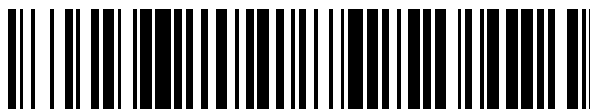


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 629 104**

51 Int. Cl.:

A61M 5/145 (2006.01)

A61M 5/24 (2006.01)

A61M 5/142 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.06.2014** **PCT/US2014/041634**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.12.2014** **WO14209591**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.06.2014** **E 14739289 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.05.2017** **EP 3013390**

54 Título: **Dispositivo de infusión de fármacos con cierre de seguridad**

30 Prioridad:

28.06.2013 US 201361840533 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.08.2017

73 Titular/es:

ANIMAS CORPORATION (100.0%)
200 Lawrence Drive
West Chester, PA 19380, US

72 Inventor/es:

HUTCHINSON, MICHAEL y
DIPIETRO, JOSEPH

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 629 104 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).

Dispositivo de infusión de fármacos con cierre de seguridad**Descripción****5 CAMPO DE LA INVENCION**

La presente invención se refiere, en general, a dispositivos de administración de fármacos y, más particularmente, a un dispositivo de infusión de fármacos que puede llevarse como una bomba tipo parche configurada para administrar medicación a un paciente en bolos discretos. El dispositivo divulgado puede recibir órdenes de un dispositivo remoto a través de telemetría inalámbrica e incluye un cierre de seguridad para cerrar, o bloquear, instrucciones remotas.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

El uso de dispositivos de administración de fármacos para varios tipos de terapias de fármacos se está volviendo más común ya que la infusión automatizada de fármacos puede proporcionar tratamiento más fiable y más preciso a un paciente.

La diabetes es un problema de salud importante, ya que puede impedir significativamente la libertad de acción y el estilo de vida de personas afligidas con esta enfermedad. Típicamente, el tratamiento de la forma más severa de la condición, diabetes Tipo I (dependiente de insulina), requiere una o más inyecciones de insulina al día, denominadas inyecciones diarias múltiples. La insulina se requiere para controlar la glucosa o azúcar en la sangre, evitando de esta manera la hiperglucemia que, si no se corrige, puede llevar a cetoacidosis diabética. Adicionalmente, la administración inapropiada de la terapia de insulina puede dar lugar a episodios hiperglucémicos, que pueden provocar coma y muerte. La hiperglucemia en diabéticas se ha correlacionado con varios efectos a largo plazo de la diabetes, como enfermedad cardíaca, aterosclerosis, ceguera, accidente cerebrovascular, hipertensión, y fallo hepático.

El valor de la monitorización frecuente de la glucosa en sangre para evitar o al menos minimizar las complicaciones de la diabetes Tipo I está bien establecido. Los pacientes con diabetes Tipo II (no dependiente de insulina) también pueden beneficiarse de la monitorización de la glucosa en sangre en el control de su condición por medio de la dieta y ejercicio. Así, la monitorización cuidadosa de los niveles de glucosa en sangre y la capacidad de infundir con precisión y convenientemente insulina en el cuerpo de una manera oportuna es un componente crítico en el cuidado y control de la diabetes.

Para controlar más eficazmente la diabetes de una manera que reduzca las limitaciones impuestas por esta enfermedad en el estilo de vida de la persona afectada, se han introducido varios dispositivos para facilitar la monitorización de la glucosa en sangre (BG). Típicamente, tales dispositivos, o medidores, permiten al paciente obtener rápidamente, y con una cantidad mínima de incomodidad física, una muestra de su sangre o fluido intersticial que se analiza después por el medidor. En la mayoría de los casos, el medidor tiene una pantalla de visualización que muestra la lectura de BG para el paciente. El paciente puede entonces dosificarse con la cantidad apropiada, o bolo, de insulina. Para muchos diabéticos, esto resulta en tener que recibir inyecciones diarias múltiples de insulina. En muchos casos, estas inyecciones se auto-administran.

La WO 2012/128699 describe e ilustra un auto-inyector reutilizable con partes de carcasas distal y proximal, la parte de carcasa proximal estando adaptada para recibir un contenedor de medicamentos que incluye un émbolo móvil. Una varilla del émbolo roscada está dispuesta dentro del auto-inyector para actuar en el émbolo y es móvil en la dirección longitudinal del dispositivo. La varilla del émbolo roscada está configurada para ser llevada hacia el extremo proximal del dispositivo por una tuerca de accionamiento. Un miembro de guía es bloqueable rotativamente pero deslizable longitudinalmente en relación a la varilla del émbolo roscada y está configurada para ser conmutada por un mecanismo de bloqueo y liberación entre un estado bloqueado cuando las partes de la carcasa están ensambladas entre sí, en la que no puede rotar, y un estado liberado cuando las partes de la carcasa están desconectadas, en la que puede rotar. Como resultado, se dice que la fuerza de torsión que actúa en la varilla del émbolo roscada cuando el miembro de guía está en el estado liberado excede una fuerza de tensión de tal manera que la varilla del émbolo roscada se empuja hacia el extremo distal del dispositivo, pero la fuerza de tensión que actúa en la varilla del émbolo roscada cuando el miembro de guía está en el estado bloqueado excede la fuerza de torsión, de tal manera que la varilla del émbolo roscado se empuja hacia el extremo distal del dispositivo. El auto-inyector también incluye un mecanismo de accionamiento que está conectado operativamente con la tuerca de accionamiento de tal manera que la tuerca de accionamiento se bloquea cuando el miembro de guía está en su estado liberado.

