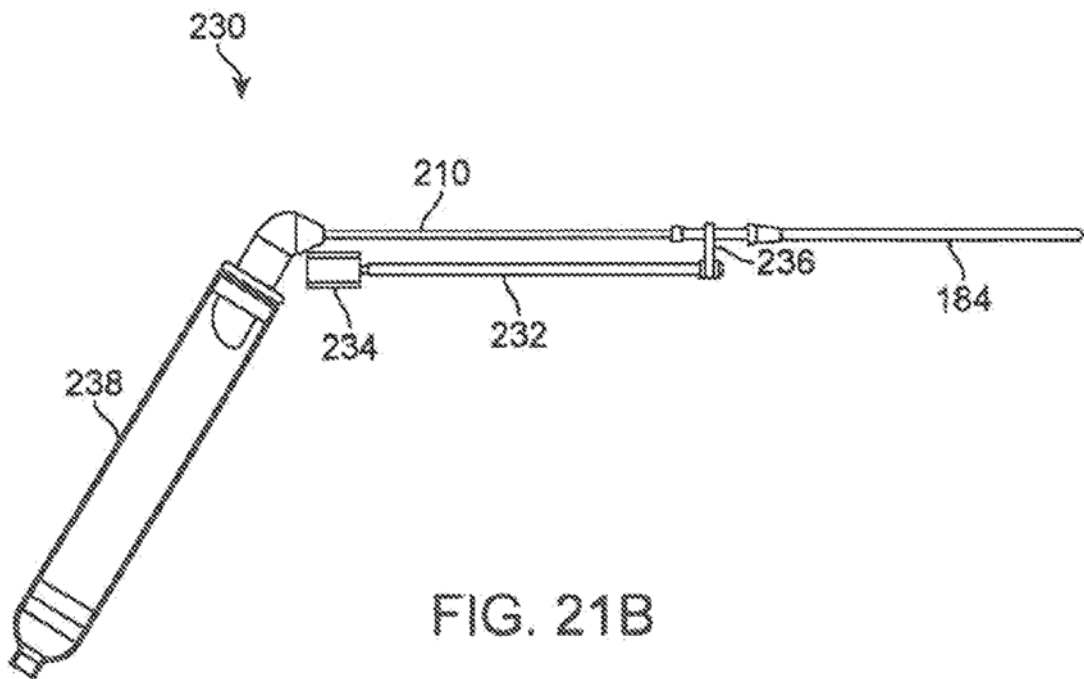
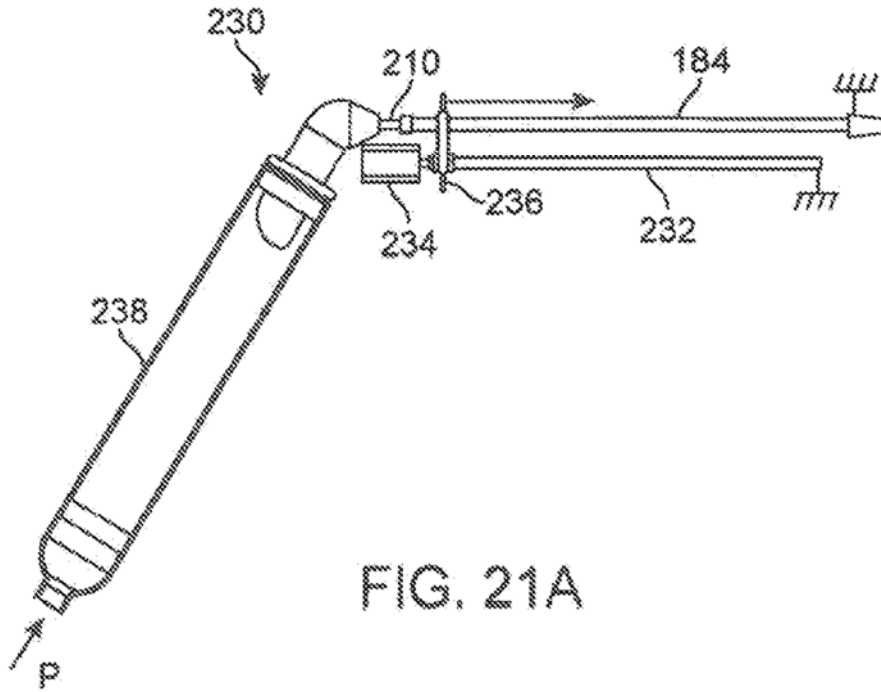