Debido a los efectos debilitadores que los niveles de BG anormales pueden tener en los pacientes, es decir, hiperglucemia, personas que experimentan ciertos síntomas de la diabetes pueden no estar en una situación en la que pueden auto-administrarse con seguridad y con precisión un bolo de insulina. Además, las personas con estilos de vida activos encuentran extremadamente inconveniente e impositivo tener que usar inyecciones diarias múltiples

de insulina para controlar sus niveles de azúcar en sangre, ya que esto puede interferir o impedir su capacidad de realizar ciertas actividades. Para otros con diabetes, las inyecciones diarias múltiples pueden simplemente no ser el medio más efectivo para controlar sus niveles de BG. Por lo tanto, para mejorar más tanto la precisión como la conveniencia para el paciente, se han desarrollado las bombas de infusión de insulina.

Las bombas de insulina son generalmente dispositivos que se llevan en el cuerpo del paciente, ya sea por encima o por debajo de su ropa. Como las bombas se llevan en el cuerpo del paciente, es deseable un dispositivo pequeño y discreto. Por lo tanto, sería deseable para los pacientes tener un dispositivo de administración de fármacos más compacto que administre medicación fiablemente y con precisión. Además sería deseable para dicho sistema de infusión conformarse al cuerpo del paciente cuando se lleva, para reducir la incomodidad y el desalojo involuntario, y ofrezca flexibilidad para el paciente para elegir operar la bomba con o sin un equipo de infusión.

Es además deseable que el dispositivo esté configurado de tal manera que, al menos, reemplace métodos del estado de la técnica para administrar inyecciones diarias múltiples incluyendo la capacidad de administrar bolos discretos de medicación. Además, para permanecer oculto, es deseable que el dispositivo sea completamente controlable por telemetría remota e incluya medios para bloquear el mecanismo de administración para evitar administración como resultado de una telemetría no autorizada o señales RF falsas.

BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

Las características nuevas de la invención se exponen con particularidad en las reivindicaciones añadidas. Se obtendrá una mejor comprensión de las características y ventajas de la presente invención por referencia a la siguiente descripción detallada que expone realizaciones ilustrativas, en las que se utilizan los principios de la invención, y los dibujos acompañantes de los cuales:

Las FIGS. 1A y 1B son vistas en perspectiva y perspectiva en sección transversal, respectivamente, de un mecanismo de accionamiento en línea en el que el mecanismo de accionamiento está en una posición retraída;

La FIG. 2 es una vista en perspectiva en sección transversal del mecanismo de accionamiento en línea ilustrado en las FIGS. 1A y 1B acopladas con un émbolo que se inserta en un depósito de fármacos;

La Fig. 3 es una vista en perspectiva en sección transversal del mecanismo de accionamiento en línea ilustrado en las FIGS. 1A y 1B con el pistón extendido;

Las FIGS. 4A y 4B son vistas en perspectiva simplificadas de dispositivos de administración de fármacos;

Las FIGS. 5A - 5C son vistas en perspectiva en sección transversal de otro mecanismo de accionamiento en línea con el pistón en las posiciones, retraída, intermedia y extendida, respectivamente; y

Las FIGS. 6A - 6C son vistas en perspectiva en sección transversal de otro mecanismo de accionamiento en línea con el pistón en posiciones retraída, intermedia y extendida, respectivamente.

La FIG. 7 ilustra una vista en perspectiva de una bomba de infusión en la que la bomba de infusión incluye un adaptadora para recibir un conector luer del equipo de infusión.

La FIG. 8 representa una vista en perspectiva de un cartucho de depósito de medicación de acuerdo con la bomba de infusión de la FIG. 7 y que incluye un adaptador para recibir un conector luer.

La FIG. 9 representa una vista en sección transversal de un componente insertable unido al adaptador para recibir un conector luer.

Las FIGS. 10A y 10B muestran ilustraciones de una bomba de infusión equipada para el despliegue atado (FIG. 10A) y sin atar (FIG. 10B).

La FIG. 11 ilustra una realización de la carcasa de acuerdo con una realización de la presente invención en vista en perspectiva.

La FIG. 12 muestra una realización de un dispositivo de infusión de acuerdo con la presente invención en vista en sección transversal parcial y una inserción despiezada del conjunto empujador.

La FIG. 13 ilustra un extremo del dispositivo de infusión que muestra un engranaje controlador y garra de trinquete de acuerdo con una realización de la presente invención en vista en perspectiva y en sección transversal parcial.

La FIG. 14 ilustra un extremo del dispositivo de infusión que muestra un engranaje controlador y garra de trinquete de acuerdo con una realización de la presente invención en vista en sección transversal.

5 La FIG. 15 representa un dispositivo de control remoto configurado para controlar una bomba de infusión de acuerdo con una realización de la invención por telemetría RF.

DESCRIPCION DETALLADA DE REALIZACIONES ILUSTRATIVAS DE LA INVENCION

10 Las FIGS. 1A -3 ilustran un mecanismo de accionamiento 100 de una bomba de infusión. Generalmente de forma cilíndrica, el mecanismo de accionamiento 100 incluye un extremo proximal 102, un extremo distal 104 y un motor y caja de engranajes combinados (en los sucesivo referido como un "motor 106") acoplados operativamente a un tornillo de avance 108 que está configurado para acoplar con un pistón 110. El extremo proximal 102 del mecanismo de accionamiento 100 está montado en conformidad (es decir, tiene un montaje "flotante") a una superficie interna (no mostrada) de una carcasa de un dispositivo de administración de fármacos como, por ejemplo, una bomba de insulina. Un montaje de conformidad permite que la carcasa del motor gire ligeramente en respuesta al par de motor alto durante el encendido del motor. El extremo distal 104 del mecanismo de accionamiento 100 está configurado para acoplar con un émbolo 111 que se inserta deslizablemente en un depósito o cartucho de fármacos (112) de un dispositivo de administración de fármacos. El mecanismo de accionamiento 100 está alineado coaxialmente o "en línea" con el eje del recorrido del émbolo 111. Los dispositivos de administración de fármacos que pueden usarse se ilustran en las FIGS. 4A y 4B.

25 El pistón 110 incluye una cavidad 113 para recibir el motor 106 y el tornillo de avance 108 de tal manera que el tornillo de avance 108 y al menos una porción del motor 106 están contenidos sustancialmente dentro de la cavidad 113 del pistón cuando el pistón 110 está en una posición retraída. Al menos una porción del motor 106 también está sustancialmente contenida dentro de una cavidad 114 del tornillo de avance 108 independientemente de si el pistón 110 está en la posición retraída o extendida. En este caso, la longitud del motor 106 es mayor que un diámetro del motor 106. La longitud del motor 106 es de alrededor de 20 milímetros a alrededor de 30 milímetros y el diámetro del motor es de alrededor de 5 milímetros a alrededor de 10 milímetros. Esta configuración del pistón 110, el tornillo de avance 108 y el motor 106 resulta en un dispositivo de administración de fármacos más compacto que con las configuraciones de motor convencionales que son paralelas al eje del recorrido del émbolo.

30 Una superficie exterior 116 del pistón 110 incluye además una característica de enchavetado 118 que coincide con una ranura (no mostrada) en la superficie interna de la carcasa del dispositivo de administración de fármacos. La característica de enchavetado 118 evita la rotación del pistón 110 durante el uso del mecanismo de accionamiento 100 de tal manera que el pistón se mueve solamente en la dirección axial A.

35 El motor 106 está acoplado con y acciona un eje de accionamiento 120, que está acoplado por un buje a una superficie interna 124 de un primer extremo 126 del tornillo de avance 108. El motor 106 está alojado dentro y está unido a un manguito de montaje del motor 128 por al menos un pasador de espiga 130. El manguito de montaje del motor 128 evita que el motor 106 rote al estar enchavetado (no mostrado) a un soporte base 132 que está unido a una superficie interna del dispositivo de administración de fármacos. El soporte base 132 rodea radialmente el manguito de montaje del motor 128 cerca de un extremo proximal 134 del manguito de montaje del motor 128. Una pluralidad de cojinetes lineales 136 entre el manguito de montaje del motor 128 y el soporte base 132 permiten que el manguito de montaje del motor 128 "flote" axialmente de tal manera que un detector de fuerza 138 pueda detectar una carga en el motor 106 cuando, por ejemplo, la línea de infusión que administra el fármaco desde el depósito del motor está ocluido. El detector de fuerza 138 está acoplado a un contacto del detector de fuerza 140 en el extremo proximal 134 del manguito de montaje del motor 128.

40 El tornillo de avance 108 incluye roscas externas 142 que coinciden con roscas internas 144 del pistón 110. Los cojinetes radiales 146 que permiten el movimiento rotacional del tornillo de avance 108 pueden estar incluidos en un espacio 148 entre un segundo extremo 150 del tornillo de avance 108 y una superficie externa 152 del manguito de montaje del motor 128.

45 En uso el esfuerzo de torsión generado del motor 106 se transfiere al eje de accionamiento 120, que rota entonces el tornillo de avance 108. A medida que el tornillo de avance 108 rota, las roscas externas 142 del tornillo de avance 108 acoplan con las roscas internas 144 del pistón 110, provocando que el pistón 110 se mueva en la dirección axial A desde una posición retraída (ver FIG. 1B) a una posición extendida (ver FIG. 3). A medida que el pistón 110 se mueve desde la posición retraída a la posición extendida, el extremo distal del pistón 110 acopla con el émbolo 111 (mostrado en la FIG. 2) de tal manera que el fármaco se administra desde el depósito o el cartucho del fármaco.

50 En referencia a las FIGS. 4A y 4B, los dispositivos de administración de fármacos 300 y 400 que pueden usarse incluyen cada uno una carcasa 302 y 402, respectivamente, una pantalla 404 (no mostrada en el dispositivo 300) para proporcionar información operacional al usuario, una pluralidad de botones de navegación 306 y 406 para que el usuario introduzca información, una batería (no mostrada) en un compartimento de la batería para

proporcionar energía a los dispositivos de administración de fármacos 300 y 400, electrónica de procesamiento (no mostrada), mecanismo de accionamiento 100 para forzar un fármaco desde un depósito de fármacos a través de un puerto lateral 308 y 408 conectada a un equipo de infusión (no mostrado) y en el cuerpo del usuario.

En referencia ahora a las FIGS. 5A -5 C, se ilustra otro ejemplo. El mecanismo de accionamiento 500 es de forma cilíndrica e incluye un extremo proximal 502, un extremo distal 504 y un motor 506 acoplado operativamente a un tornillo de avance 508, que está configurado para acoplar con un pistón 510. El extremo proximal 502 del mecanismo de accionamiento 500 está montado en conformidad con una superficie interna (no mostrada) de una carcasa de un dispositivo de administración de fármacos. El extremo distal 504 del mecanismo de accionamiento 500 está configurado para acoplar con un émbolo 511 que está insertado deslizablemente en un depósito de fármacos de un dispositivo de administración de fármacos. El mecanismo de accionamiento 500 está alineado coaxialmente o "en línea" con el eje del recorrido del émbolo.