FIG. 20B



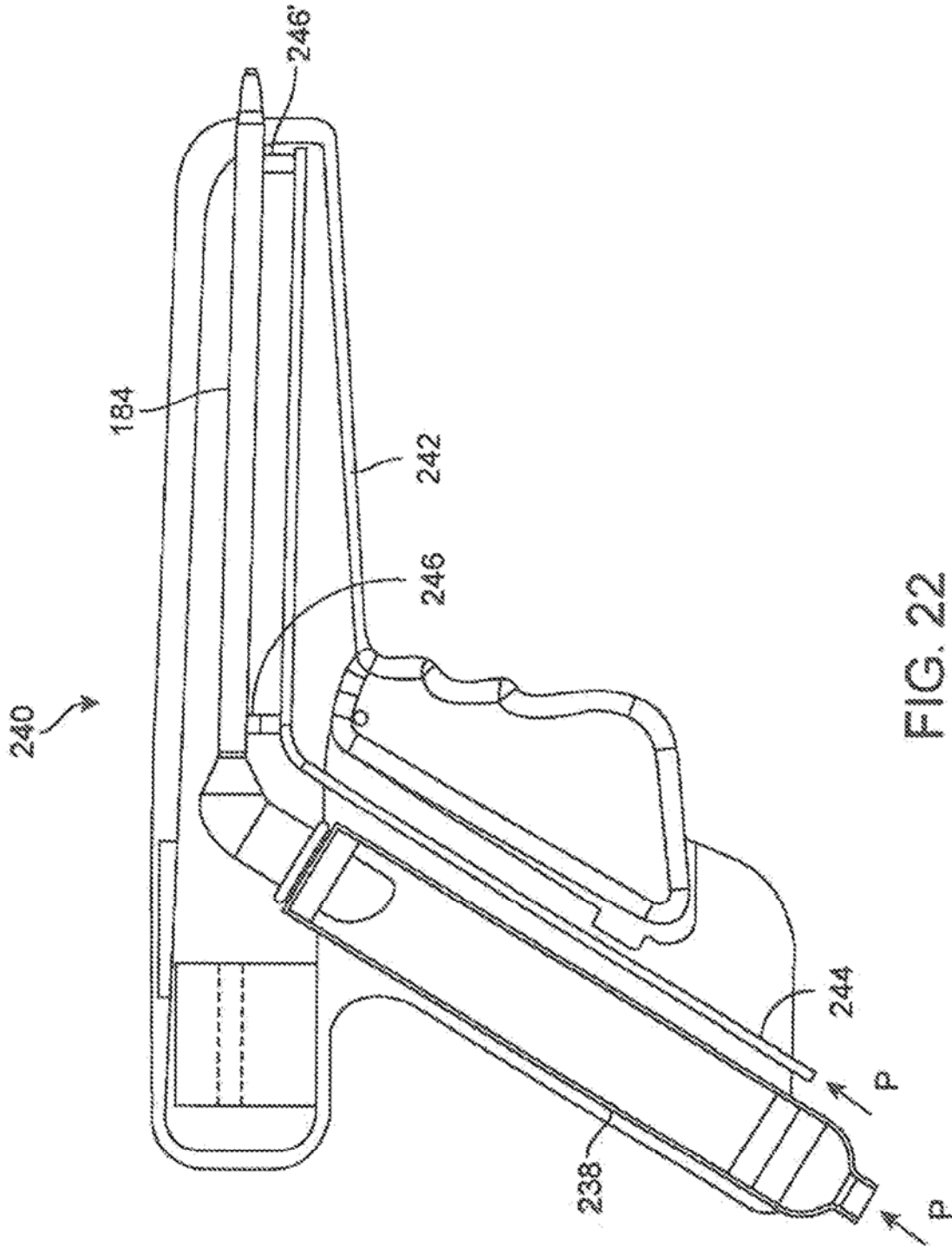


FIG. 22

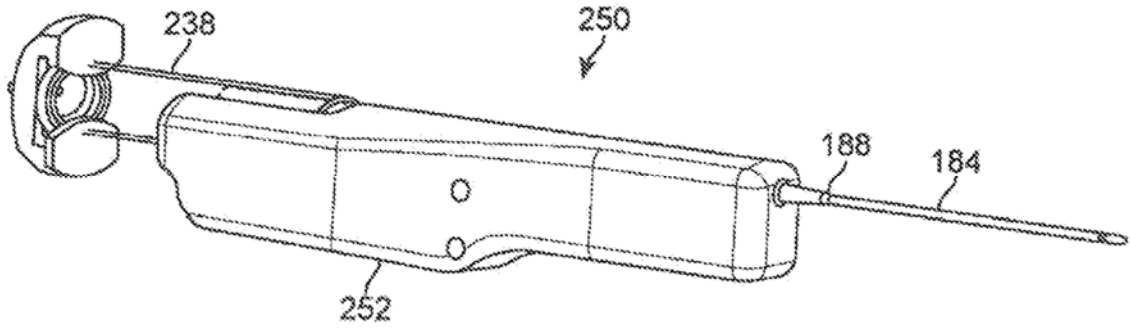


FIG. 23A

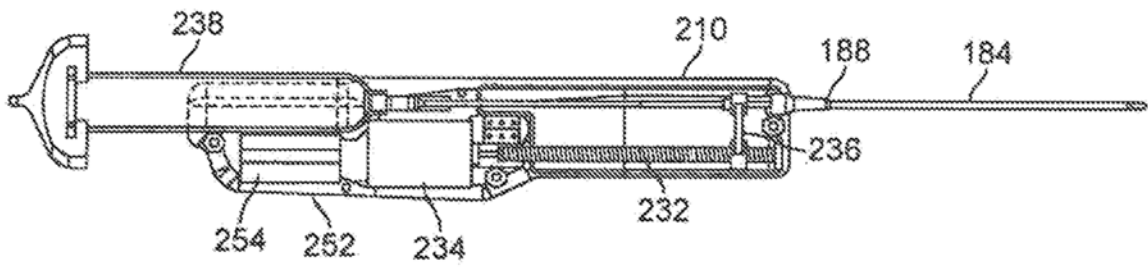


FIG. 23B

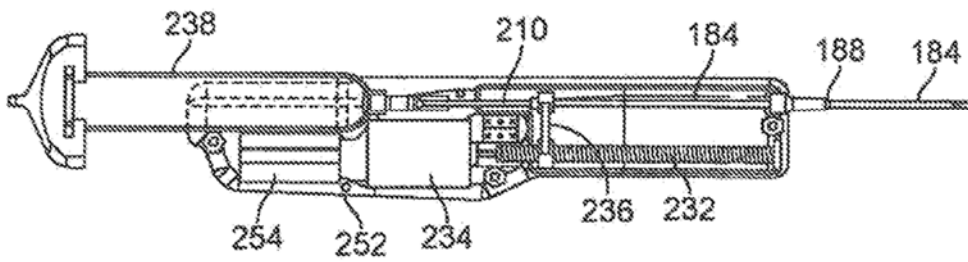


FIG. 23C

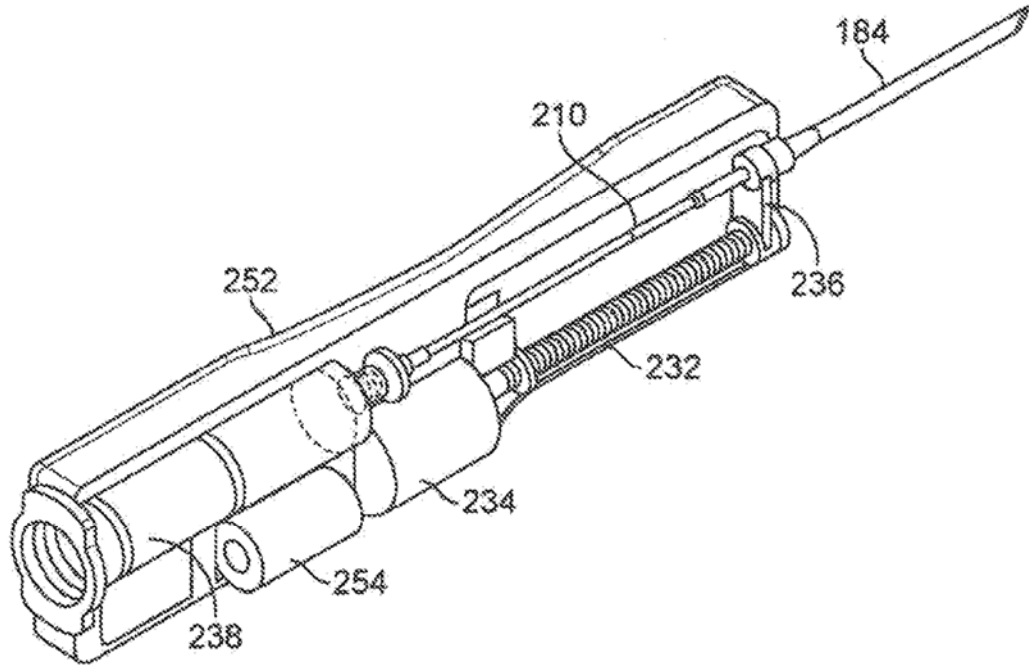


FIG. 24A

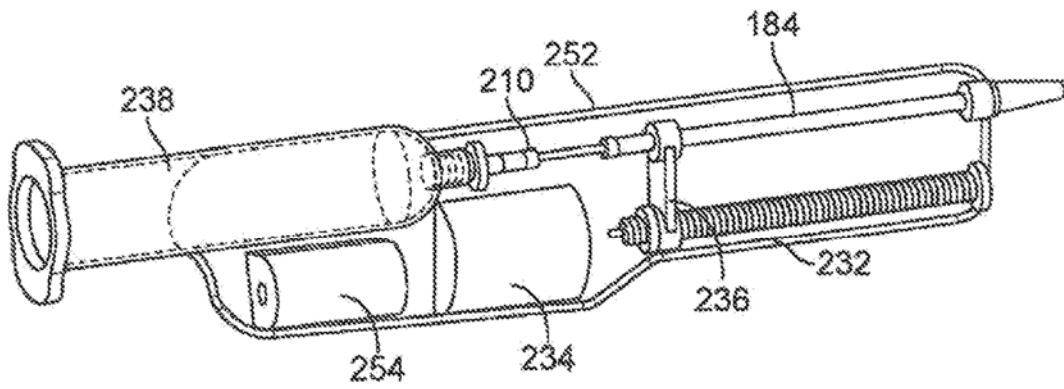


FIG. 24B

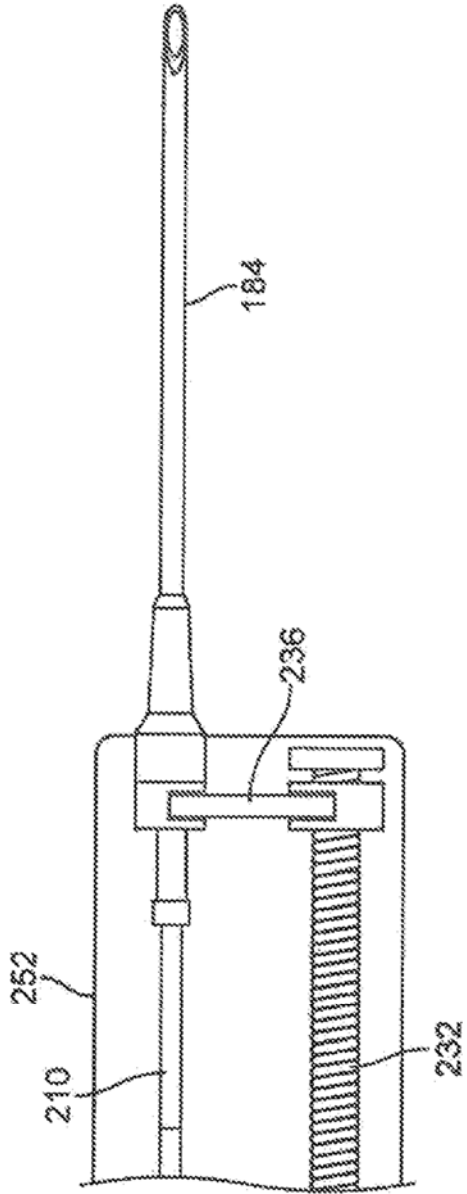


FIG. 25A

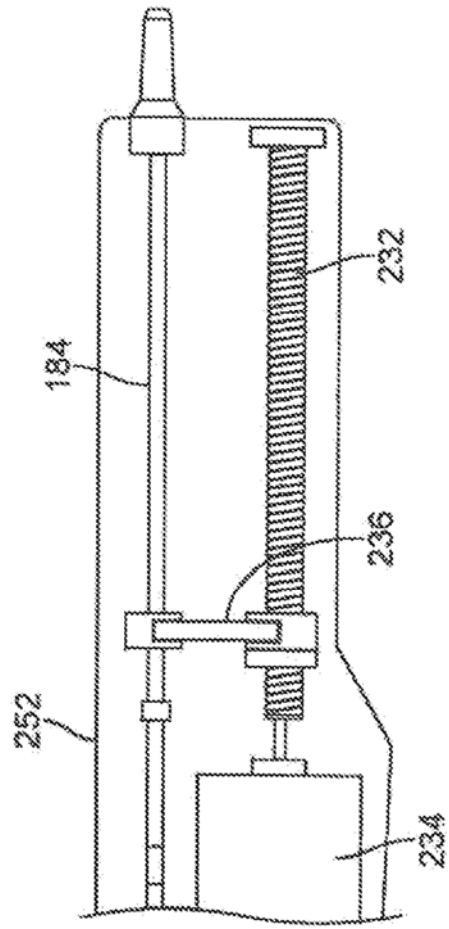


FIG. 25B

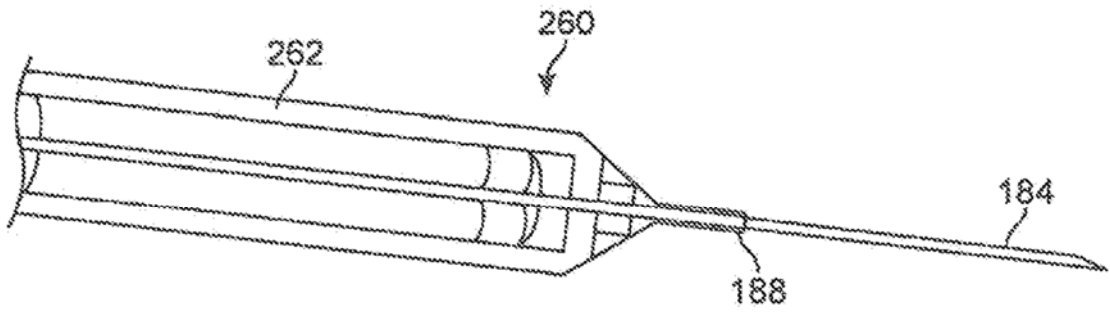


FIG. 26A

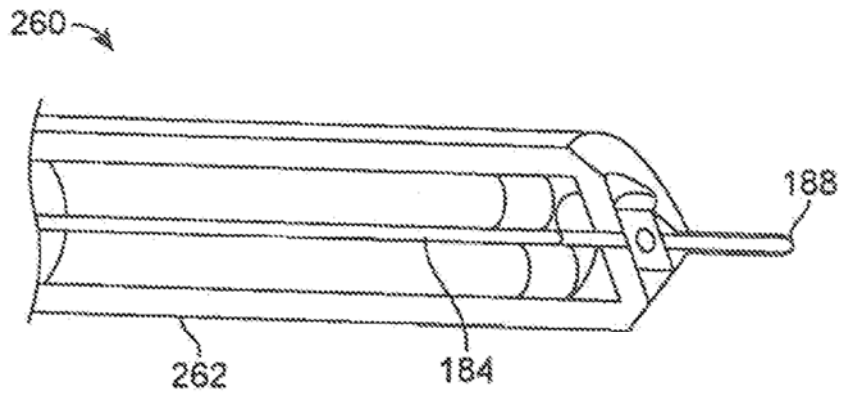


FIG. 26B

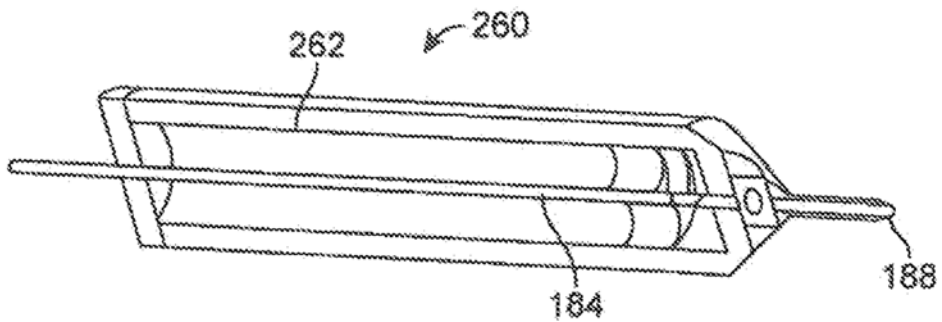


FIG. 26C

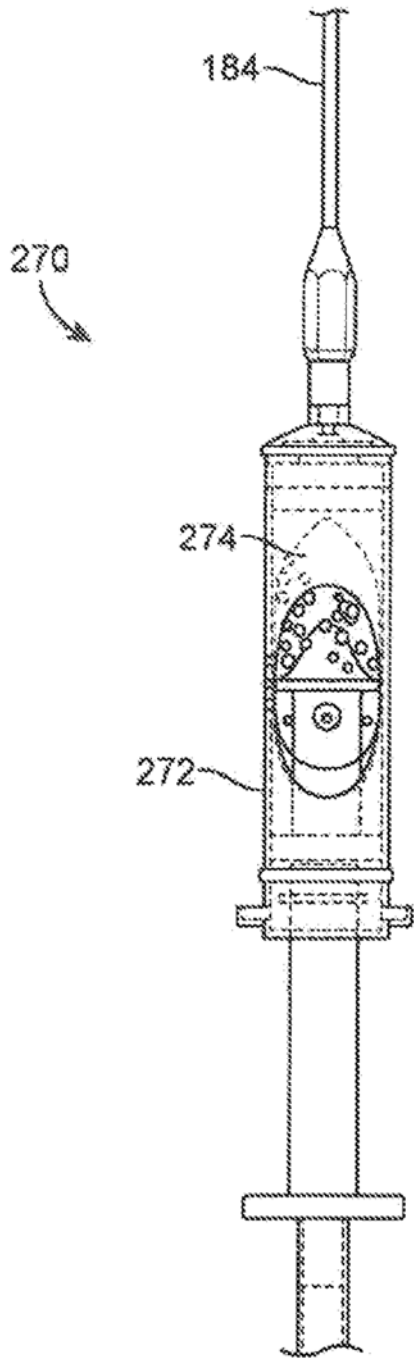


FIG. 27

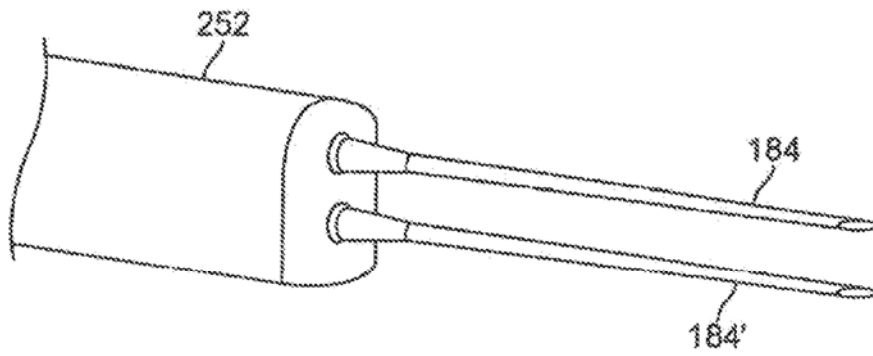


FIG. 28A

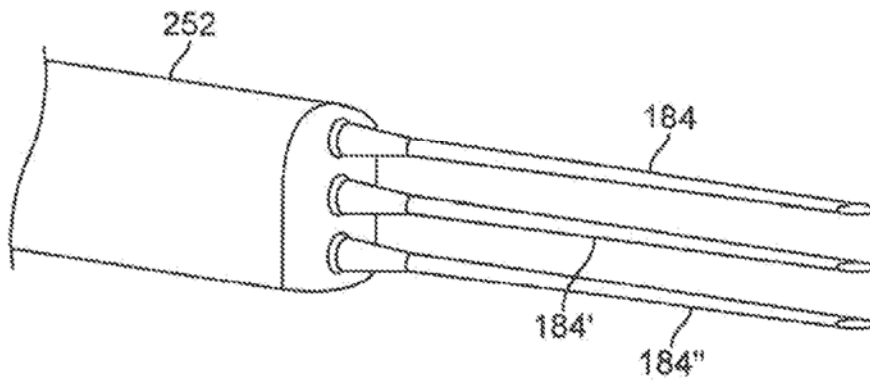


FIG. 28B

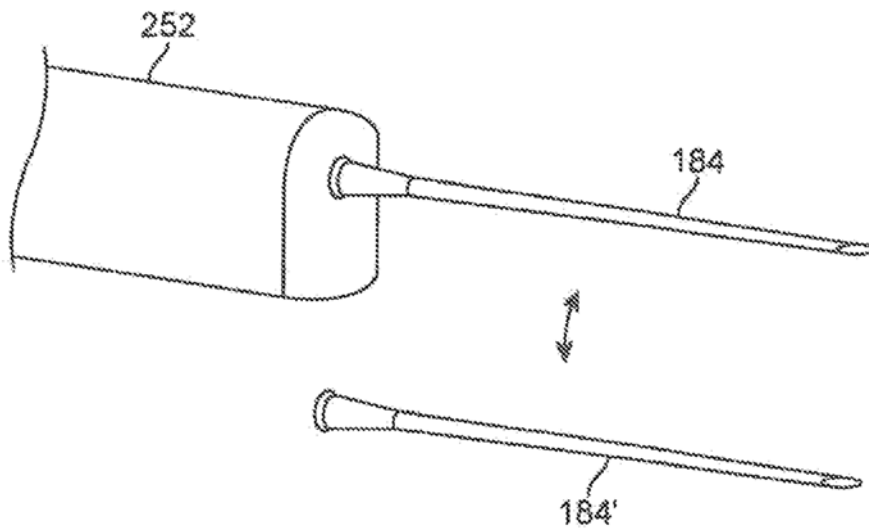