El pistón 510 incluye una cavidad 512 para recibir el motor 506 del tornillo de avance 508 de tal manera que el tornillo de avance 508 y el motor 506 están contenidos sustancialmente dentro de la cavidad 512 del pistón cuando el pistón 510 está en una posición retraída. En este caso, el pistón 510 y el tornillo de avance 508 tienen una configuración "telescópica", como se describirá con más detalle a continuación. El pistón 510 incluye una tapa 513, un primer miembro 514 y un segundo miembro 516. La tapa 513 está fijada al primer miembro 514. Al menos una estría 517 en una superficie interna 519 del primer miembro 514 coincide con al menos una ranura (no mostrada) en una superficie exterior del segundo miembro 516. La al menos una estría 517 evita el movimiento rotacional del primer miembro 514 de tal manera que el primer miembro 514 se mueve sólo en una dirección axial A'. El segundo miembro 516 está al menos parcialmente insertado deslizablemente en el primer miembro 514 e incluye roscas internas 544 que coinciden con roscas externas 542 en el tornillo de avance 508. El segundo miembro 516 incluye una característica de enchavetado 518 (por ejemplo, una brida) en un extremo proximal que coincide con una ranura (no mostrada) en una superficie interna de la carcasa del dispositivo de administración de fármacos. la característica de enchavetado 518 evita la rotación del segundo miembro de tal manera que el segundo miembro sólo se mueve en la dirección axial A'.

En este ejemplo del mecanismo de accionamiento 500, el motor 506 es un motor "plano" con el diámetro siendo mayor que la longitud. La longitud del motor es de alrededor de 2 milímetros a alrededor de 12 milímetros y el diámetro del motor es de alrededor de 10 milímetros a alrededor de 15 milímetros. La configuración del pistón 510, tornillo de avance 508 y el motor 506 resulta en un dispositivo de administración de fármacos más compacto que con las configuraciones de motor convencionales, que son paralelos al eje del recorrido del émbolo.

El motor 506 acciona un eje de accionamiento 520, que está acoplado a una tuerca de accionamiento 522. El motor 506 está alojado dentro y está unido a un manguito de montaje del motor 528. El manguito de montaje del motor 528 evita que el motor 506 rote al estar enchavetado (no mostrado) a un soporte base 532 que está unido a una superficie interna del dispositivo de administración de fármacos. El soporte base 532 está anidado dentro del manguito de montaje del motor 528 cerca del extremo proximal 534 del manguito de montaje del motor 528. Una pluralidad de cojinetes lineales 536 entre el manguito de montaje del motor 528 y el soporte base 532 permite que el manguito de montaje del motor 528 "flote" axialmente de tal manera que un detector de fuerza 538 puede detectar una carga en el motor 506 cuando, por ejemplo, la línea de infusión que administra el fármaco desde el depósito de fármacos está ocluida. El detector de fuerza 538 está acoplado a un contacto 540 del detector de fuerza en el extremo proximal del motor 506.

Un extremo distal 535 del manguito de montaje del motor 528 está localizado adyacente a un segundo extremo 550 del tornillo de avance 508 cuando el pistón 510 está en una posición retraída. Para que el eje de accionamiento 520 conecte con la tuerca de accionamiento 522, el eje de accionamiento 520 sobresale a través de una apertura 522 en el extremo distal 535 del manguito de montaje del motor 528. Un primer sello radial dinámico 554 está localizado entre el eje de accionamiento 520 y el manguito de montaje del motor 528 para evitar que el fluido contacte con el motor 506. El primer sello radial dinámico 554 permite el movimiento axial del manguito de montaje del motor 528 para la detección de la fuerza. El sello radial estático 554 puede estar formado de un material de fricción baja como, por ejemplo, Teflón. Como se muestra en las FIGS. 5A y 5B, la tuerca de accionamiento 522 se extiende la distancia longitudinal desde el primer extremo 526 al segundo extremo 550 dentro de una cavidad 556 de la tuerca de accionamiento. En un ejemplo alternativo, la tuerca de accionamiento 522 se extiende una porción de la distancia desde el primer extremo 526 al segundo extremo 550 dentro de la cavidad 556 del tornillo de avance y la longitud del eje de accionamiento 520 aumenta en consonancia.

Un sello radial dinámico 558 puede estar también localizado entre el soporte base 532 y el manguito de montaje del motor 528 para evitar que el fluido alcance el motor 506. El sello radial dinámico 558 permite el movimiento axial del manguito de montaje del motor 528 para detectar la fuerza. El sello radial dinámico 558 puede estar formado de un material de fricción baja como, por ejemplo, Teflón.

La tuerca de accionamiento 522 incluye roscas externas 560 que coinciden con las roscas internas 562 del tornillo de avance 508. El tornillo de avance 508 también incluye roscas externas 542 que coinciden con las roscas

internas 544 del segundo miembro 516 del pistón 510. Los cojinetes radiales 546 pueden estar incluidos en un espacio 548 entre el primer extremo 526 del tornillo de avance 508 y una superficie interna del primer miembro 514 del pistón 510 para permitir la rotación del tornillo de avance 508.

En uso, la fuerza de torsión generada desde el motor 506 se transfiere al eje de accionamiento 520, que entonces rota el tornillo de avance 508. A medida que el tornillo de avance 508 rota, las roscas externas 560 de la tuerca de accionamiento 522 acoplan con las roscas internas 562 del tornillo de avance 508 de tal manera que el tornillo de avance 508 se mueve la primera distancia B1 en una dirección axial hasta que un primer tope 564 en la tuerca de accionamiento 522 está acoplado con una superficie interna del segundo extremo 550 del tornillo de avance 508, como se ilustra en la FIG. 5B. Como las roscas externas 542 cerca del segundo extremo 550 del tornillo de avance 508 están acopladas con las roscas internas 544 del segundo miembro 516 del pistón 510 y el pistón 510 solo puede moverse axialmente, el pistón 510 también se mueve la primera distancia B1. Después, las roscas externas 542 del tornillo de avance acoplan con las roscas internas 544 del segundo miembro 516 del pistón 510, provocando que el pistón 510 se mueva una segunda distancia B2 en una dirección axial hasta que se acopla con un segundo tope 566 en una superficie externa del tornillo de avance 508, como se ilustra en la FIG. 5C. Así, el pistón 510 se mueve de una posición retraída (ver FIG. 5A) a una posición completamente extendida (o telescópica) (ver FIG. 5C). A medida que el pistón 510 se mueve de la posición retraída a la posición extendida, el extremo distal del pistón 510 acopla con el émbolo 511 de tal manera que el fármaco se administra desde el depósito o cartucho de fármacos. Como las roscas interna y externa de los componentes en el mecanismo de accionamiento 500 tienen la misma inclinación, el orden en que los componentes se mueven axialmente no es crítico para la función del mecanismo de accionamiento 500.

Las FIGS. 6A - 6C ilustran otro ejemplo. El mecanismo de accionamiento 600 es de forma cilíndrica e incluye un extremo proximal 602, un extremo distal 604 y un motor 606 acoplado operativamente a un tornillo de avance 608 que está configurado para acoplar con un pistón 610. El extremo proximal 602 del mecanismo de accionamiento 600 está montado en conformidad con una superficie interna (no mostrada) de una carcasa de un dispositivo de administración de fármacos. El extremo distal 604 del mecanismo de accionamiento 600 está configurado para acoplar con un émbolo (no mostrado) que está insertado deslizadamente en un depósito de fármacos de un dispositivo de administración de fármacos. El mecanismo de accionamiento 600 está alineado coaxialmente o "en línea" con el eje del recorrido del émbolo.

El pistón 610 incluye una cavidad 612 para recibir el motor 606 y el tornillo de avance 608 de tal manera que el tornillo de avance 608 y el motor 606 están sustancialmente contenidos dentro de la cavidad 612 del pistón cuando el pistón 610 está en una posición retraída. En este caso, el pistón 610 y el tornillo de avance 608 tienen una configuración "telescópica", como se describirá con más detalle a continuación. El pistón 610 incluye roscas internas 644 cerca de un extremo proximal que coinciden con las roscas externas 642 en el tornillo de avance 608. El pistón 610 incluye además una característica de enchavetado (no mostrada) en una superficie exterior del extremo proximal que coincide con una ranura (no mostrada) en una superficie interior de la carcasa del dispositivo de administración de fármacos. La característica de enchavetado evita la rotación del pistón 610 de tal manera que el pistón 610 sólo se mueve en una dirección axial A".

En este caso, el motor 606 es un motor "plano" con el diámetro siendo mayor que la longitud. La longitud del motor 606 es de alrededor de 2 milímetros a alrededor de 12 milímetros y el diámetro del motor 606 es de alrededor de 10 milímetros a alrededor de 15 milímetros. La configuración del pistón 610, tornillo de avance 608 y motor 606 resulta en un dispositivo de administración de fármacos más compacto que con las configuraciones de motor convencionales que son paralelas al eje del recorrido del émbolo.

El motor 606 está acoplado y acciona un eje de accionamiento 620. El eje de accionamiento 620 está acoplado a una tuerca de accionamiento 622 a una superficie interior 624 de un primer extremo 626 del tornillo de avance 608. El motor 606 está alojado dentro de un manguito de montaje del motor 628, que evita que el motor 606 rote estando fijado (no mostrado) a una superficie interna del dispositivo de administración de fármacos. Una pluralidad de cojinetes lineales 636 localizados entre el motor 606 y el manguito de montaje del motor 628 permiten que el motor 606 "flote" axialmente de tal manera que un detector de fuerza 638 puede detectar una carga en el motor 606 cuando, por ejemplo, la línea de infusión I que administra el fármaco desde el depósito del motor está ocluido. El detector de fuerza 638 está acoplado a un contacto del detector de fuerza 640 en el extremo proximal 134 del motor 606. Un resorte 642 puede estar localizado opcionalmente entre el motor 606 y la carcasa del dispositivo de administración de fármacos de tal manera que el motor 606 se desplace lejos del detector de fuerza 638.

Un extremo distal 635 del manguito de montaje del motor 628 está localizado adyacente a un segundo extremo 646 de la tuerca de accionamiento 622 cuando el pistón 610 está en una posición retraída. Para que el eje de accionamiento 620 conecte con la tuerca de accionamiento 622, el eje de accionamiento sobresale a través de una apertura 652 en el extremo distal del manguito de montaje del motor 628. Un sello radial dinámico 658 está localizado entre el eje de accionamiento 620 y el manguito de montaje del motor 628 para evitar que el fluido contacte con el motor 606. El sello radial dinámico 658 permite el movimiento axial del manguito de montaje del motor 628 para detectar fuerza. El sello radial dinámico 658 está formado de un material de fricción baja como, por

ejemplo, Teflón.

La tuerca de accionamiento 622 incluye roscas externas 660 que coinciden con roscas internas 622 del tornillo de avance 608. En uso, la fuerza de torsión generada por el motor 606 se transfiere al eje de accionamiento 620, que rota entonces el tornillo de avance 608. A medida que el tornillo de avance 608 rota, las roscas externas 660 de la tuerca de accionamiento 622 acoplan con las roscas internas 662 cerca del primer extremo 626 del tornillo de avance 608 de tal manera que el tornillo de avance 608 se mueve una primera distancia C1 en una dirección axial hasta que una superficie 645 en el extremo proximal del tornillo de avance 608 se acopla con el segundo extremo 646 de la tuerca de accionamiento 622, como se ilustra en la FIG. 6B. Como las roscas externas 642 cerca del segundo extremo 650 del tornillo de avance 608 están acopladas con las roscas internas 644 del pistón 610 y el pistón 610 sólo puede moverse axialmente, el pistón 610 también se mueve la primera distancia C1 en una dirección axial. Después, las roscas externas 642 cerca del segundo extremo 650 del tornillo de avance 608 se acoplan con las roscas internas 644 cerca del extremo proximal del pistón 610, provocando que el pistón 610 se mueva una segunda distancia C2 en una dirección axial hasta que se acopla con un tope 666 en una superficie externa del tornillo de avance 608, como se ilustra en la FIG. 6C. Por lo tanto, el pistón 610 se mueve de una posición retraída (ver FIG. 6A) a una posición completamente extendida (o telescópica) (ver FIG. 6C). A medida que el pistón 610 se mueve de la posición retraída a la extendida, el extremo distal del pistón 610 se acopla con el émbolo de tal manera que el fármaco se administra desde el depósito o cartucho de fármacos. Como las roscas interna y externa de los componentes en el mecanismo de accionamiento 600 tienen la misma inclinación, el orden en el que los componentes se mueven axialmente no es crítico para la función del mecanismo de accionamiento 600.