FIG. 28C

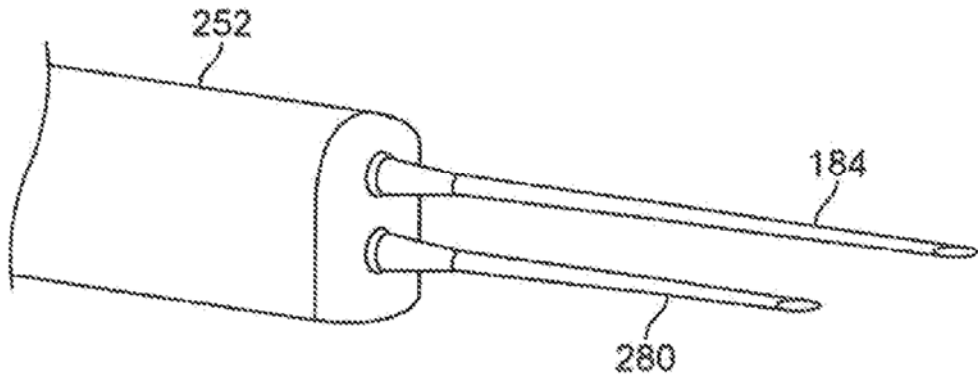


FIG. 29A

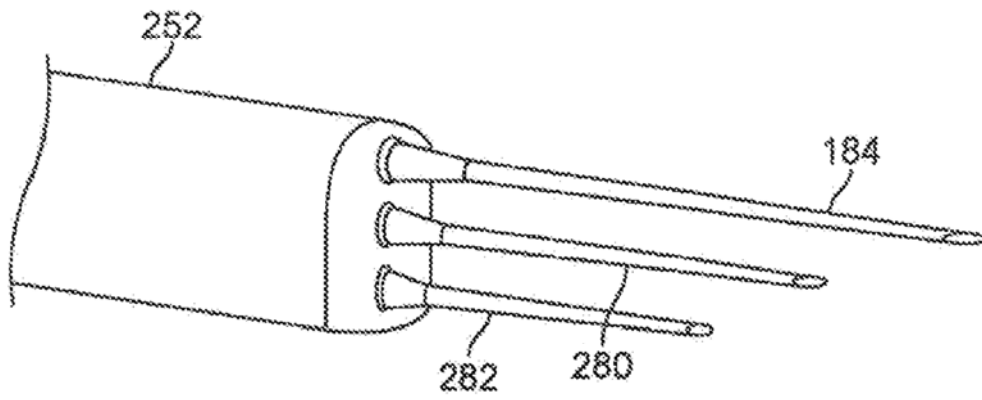


FIG. 29B

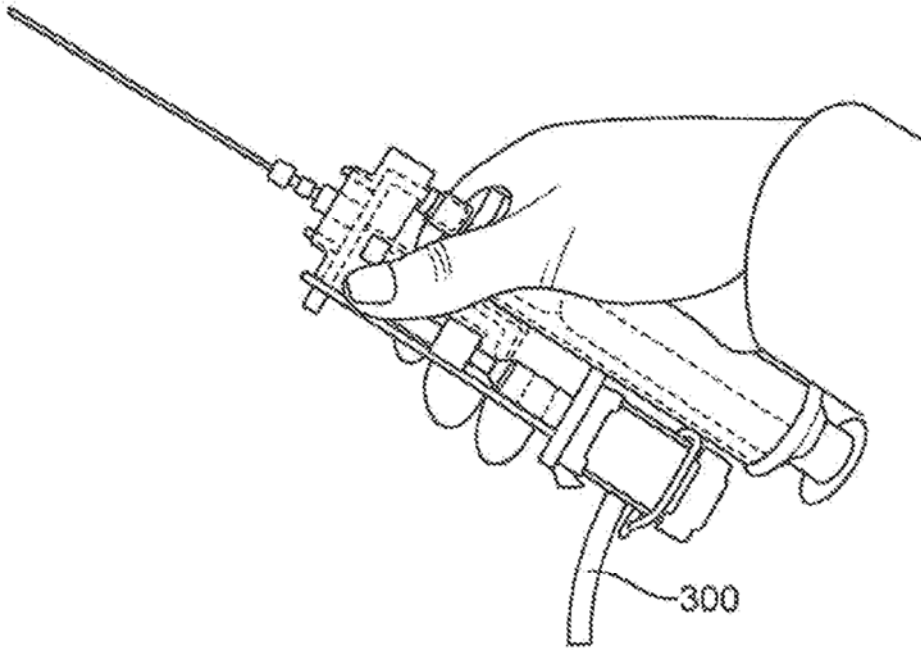


FIG. 30A

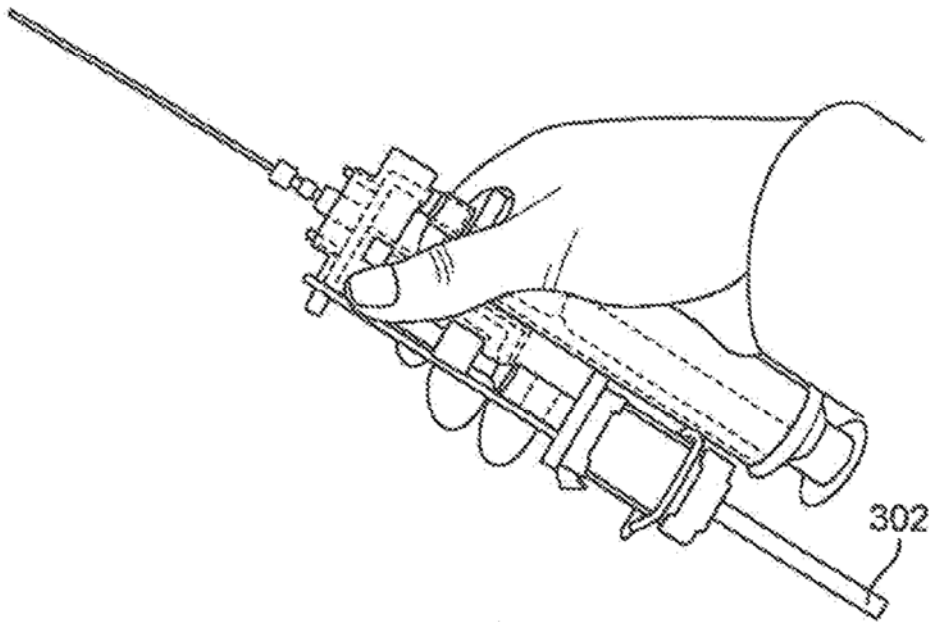


FIG. 30B

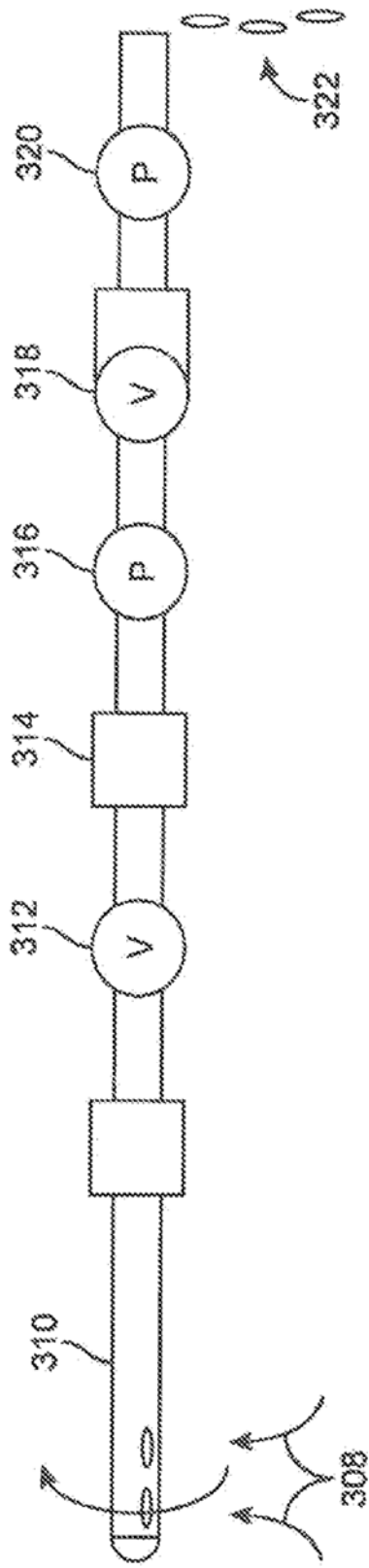


FIG. 31

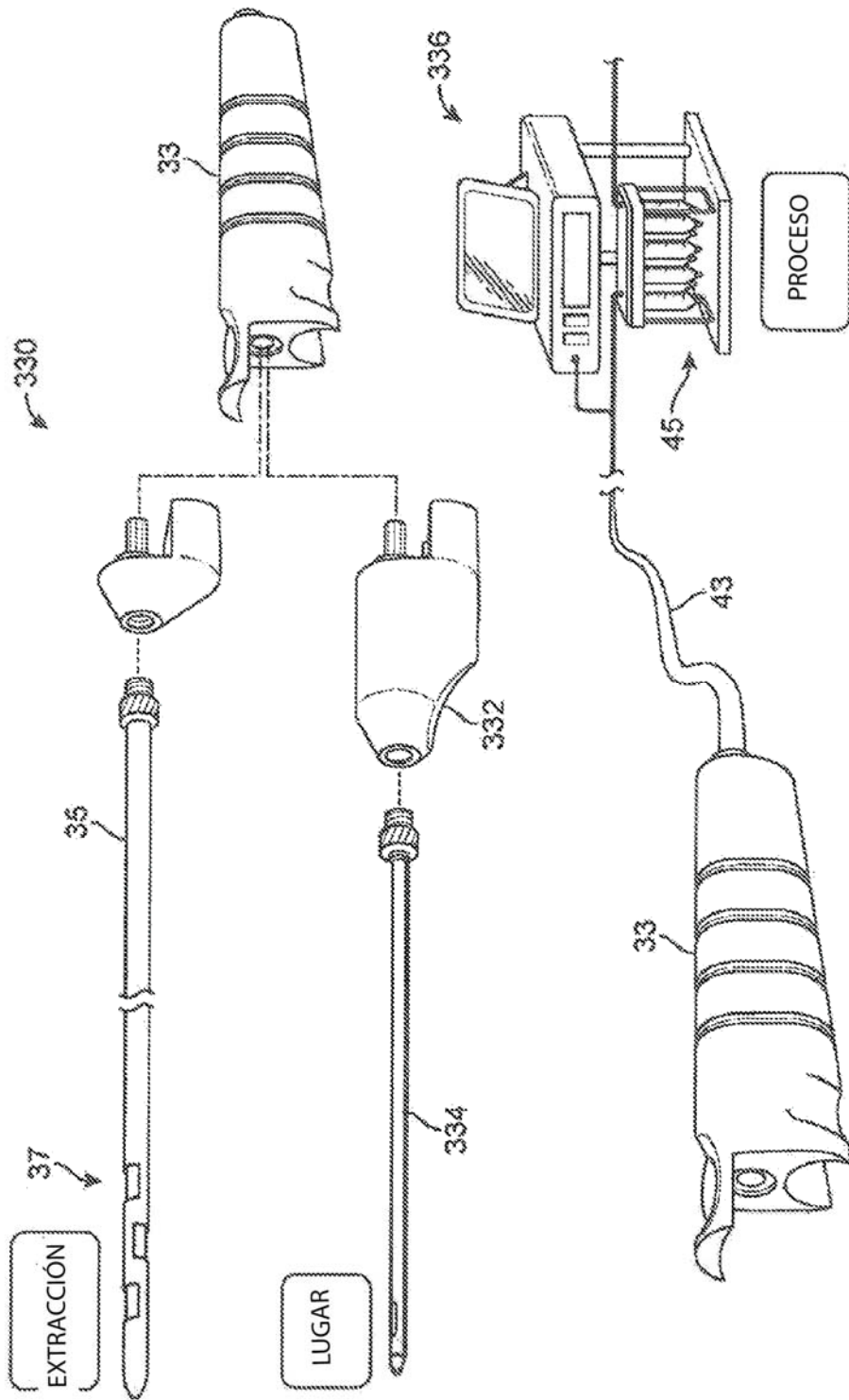


FIG. 32

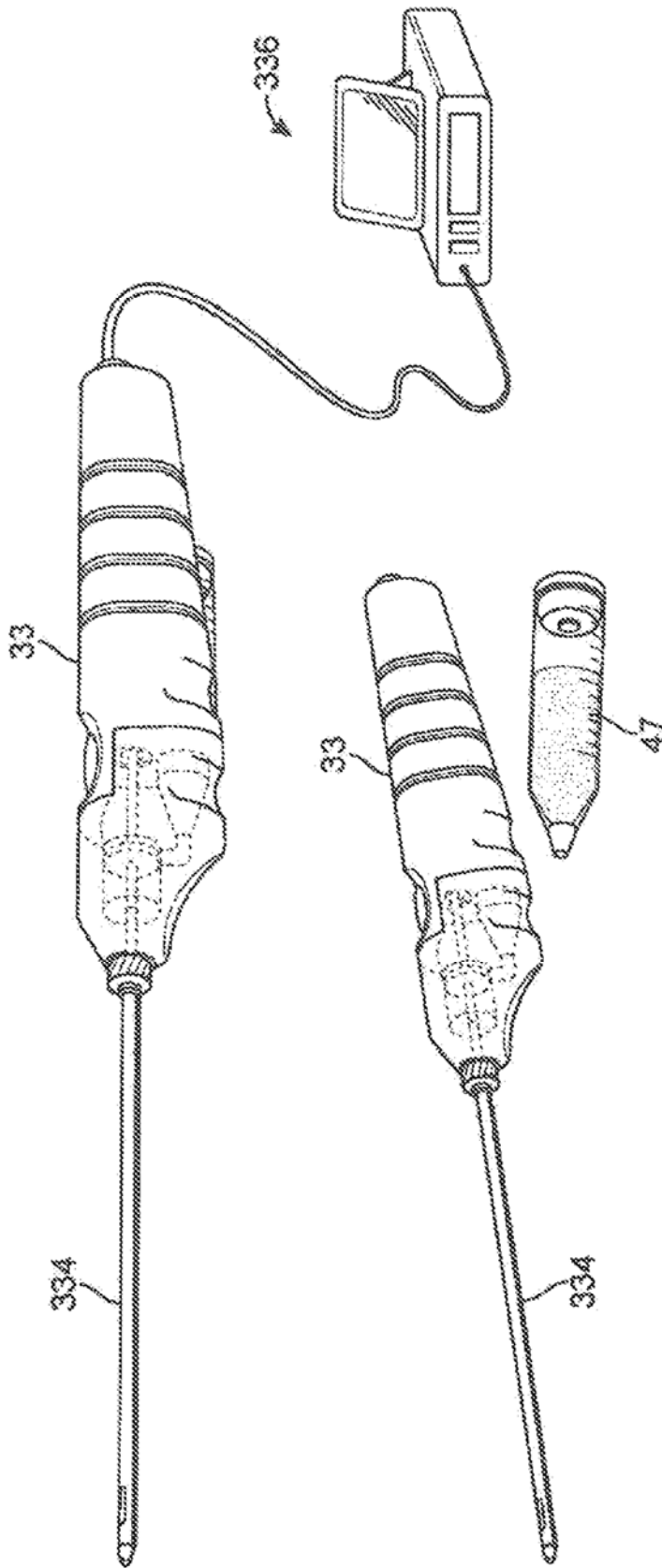


FIG. 34