Una ventaja de la disposición telescópica ilustrada en las FIGS. 6A - 6C es que la longitud del pistón 610 puede reducirse alrededor del 40% (o distancia C1 en la FIG. 6A) frente a configuraciones no telescópicas, resultando en un dispositivo de administración de fármacos más compacto.

Los motores representados en las FIGS. 1 - 6B pueden incluir opcionalmente un codificador (no mostrado) que, en conjunción con la electrónica del dispositivo de administración de fármacos, puede monitorizar el número de rotaciones del motor. El número de rotaciones del motor puede usarse entonces para determinar con precisión la posición del pistón, proporcionando así información referente a la cantidad de fluido dispensado desde el depósito de fármacos.

La FIG. 7 ilustra un dispositivo de infusión de acuerdo con la presente invención, que emplea un mecanismo de accionamiento en línea. Este caso se refiere a una bomba de infusión en línea con un adaptador para permitir que sea usada como un dispositivo híbrido - ya sea atado o sin atar. Muchas bombas de insulina requieren el uso de un equipo de infusión que se une al depósito o cartucho dentro de la bomba para administrar medicación debajo de la piel. Un ejemplo de tal equipo de infusión es el descrito en la Patente U.S. Nº 6.572.586.

Algún paciente puede preferir tener su bomba de infusión localizada remotamente de su sitio de infusión donde la cánula del equipo de infusión se inserta bajo la piel. Esos pacientes preferirán usar el sistema de infusión descrito actualmente con un equipo de infusión. Otros, sin embargo, elegirán evitar el uso de un equipo de infusión y optarán por una bomba de infusión tipo parche (por ejemplo, sin atar). Este tipo de uso de bomba de infusión omite el uso del equipo de infusión y la cánula que se inserta bajo la piel del usuario se extiende directamente desde el cartucho o depósito de la bomba de infusión. Un dispositivo de infusión, tipo parche que se puede llevar puesto ejemplar de bombas sin atar se describe en la Patente U.S. Nº 8.109.912.

El dispositivo de infusión 700 incluye la carcasa 715 que contiene dentro de ella el mecanismo de accionamiento en línea y el cartucho, depósito, cámara, u otra estructura para almacenar medicación. La carcasa 715 incluye alas flexibles 720, 720' que están unidas a la carcasa, pero están hechas de un material blando, flexible, como goma de silicona, que permitirá al dispositivo conformarse a la localización en el cuerpo del paciente donde se lleva el dispositivo 700. El dispositivo 700 se adhiere al cuerpo del paciente usando un parche adhesivo 705 que puede unirse a la carcasa 715 a través de soldadura ultrasónica, soldadura por láser, agentes de enlace químico, etc.

Como los dispositivos se usan típicamente por diabéticos Tipo 1, cuando el dispositivo está configurado para administrar insulina basal, es beneficioso tener una estructura que permite al dispositivo adherirse con seguridad y confortablemente al cuerpo de los pacientes de varios tamaños (de niños hasta adultos). Usar alas flexibles 720, 720' en cualquier lado del dispositivo 700 permite que el dispositivo 700 se apoye con más seguridad contra los contornos del cuerpo mientras que reduce el estrés en localizaciones en el parche adhesivo 705. Esto hace menos probable que un paciente suelte accidentalmente su bomba de parche, ya sea por ejercicio, actividad normal (andar, realizar tareas domésticas, etc.) durante el movimiento mientras duerme, etc. Los pacientes también encontrarán que una carcasa 715 con un diseño semi-flexible es más confortable, ya que se minimiza la probabilidad de que un borde afilado o esquina sobresalga del dispositivo y cause irritación o incomodidad.

El dispositivo de infusión 700 mostrado también tiene la capacidad de operar como una bomba atada, significando que usa un equipo de infusión para conectar el puerto de salida de fluidos 725 en la bomba 700 con una

cánula que se inserta bajo la piel del paciente en una localización remota. Alternativamente, el dispositivo 700 puede operar como una bomba sin atar que tiene una cánula unidad directamente al puerto de salida de fluidos 725 del dispositivo y está insertada bajo la piel en el paciente en una localización próxima a la localización en el cuerpo del paciente donde el dispositivo 700 se adhiere por el parche adhesivo 705.

El dispositivo 700 incluye un mecanismo receptor 710 para recibir un equipo de infusión o cánula que incluye lengüetas de prensa 750, 750' que se usan para desviar las lengüetas de captura 730, 730' que se unen de manera desmontable a un equipo de infusión o cánula, como se ilustra en las FIGS 10A, 10B. Las lengüetas de guía 735, 735' ayudan a colocar el adaptador 920 de la cánula (FIG. 10B) para asegurar que la cánula está conectada al puerto de salida de fluidos 725. Como se muestra en la FIG. 10A, una carcasa de bomba híbrida con alas flexibles 900 se une a un equipo de infusión 910. En la FIG. 10B, la carcasa de la bomba híbrida con alas flexibles 900 se une a un adaptador 920 de la cánula.

Como se ilustra adicionalmente en la FIG. 8, el mecanismo receptor 710 también puede incluir lengüetas de pasador 760 que aseguran de manera desmontable el mecanismo receptor 710 a la carcasa 715. Como se muestra ilustrativamente en la FIG. 8, el mecanismo receptor 710 está unido a un inserto 740 de la carcasa. El inserto 740 de la carcasa, como se muestra ilustrativamente en la FIG. 9, puede incluir un mecanismo de accionamiento en línea 760, u otro tipo de mecanismo de bombeo de fluidos como una bomba peristáltica, bomba mecánica micro-eléctrica (MEMS) u otro tipo de sistema conocido en la técnica. Además, el inserto de la carcasa puede incluir un depósito para medicación 765 que tiene canales de fluido 770, 770' para comunicar con el puerto de salida de fluidos 725. En un caso, la porción del depósito 765 comprende una cámara flexible que ajusta dentro de las alas flexibles 720, 720'. Alternativamente, el inserto 740 de la carcasa puede comprender el mecanismo de accionamiento de fluidos 760 y un depósito podría estar formado dentro de las cavidades en las alas flexibles 720, 720'.

Las FIGS, 11 -14 ilustran una bomba de solo bolos que permite la administración de insulina través de un accionamiento mecánico que se controla por el paciente. A diferencia de otras, las bombas puramente mecánicas, este sistema incorpora una cantidad pequeña de electrónica para proporcionar un enlace RF y medios de bloquear el mecanismo de administración. En esta realización, la bomba no tiene pantalla o botones de control. Esta bomba está configurada para ser operada por un controlador remoto, mostrado de manera general en la FIG. 15, que puede incluir SMBG (glucosa en sangre auto-monitorizada) para ayudar a los pacientes diabéticos a determinar su dosificación necesitada de, por ejemplo, insulina. Los controladores remotos adecuados para su uso de acuerdo con esta realización de la invención se describen más completamente en las Patentes U.S. Nº 8.449.523 y 8.444.595.

De acuerdo con esta realización de la presente invención, cuando el paciente necesita un bolo de insulina, introducen la cantidad en el controlador remoto 1505 (FIG. 15) usando teclas de entrada 1540. La cantidad puede confirmarse en la pantalla 1520 en la carcasa 1515 del controlador remoto 1505. El controlador remoto 1505 conectado a la bomba 1510 por el enlace RF 1530 forma un sistema de infusión controlada remoto 1500. El controlador remoto 1505 envía un mensaje a la bomba 1510 por un enlace FR (frecuencia de radio) 1530 que dice a la bomba que desbloquee el mecanismo de accionamiento mecánico. Aunque los enlaces RF se usan comúnmente en la industria, pueden usarse Bluetooth®, infrarrojos (IR) y otros métodos y protocolos para telemetría inalámbrica.

El paciente entonces gira un dial un número deseado de clics para administrar la cantidad deseada de medicación. El movimiento rotatorio del dial se traduce en movimiento lineal, accionando un émbolo dentro de un cartucho estilo barril estándar, por ejemplo un clic del dial es igual a una unidad de insulina. La bomba cuenta el número de clics para asegurar que se administra la cantidad apropiada de medicación. Una vez que se alcanza la cantidad deseada, se acopla un mecanismo de bloqueo, inhabilitando la administración adicional de medicamento. Si el paciente necesita más medicación, necesitan introducirla a través de remoto. Si el paciente no finaliza la administración dentro de un periodo de tiempo prefijado, se muestra un aviso en su remoto.

En la FIG. 11 se ilustra una realización de la presente invención en la que un dispositivo de infusión médico de solo bolos 1100 tiene una carcasa 1120. Una tapa terminal 1130 localizada en un extremo distal de la carcasa 1120 asegura un cartucho que contiene medicación dentro de la carcasa 1120. Un dial 1110, localizado en un extremo proximal de la carcasa 1120, permite al paciente, usuario, o profesional de la salud ajustar manualmente el tamaño de un bolo a ser administrado.

La FIG. 12 muestra la carcasa 1120 con un cartucho de medicamento estilo barril convencional 1140 dispuesto dentro de la carcasa 1120. El cartucho de medicamento puede incluir un miembro de sellado 1220, como una junta tórica de goma, extremo distal de la carcasa para minimizar o negar la incursión de agua, humedad, fluido o contaminante en la carcasa 1120. La tapa del cartucho 1130 puede estar unida de manera desmontable a la carcasa 1120 para retener el cartucho 1140 asegurado en la misma. Se describen tapas de cartucho alternativas más completamente en la Patente U.S. 8.361.050.

El cartucho 1140 incluye un émbolo 1170 que ajusta dentro del orificio del barril del cartucho 1140 para expulsar fluido desde el cartucho 1140 a medida que avanza el émbolo 1170. Para hacer avanzar el émbolo 1170, una varilla de empuje 1160 empuja contra el émbolo 1170. La varilla de empuje 1160 incluye un casquillo roscado

1190 y guías anti-rotación 1180. Un motor 1200 acciona un eje roscado (no mostrado) en el casquillo roscado 1190. Así, a medida que el motor 1200 provoca que rote el eje roscado, el casquillo roscado 1190 sigue las roscas del eje roscado a través del casquillo roscado 1190 provocando que la varilla de empuje 1160 se mueva linealmente y empuje contra el émbolo 1170 para expulsar fluido desde el cartucho 1140.