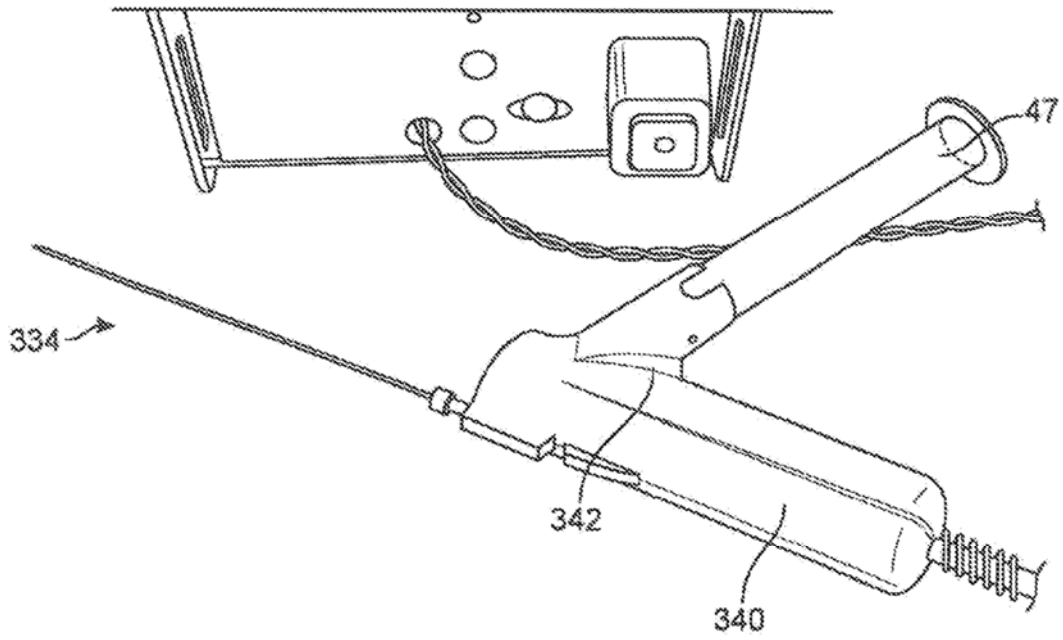


FIG. 35A

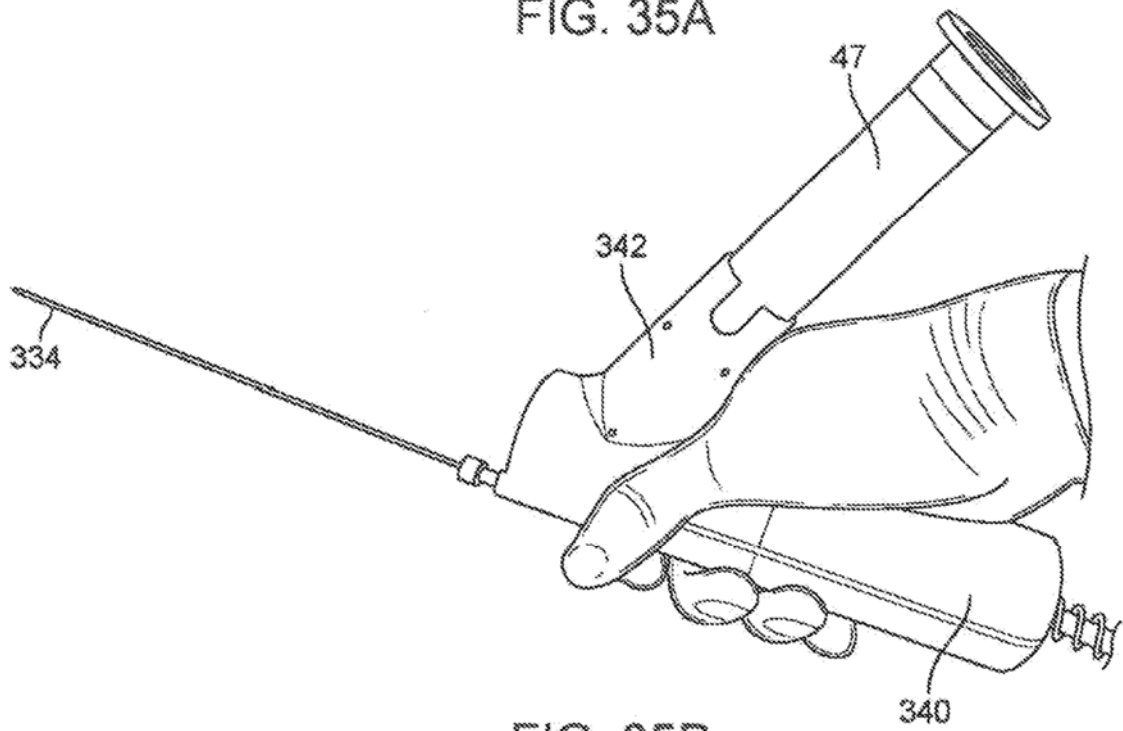
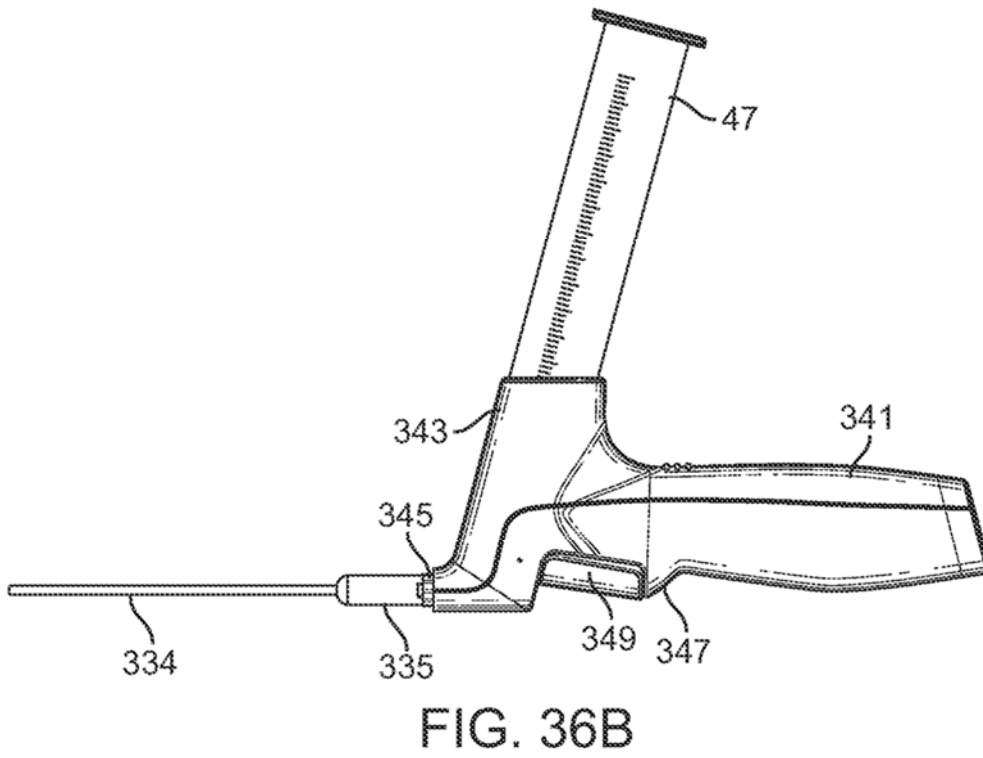
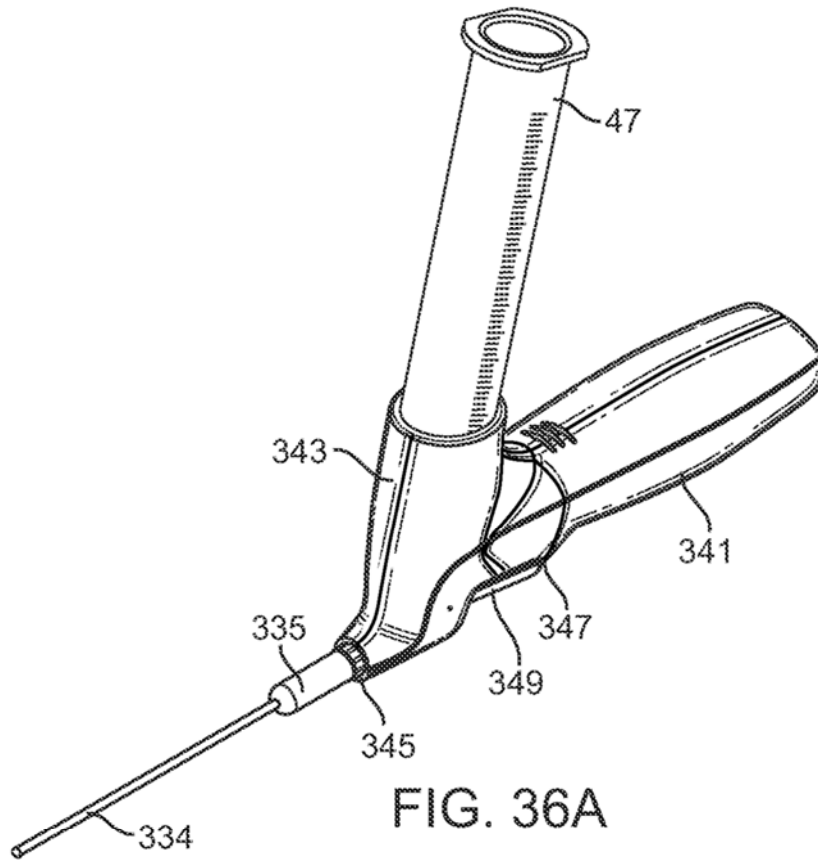
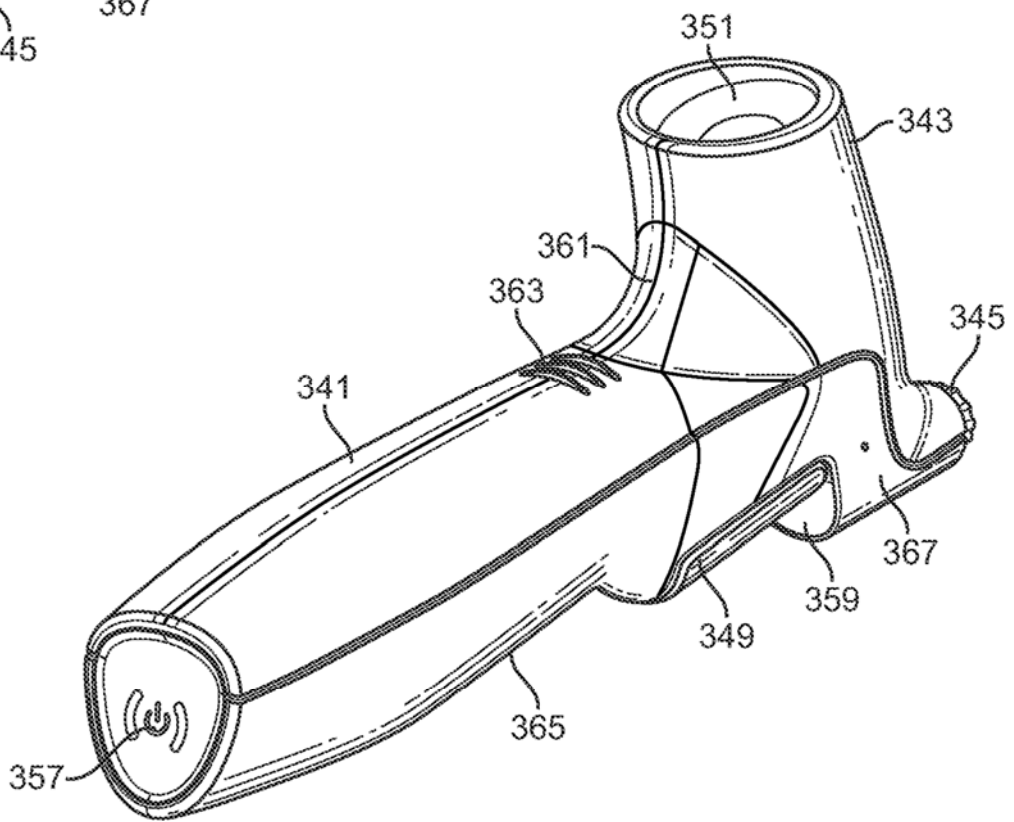
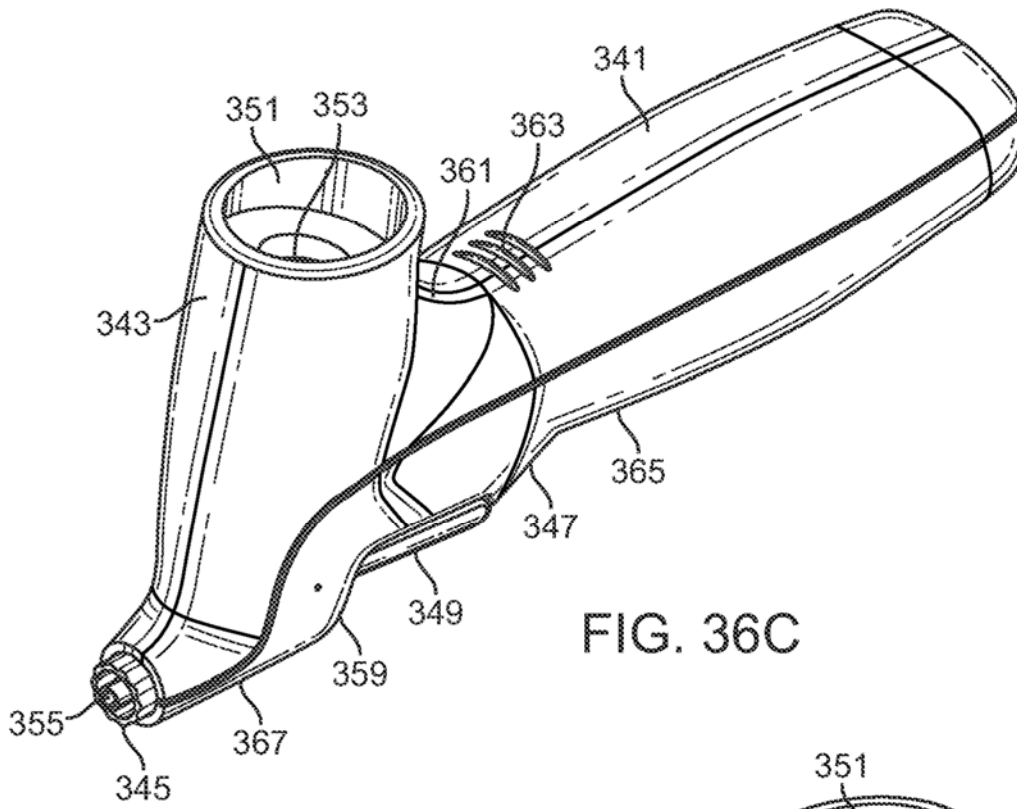


FIG. 35B





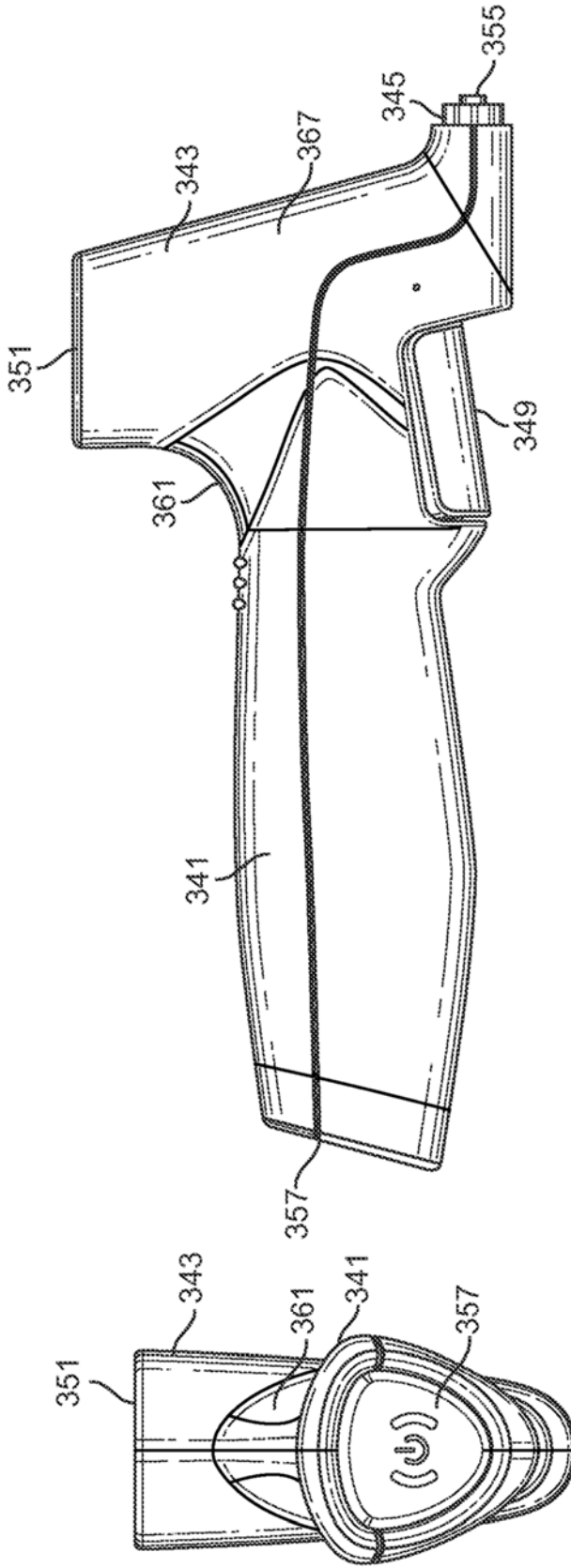
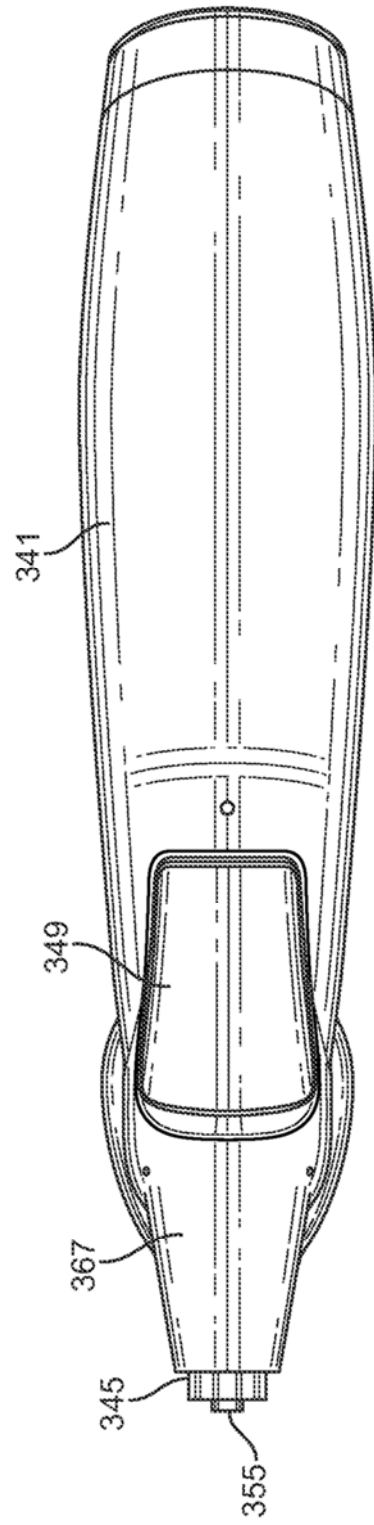
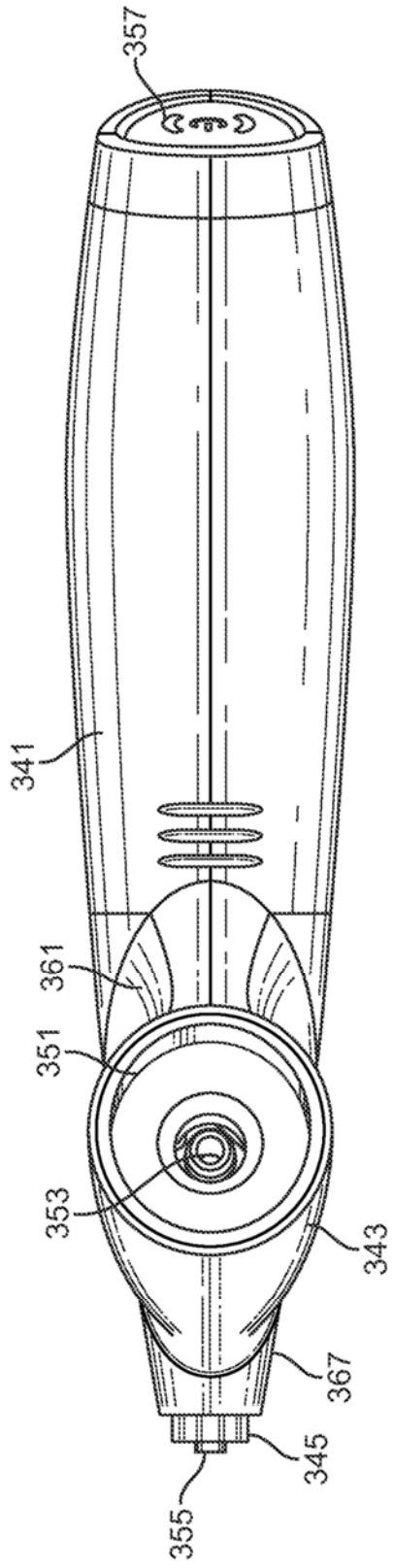


FIG. 36G

FIG. 36H



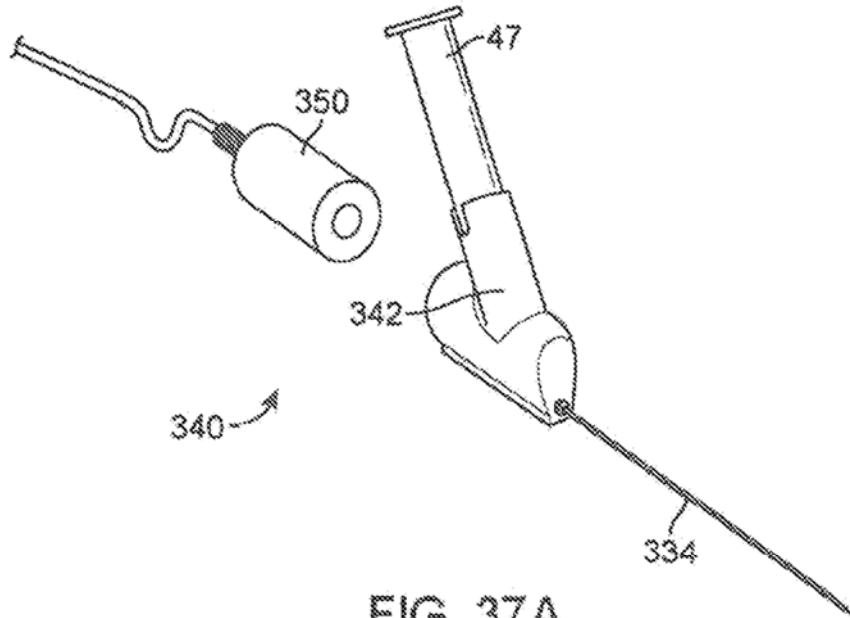


FIG. 37A

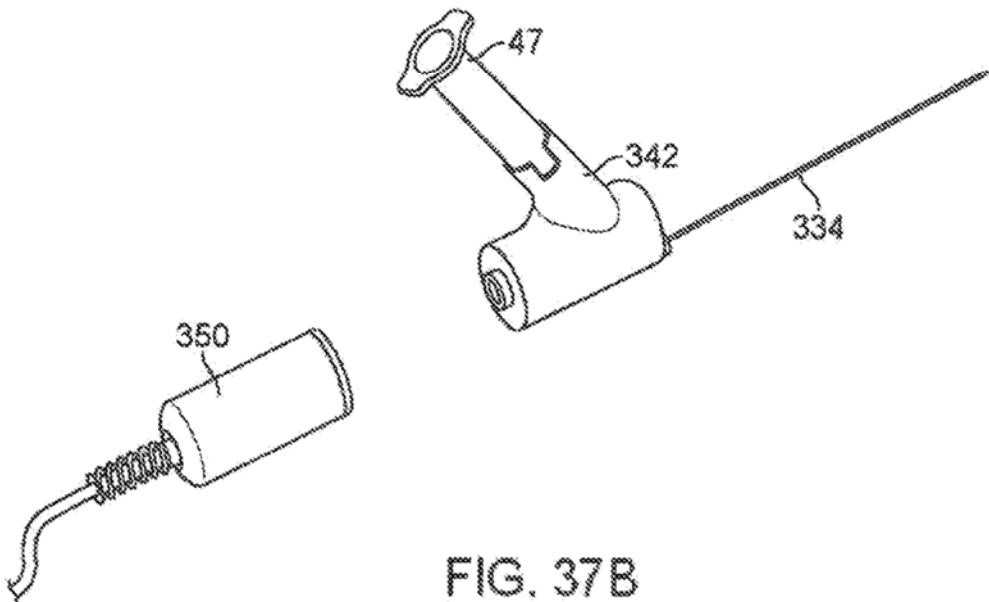


FIG. 37B

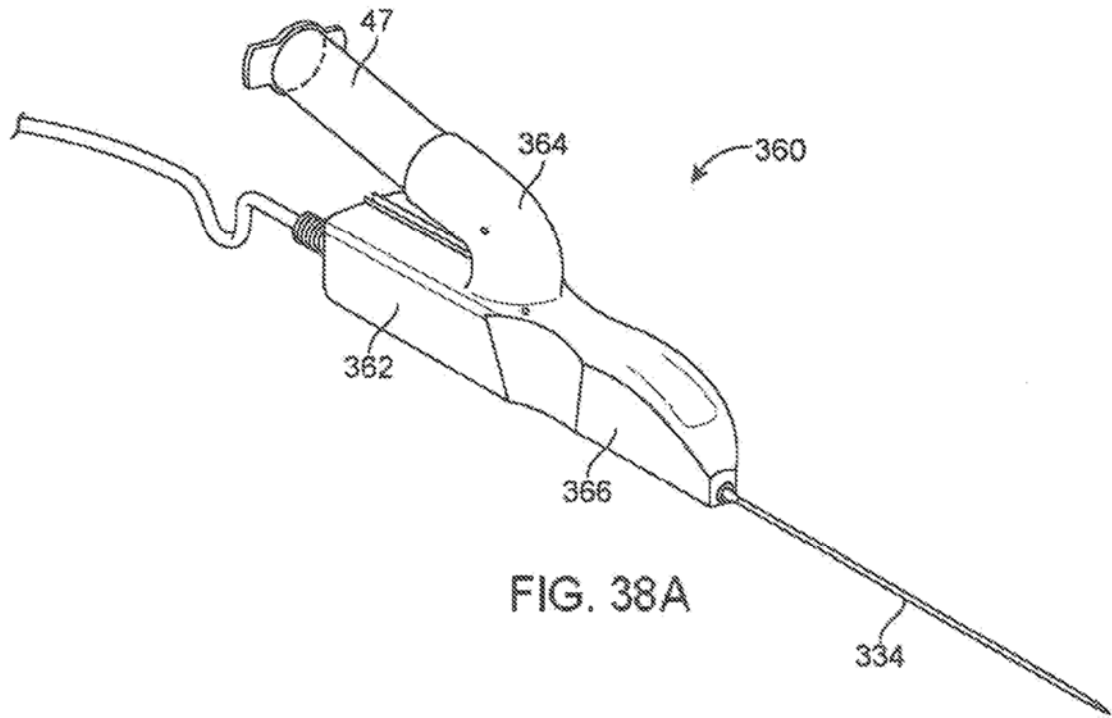


FIG. 38A

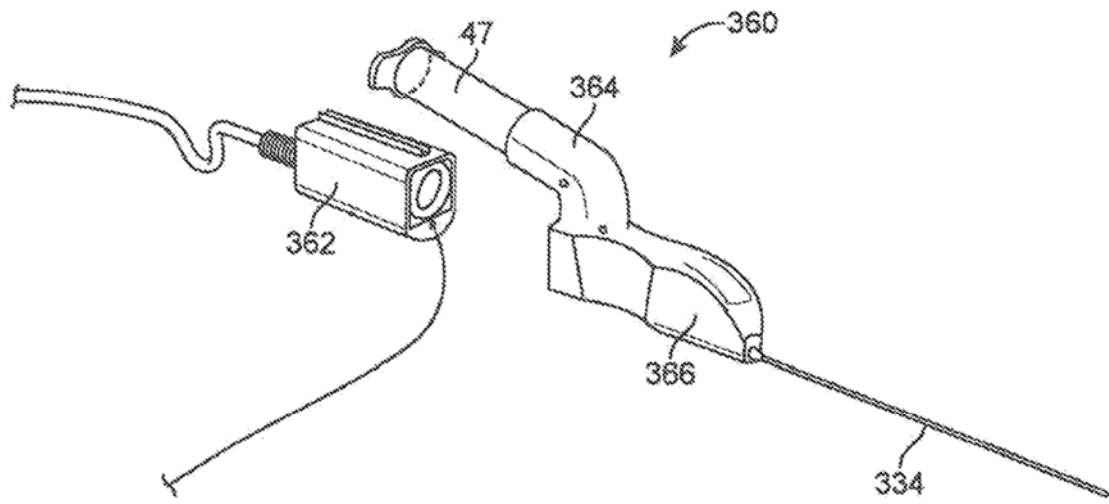


FIG. 38B

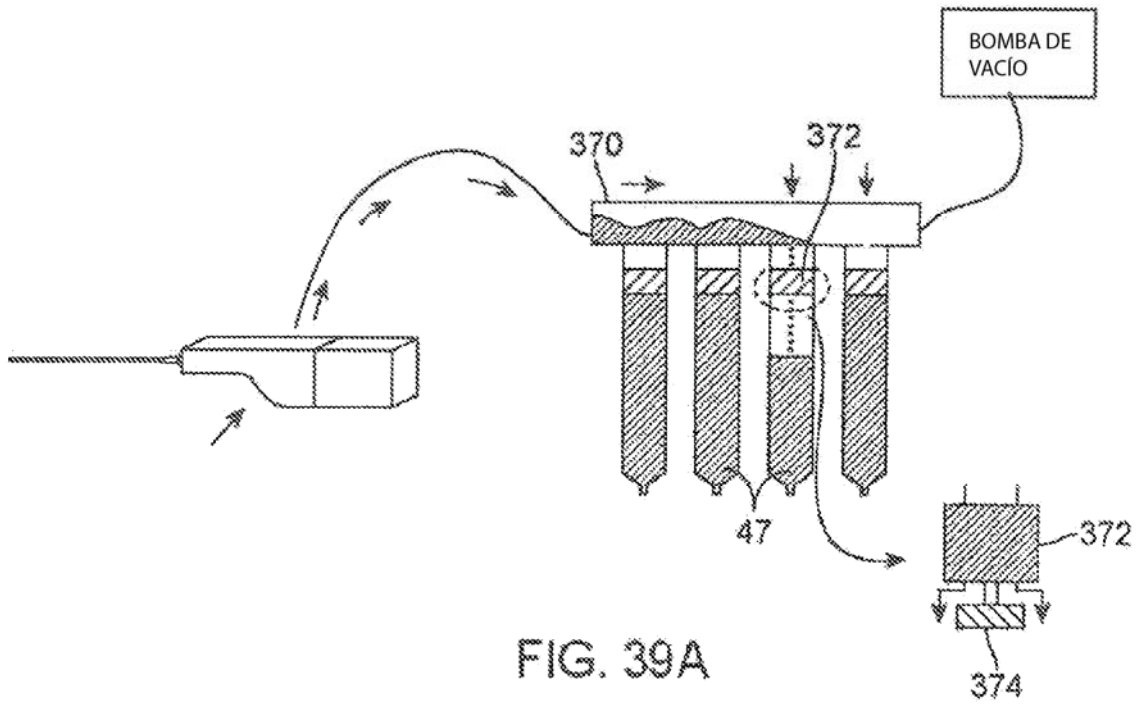


FIG. 39A

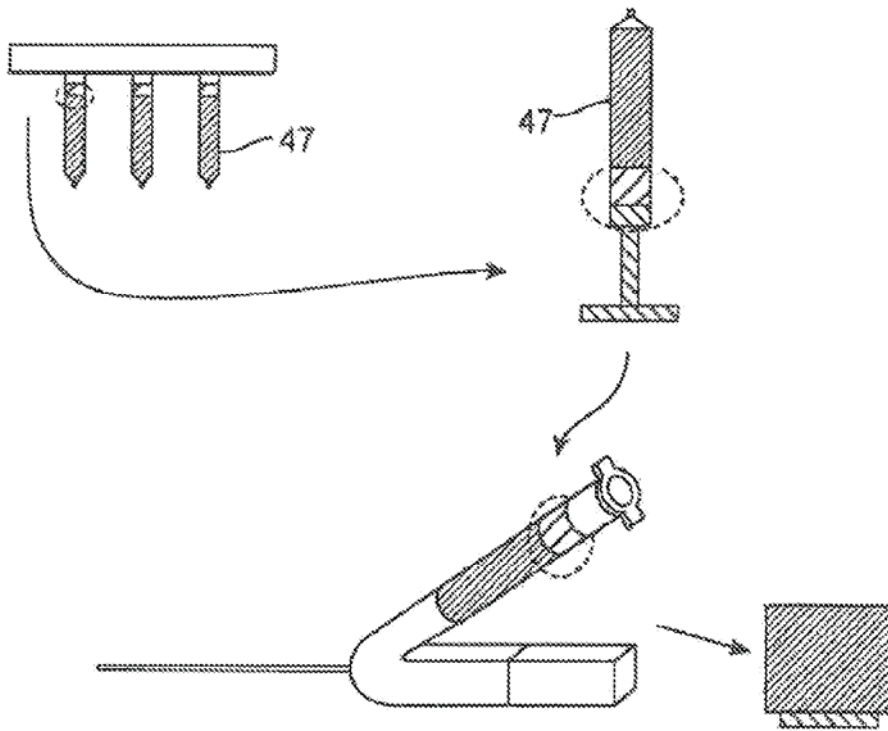


FIG. 39B

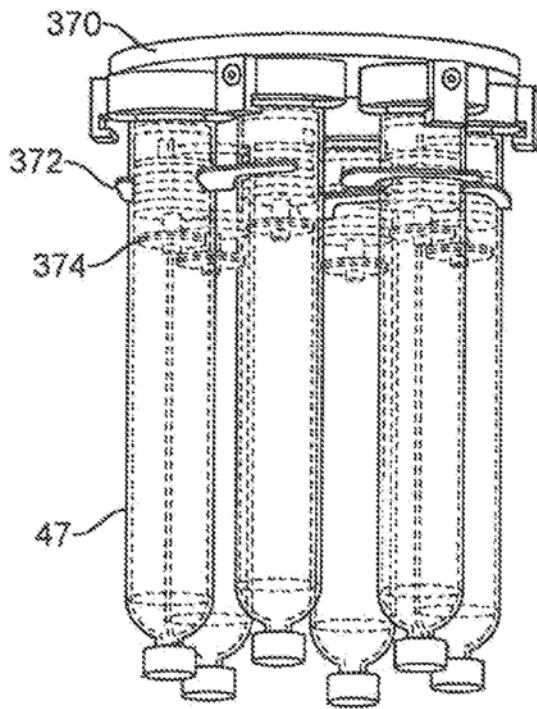


FIG. 40

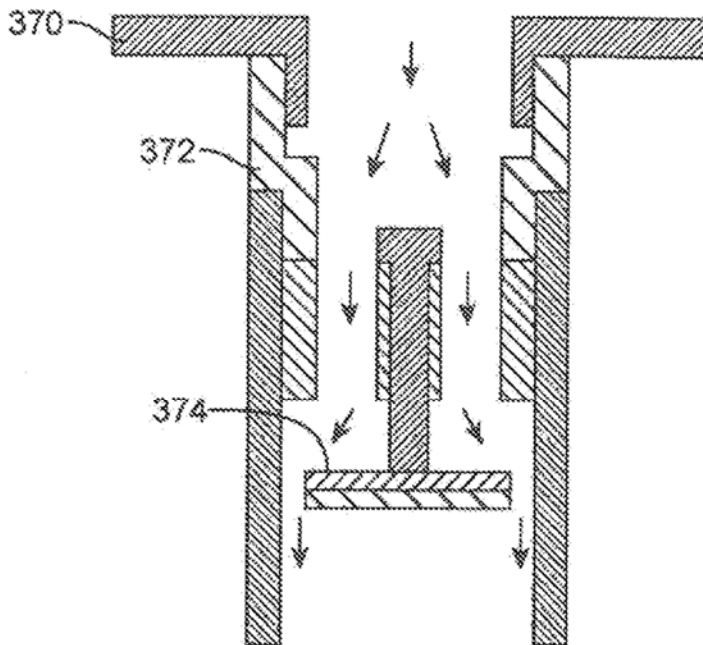


FIG. 41

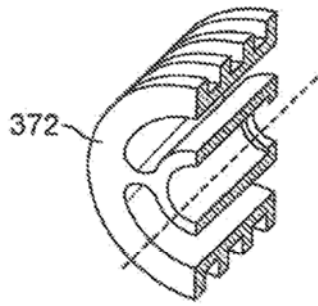


FIG. 42A

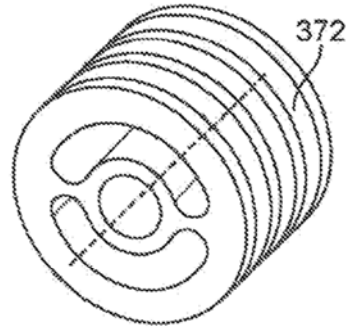


FIG. 42B

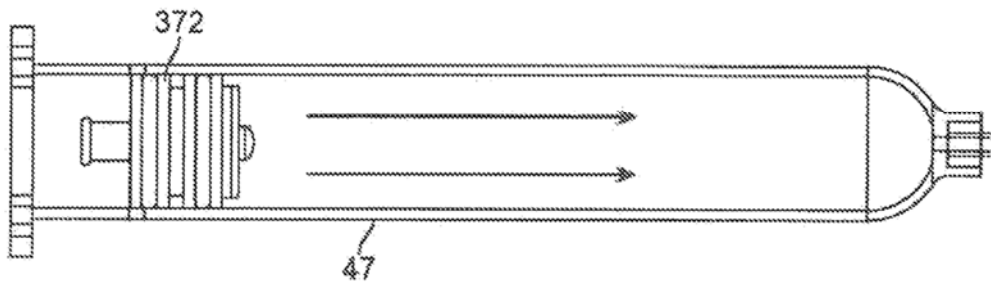


FIG. 43

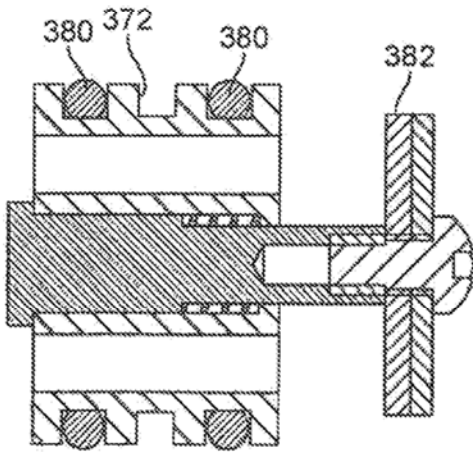


FIG. 44A

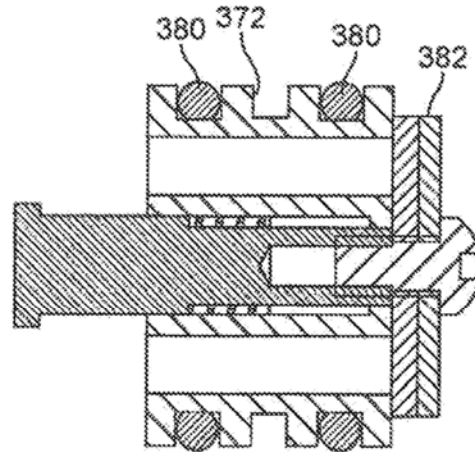


FIG. 44B

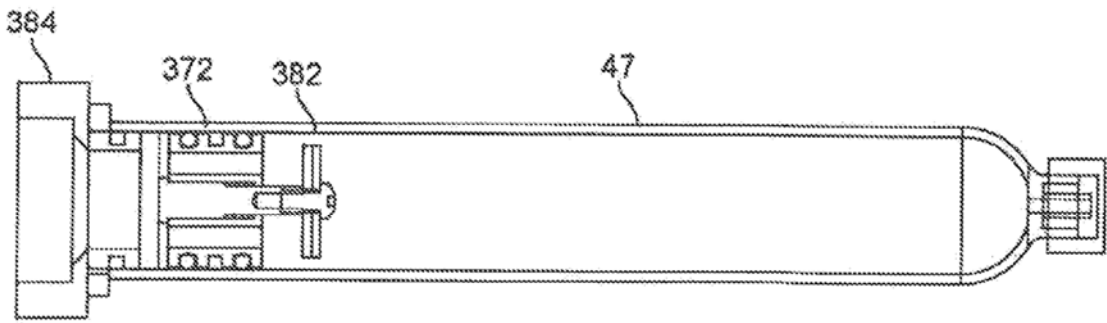


FIG. 45

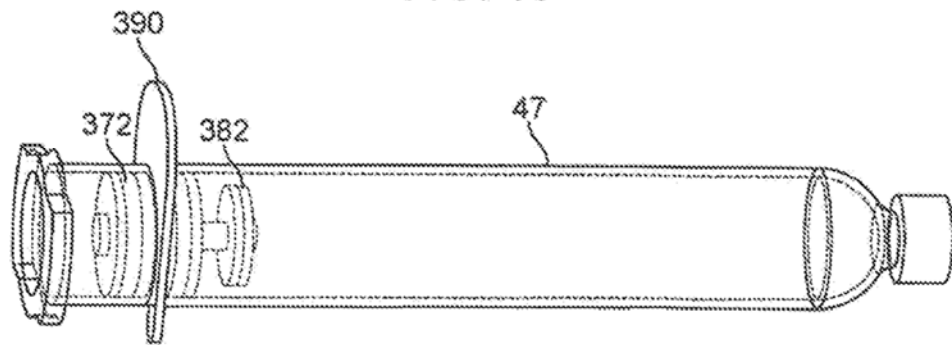


FIG. 46

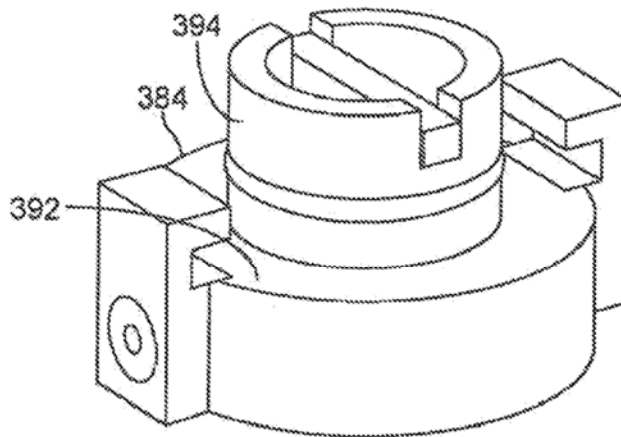


FIG. 47

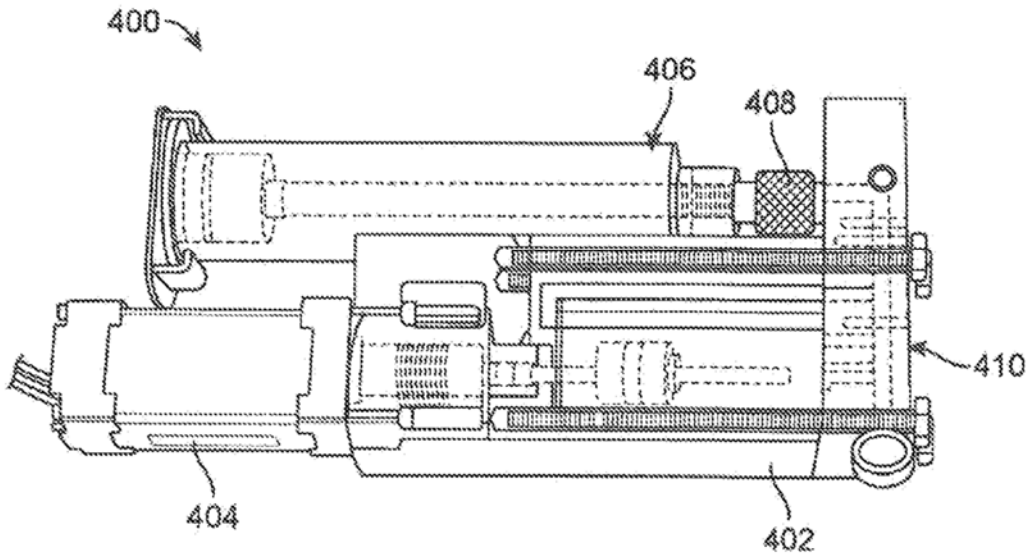


FIG. 48A

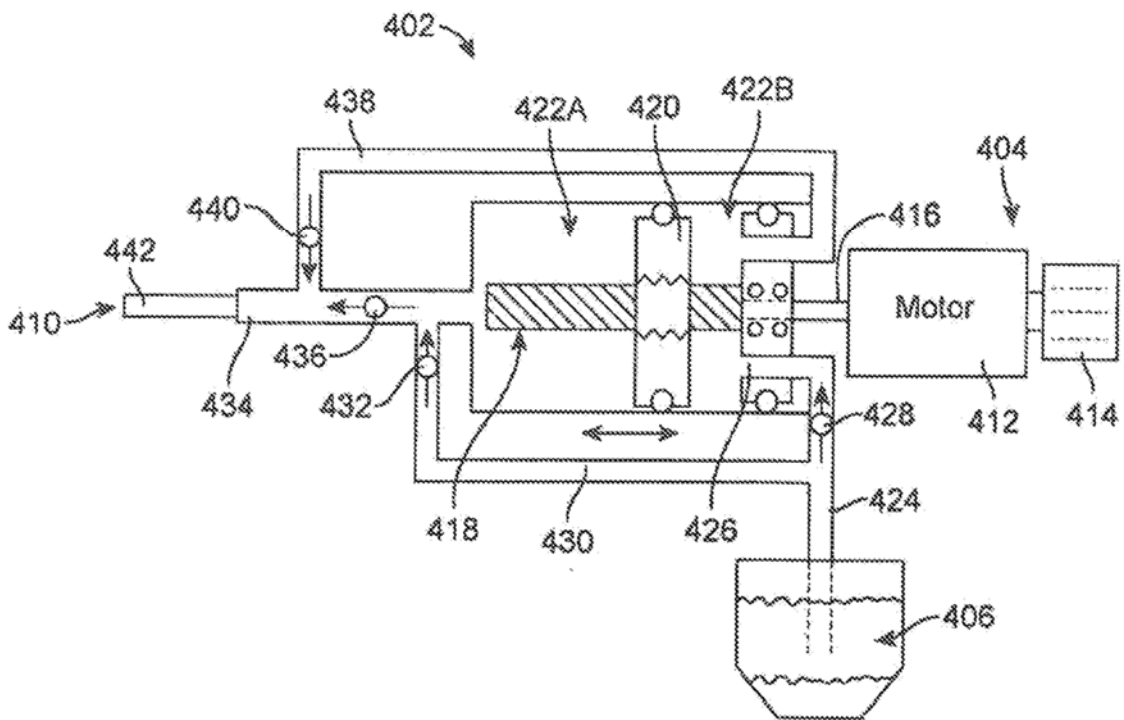


FIG. 48B

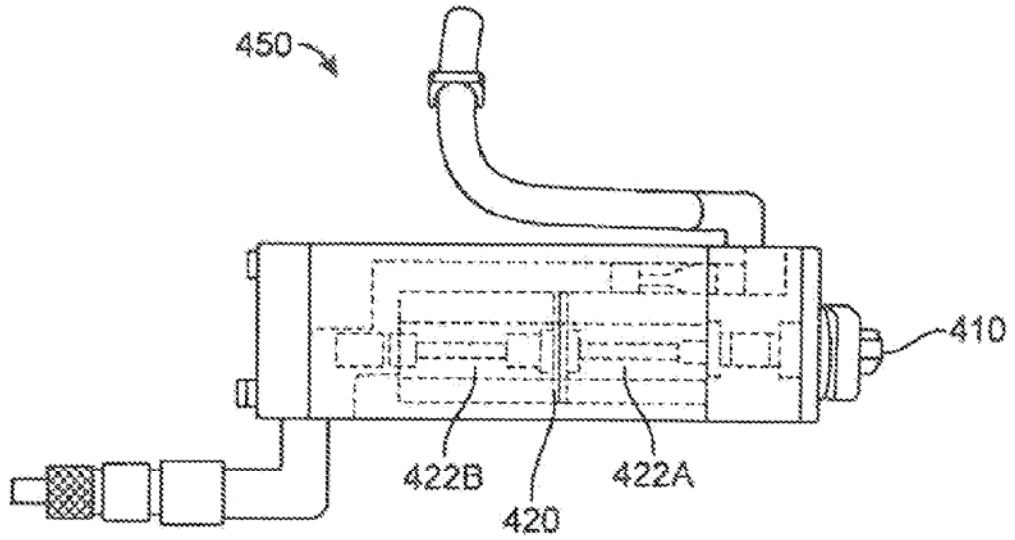


FIG. 49

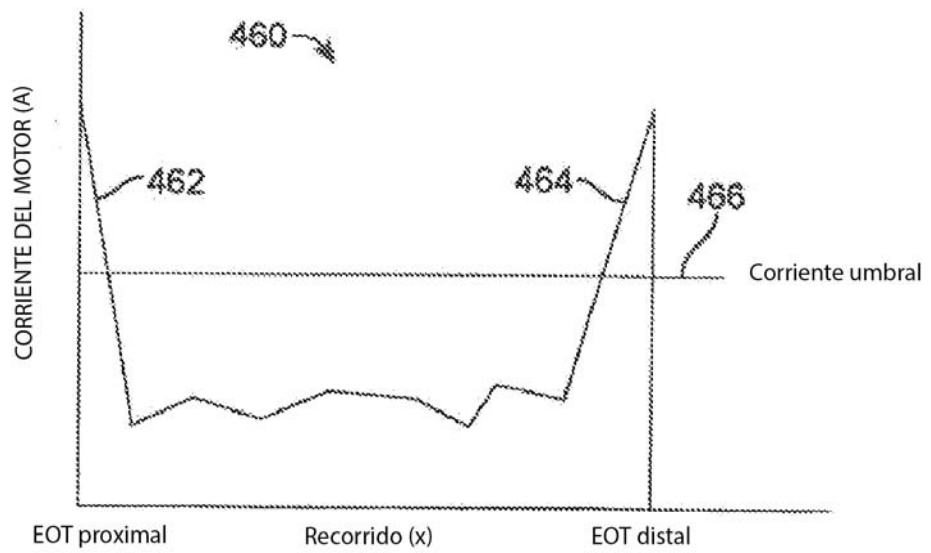


FIG. 50

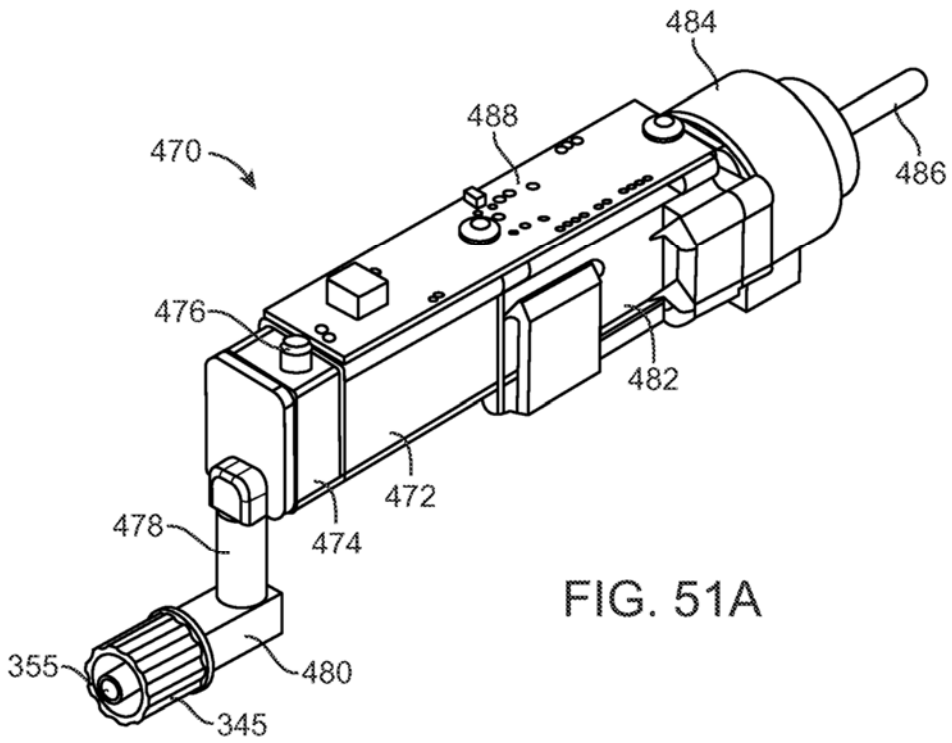


FIG. 51A

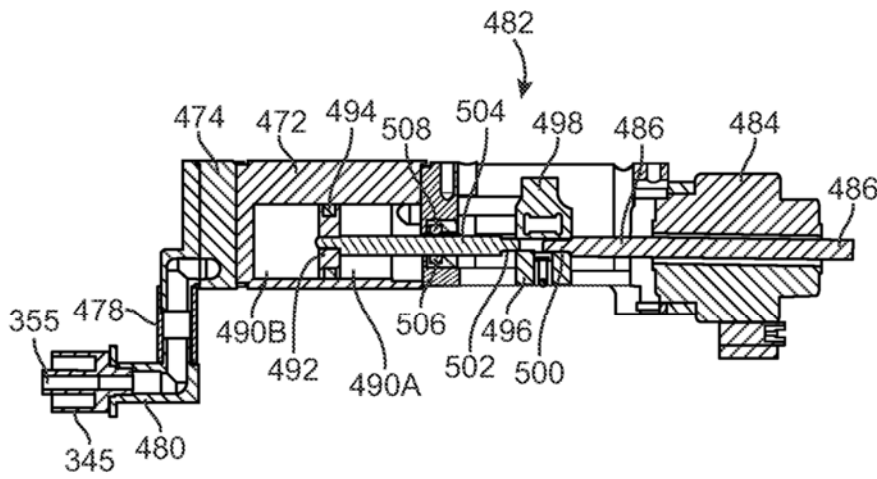


FIG. 51B

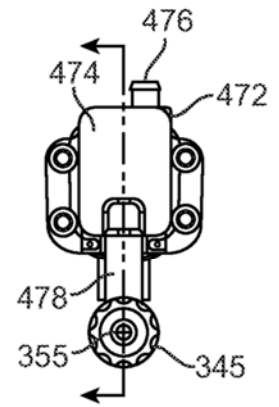


FIG. 51C

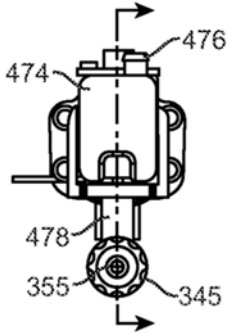


FIG. 52A

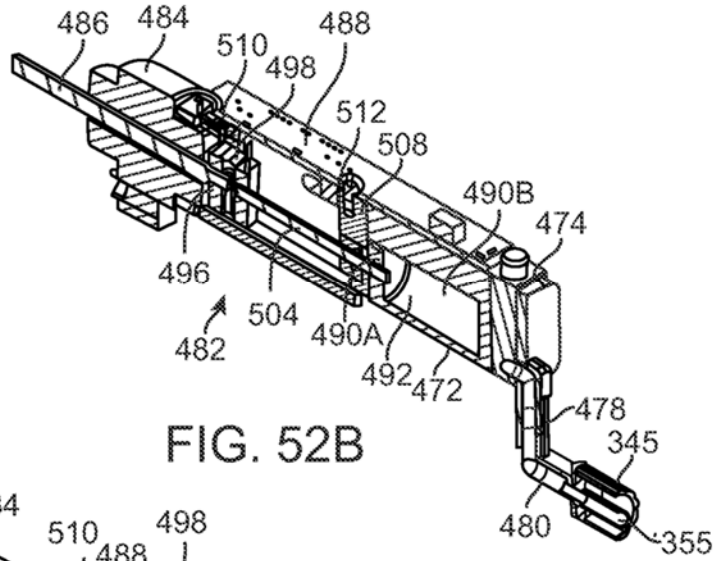


FIG. 52B

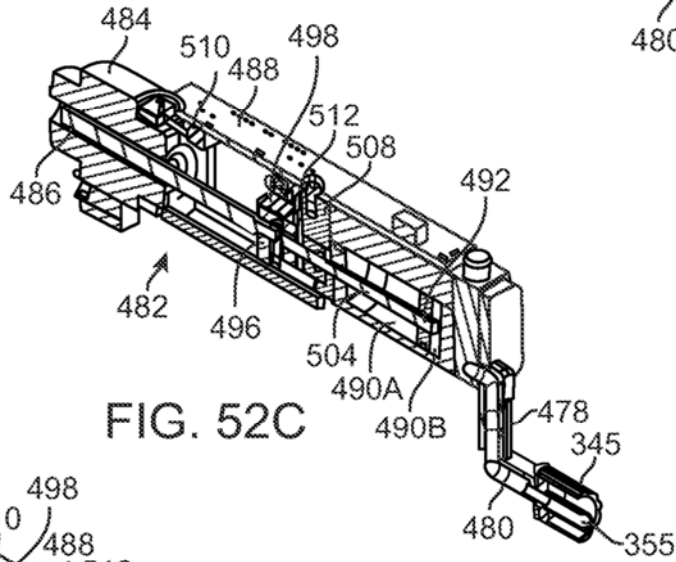


FIG. 52C

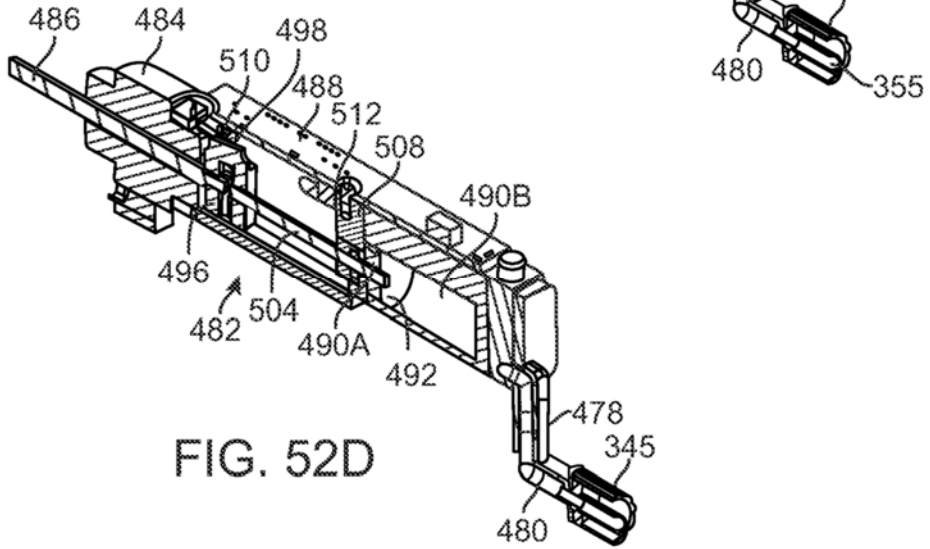
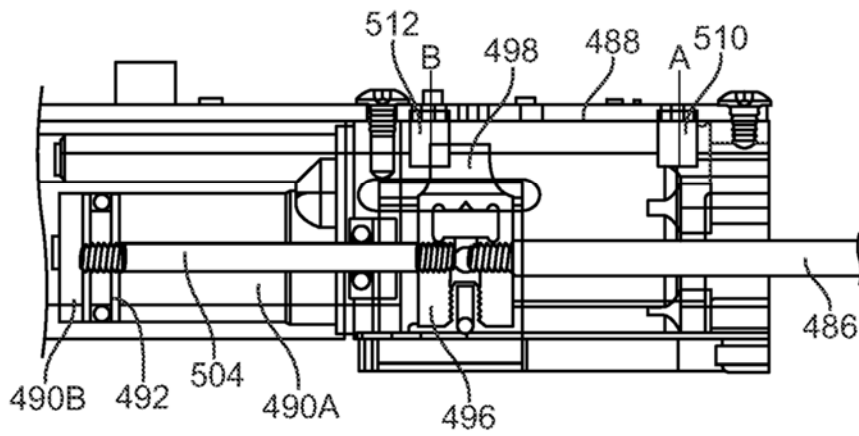
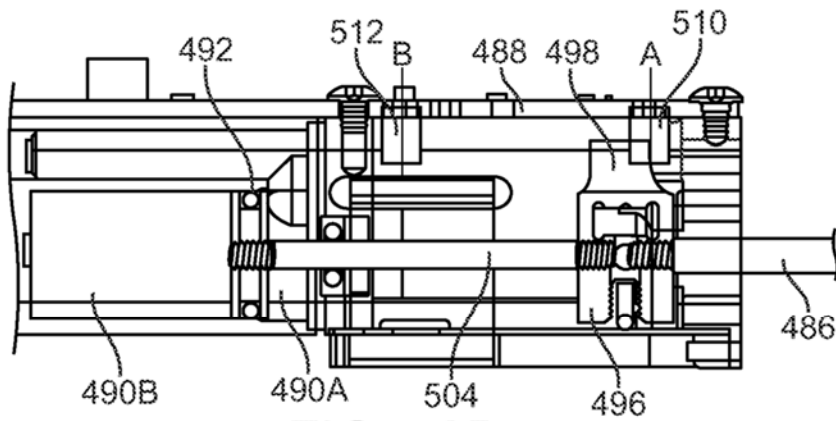
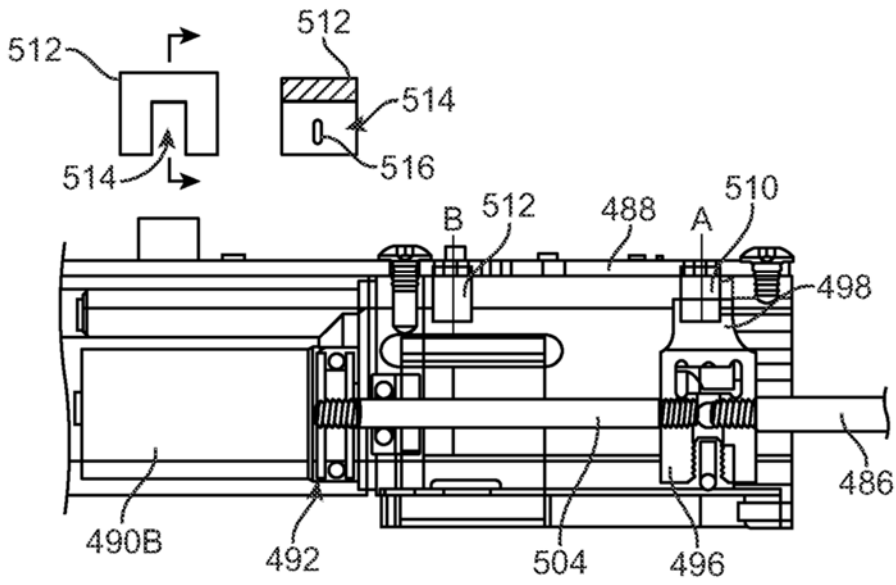


FIG. 52D



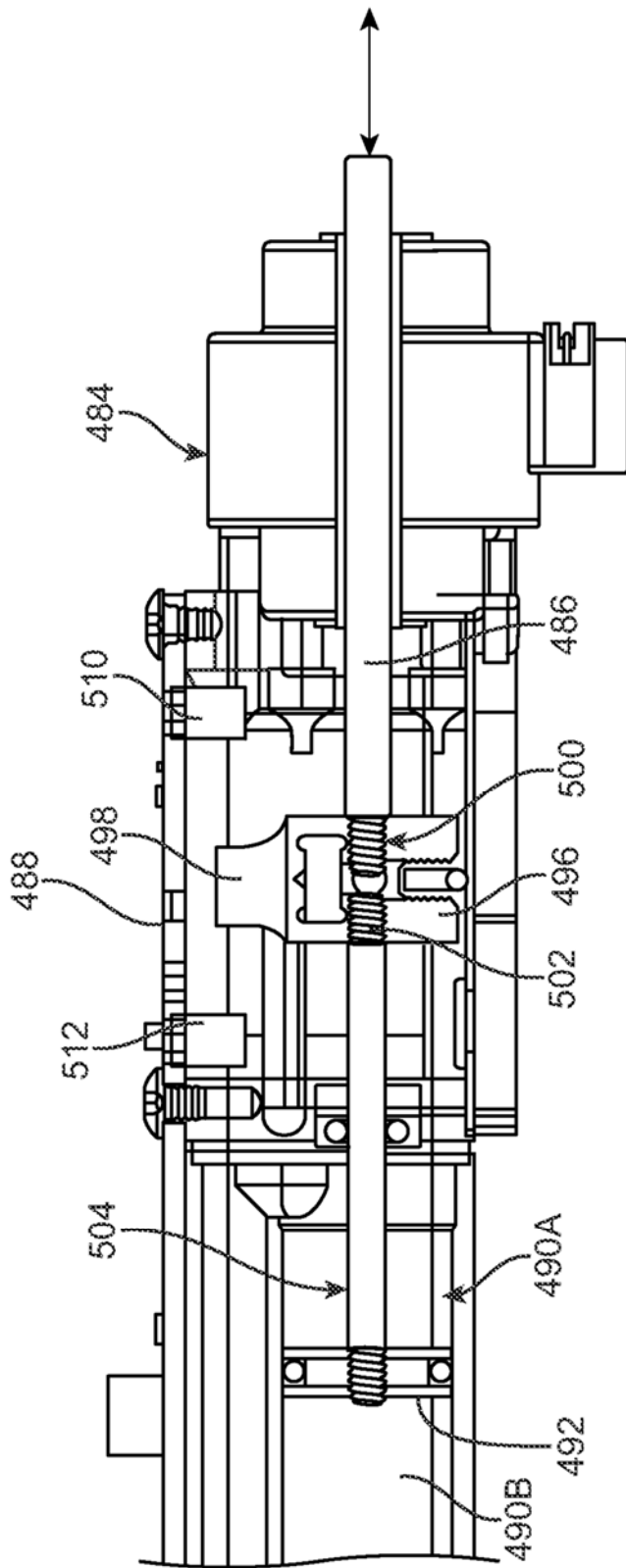


FIG. 54

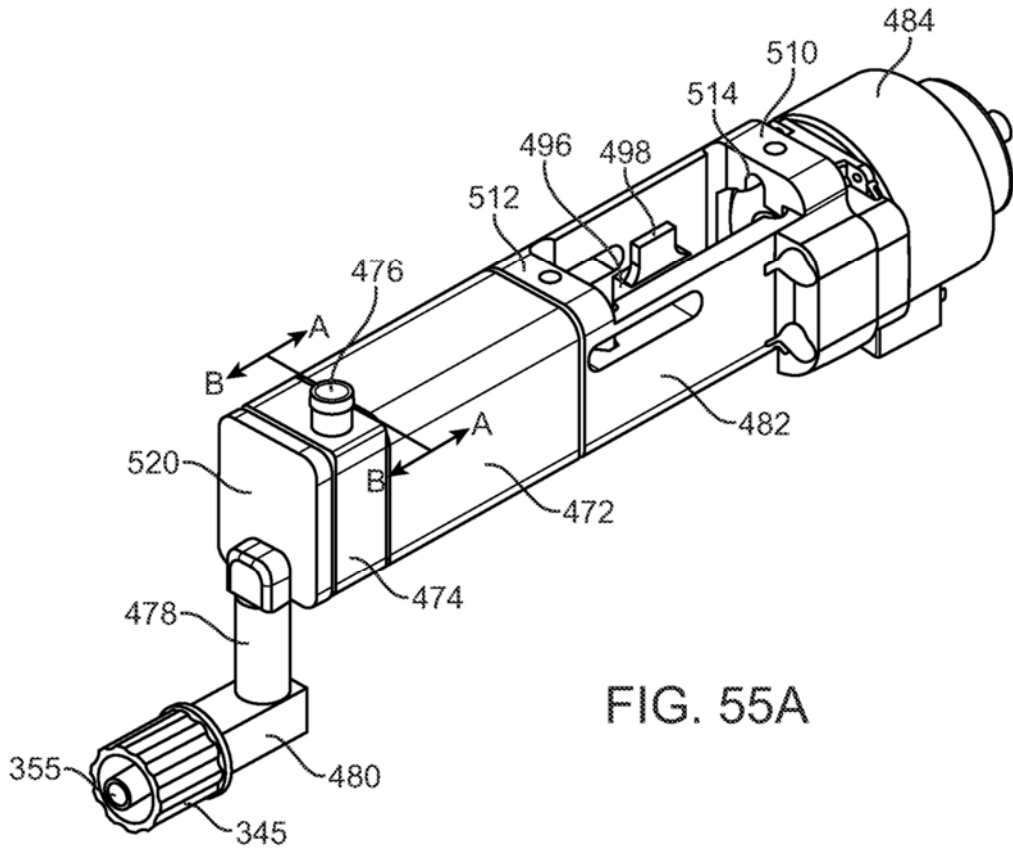


FIG. 55A

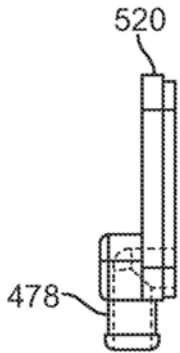


FIG. 55B

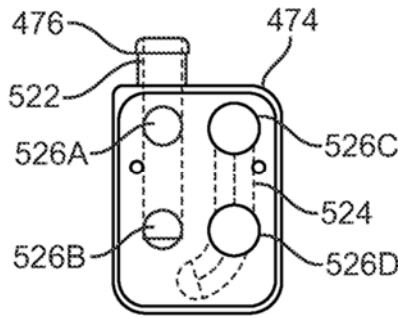


FIG. 55C

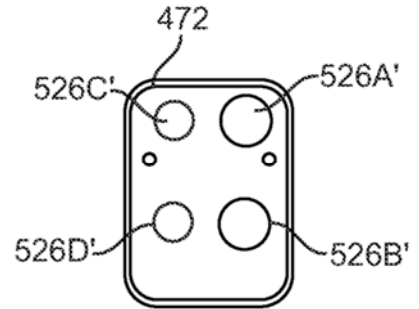


FIG. 55D

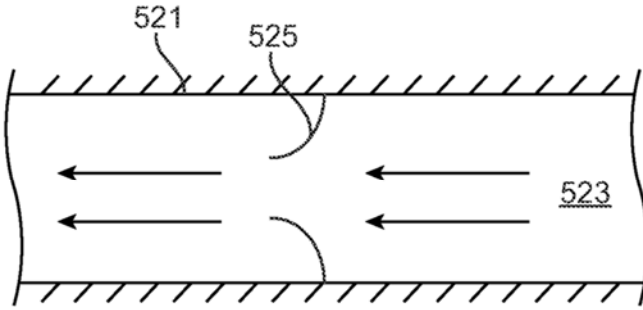


FIG. 55E

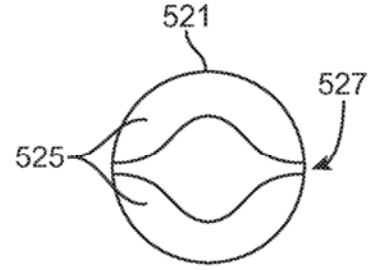


FIG. 55F

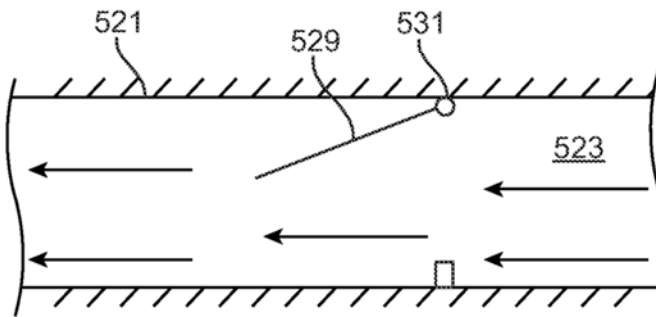


FIG. 55G

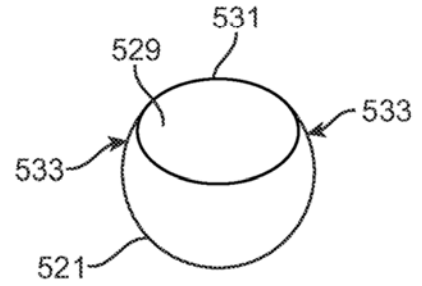


FIG. 55H

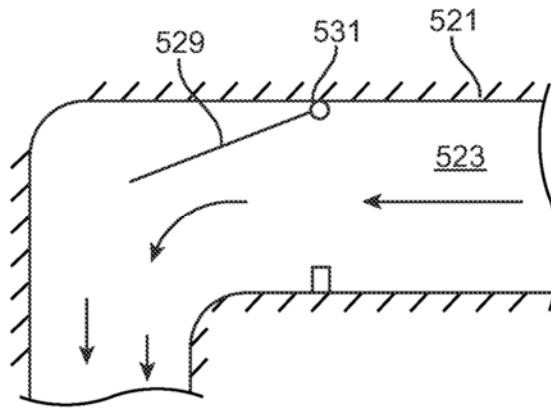
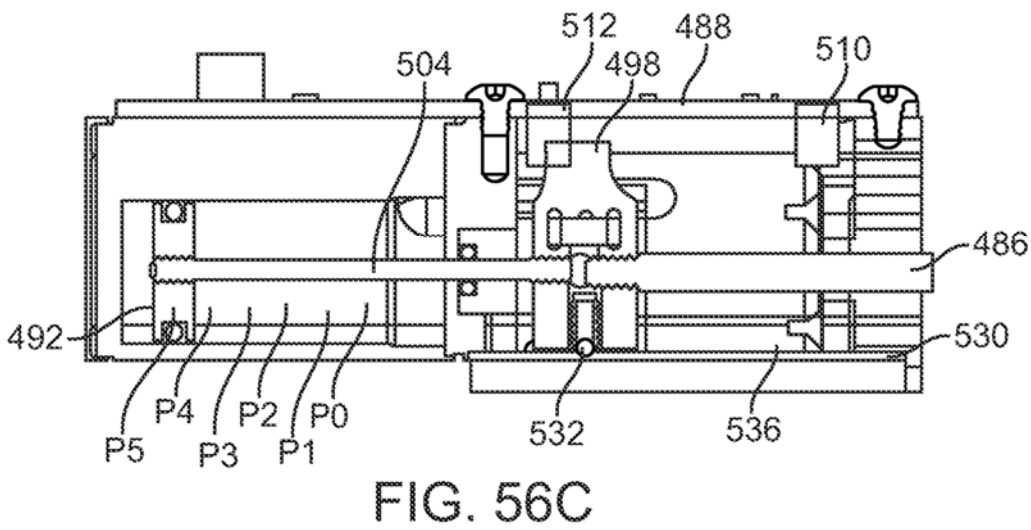
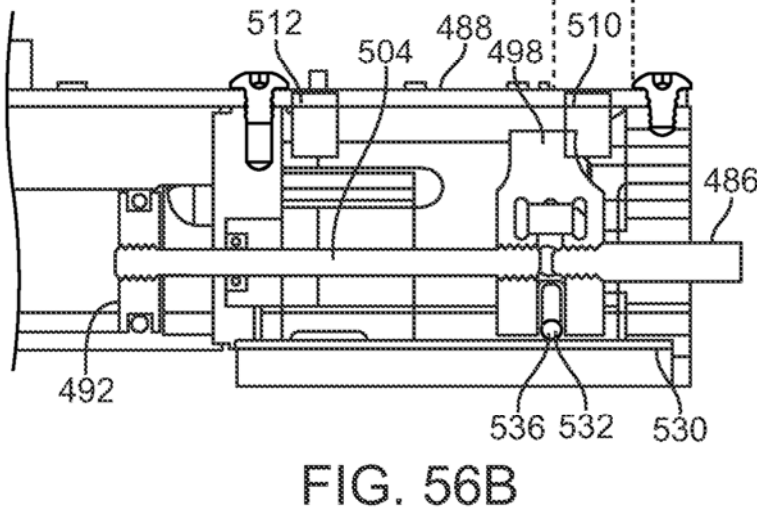
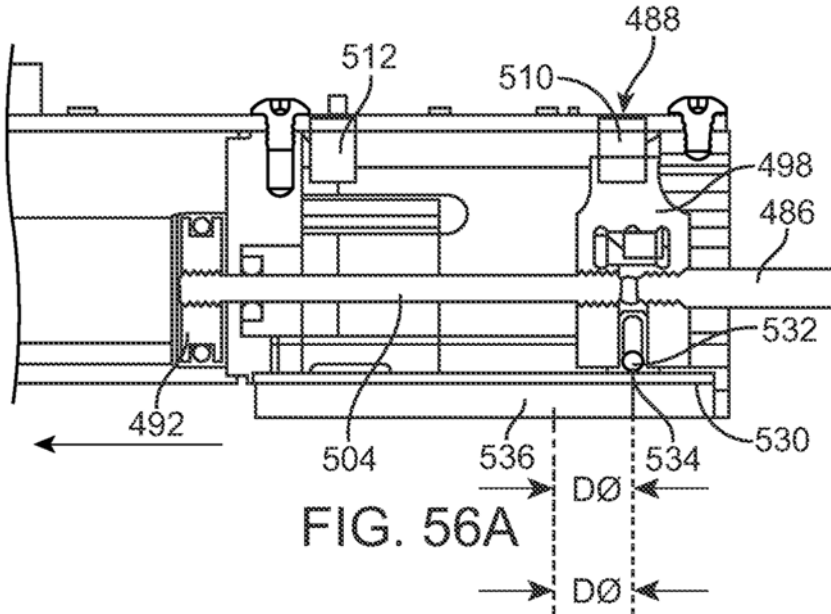


FIG. 55I



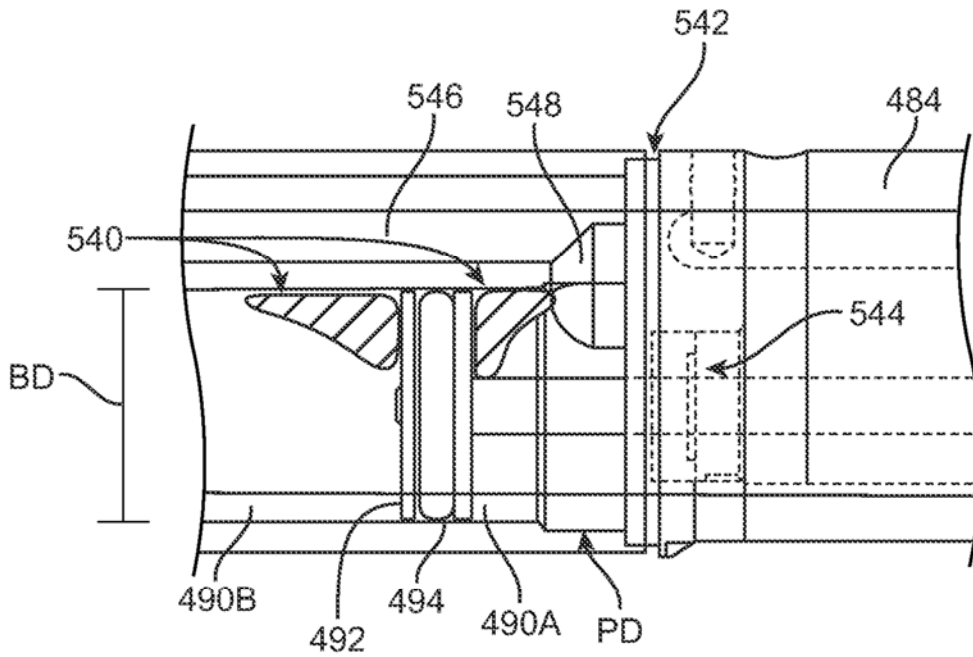


FIG. 57A

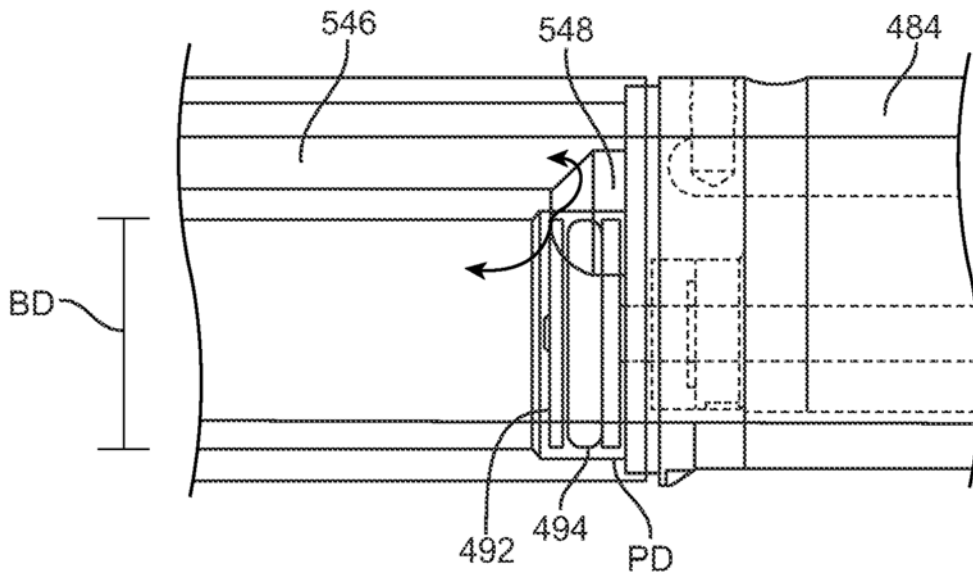


FIG. 57B

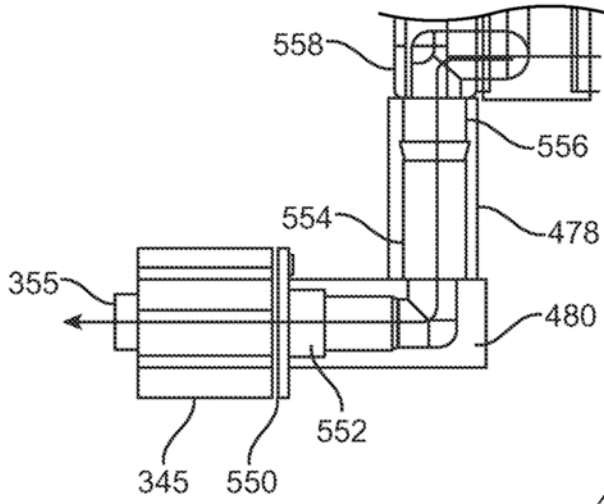


FIG. 58A

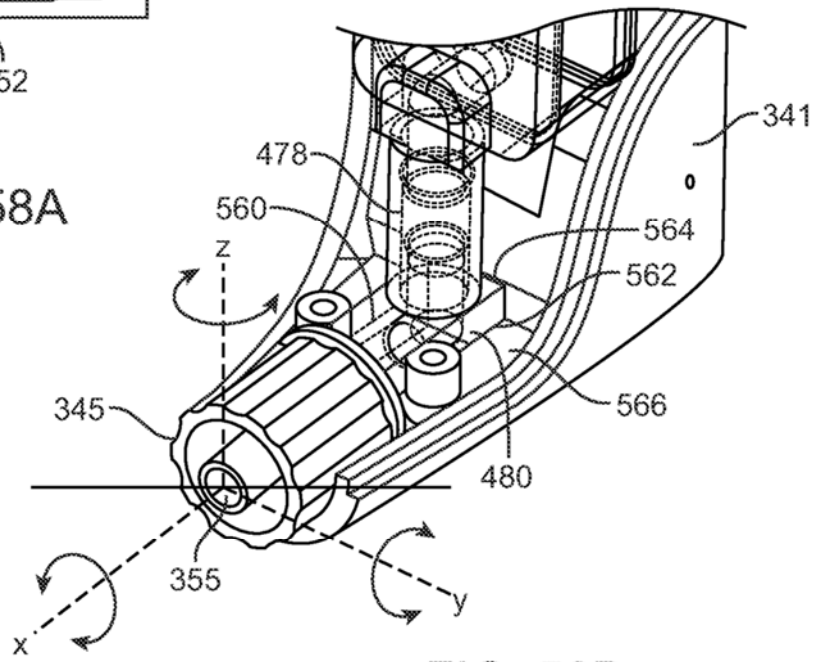


FIG. 58B

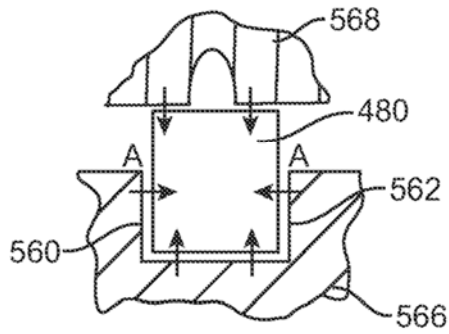


FIG. 58C