Para determinar el tamaño del bolo de medicación a ser administrado, el dispositivo de infusión 1100 incluye un dial 1110. Cuando el dial 1110 se gira, un eje de control 1230 dependiendo del dial 1110 y conectado a un engranaje de control 1210 gira el engranaje de control 1210. Como se muestra en la FIG. 13, una garra de trinquete 1240 engancha el engranaje de control 1210, crenado un "clic" audible cada vez que la garra de trinquete 1240 pasa un diente en rampa del engranaje de control 1210. Cada "clic" indica una unidad individual de medición, como 1 unidad, 1 ml, etc. a ser añadida al bolo. Si el paciente gira el dial 1110 hasta que se oyen tres "clicks", el tamaño del bolo se establecerá para tres veces la unidad base de medición del dispositivo, como 3 unidades de fluido a ser administradas cuando se acciona el dispositivo.

Dentro de la carcasa 1120, se proporcionan un motor 1250 y un resorte 1260 para sostener la garra de trinquete 1240. Como se muestra en la FIG. 14, se pueden colocar uno o más detectores 1270 alrededor del engranaje de control 1210 para retransmitir información a una unidad de control referente a la localización exacta del engranaje de control en cualquier momento.

Es notable que el dispositivo de esta realización de la invención no incluye ningún botón de control, pantallas de visualización, etc. en o integrales a la carcasa 1120 del dispositivo 1100. En su lugar, se pueden incluir, una fuente de alimentación, microprocesador o microcontrolador, y sistema de telemetría en la carcasa 1120 en una cavidad 1150 reservada para el sistema de control electrónico y potencia necesarios para los motores 1250 y 1200.

Los controles remotos manuales compatibles con esta realización se han descrito anteriormente. En esta realización, la unidad de control remoto se usa para accionar la administración de medicación. Como se ha descrito anteriormente, cuando el paciente necesita un bolo de insulina, introducen la cantidad en su dispositivo remoto. Este dispositivo envía un mensaje a la bomba a través de un enlace RF (radio frecuencia) que dice a la bomba que desbloquee el mecanismo de accionamiento mecánico desacoplando la garra de trinquete 1240 del engranaje de control 1210. Esto permite que el engranaje de control 1210 gire.

En una realización que no requiere el motor 1200, el paciente gira el dial 1110 un número deseado de "clicks" una vez que la garra de trinquete 1240 está desacoplada, provocando que el engranaje de control 1210 rote. En esta realización, el engranaje de control 1210 está unido directamente con la varilla roscada (no mostrada). A medida que el usuario gira el dial 1110, la rotación de la varilla roscada en el casquillo roscado 1190 provoca que la varilla de empuje 1160 se mueva linealmente y desplace el émbolo 1170 en el cartucho 1140 para expulsar fluido. Una vez que la cantidad de medicación programada en el remoto se ha administrado manualmente por el paciente girando el dial 1110 el número correspondiente de "clicks", un mecanismo de bloqueo acopla por la instrucción del controlador el motor 1250 para re-acoplar la garra de trinquete 1240 con el engranaje de control 1210, inhabilitando administración adicional de medicación. Si el paciente deseada administrar medicación, necesita introducirla a través del remoto. Si el paciente no finaliza la administración dentro de una cantidad preestablecida de tiempo, se muestra un aviso en su remoto y el mecanismo de bloqueo puede re-acoplarse.

Después de un número de administraciones, el suministro de medicación en el cartucho 1140 se agotará. Cuando el cartucho 1140 está vacío el dial 1110 no será capaz de girar más, ya que el émbolo 1170 estará completamente extendido en el cartucho 1140. El paciente entonces rebobina el mecanismo de accionamiento girando el dial 1110 en sentido contrario a las agujas del reloj hasta que alcanza el comienzo de la carrera. Aunque no se muestra en las figuras de los dibujos, este proceso puede hacerse simple y rápido añadiendo una tuerca rápida o tuerca educada para permitir la liberación rápida del casquillo roscado 1190 de la varilla roscada. Por ejemplo, se pulsa un botón en la tuerca rápida, que desacopla las roscas y permite que el mecanismo de accionamiento se deslice de vuelta rápidamente en lugar de girar el dial 1110 a través de múltiples rotaciones para volver a la posición de partida.

Se pueden lograr al menos dos implementaciones del botón de "liberación rápida". La primera tendría el botón de la tuerca rápida expuesto a lo largo de un lado del dispositivo de infusión 1100. El botón puede montarse en una ranura que es tan larga como el recorrido del émbolo 1170. Cuando es necesario que tenga lugar un rebobinado, el paciente pulsará simultáneamente el botón y lo deslizará hacia el dial 1110. Una vez que se suelte el botón las roscas se re-acoplarán. Una segunda configuración tendría el botón de liberación en el centro y en la parte superior del dial de administración 1110. Esto requerirá más mecanismos intrincados para presionar el botón de liberación en la tuerca rápida, pero permitirá más fácilmente evitar la incursión de agua o humedad en el dispositivo.

Tras la finalización del rebobinado, puede notificarse al control remoto 1505, como se ilustra en la FIG. 15, que el sistema está en la posición inicial debido a los detectores 1270. El sistema 1500 podrá entonces calcular la cantidad de medicación restante en base a la posición de partida del accionador cuando un cartucho lleno de medicación se inserta en el dispositivo de infusión 1000 y/o 1510. Pueden añadirse detectores de posición

adicionales en la carcasa 1120 para proporcionar mayor resolución de la posición del émbolo 1170, por lo tanto mayor precisión con respecto a la cantidad de medicación en el cartucho 1140. Una ventana de visualización puede añadirse a la carcasa 1120, de tal manera que el paciente pueda ver también cuanta insulina queda.

5 Se reconocerá que pueden sustituirse estructuras equivalentes por las estructuras ilustradas y descritas en la presente y que la realización descrita de la invención no es solamente la estructura, que puede emplearse para implementar la invención reivindicada. Además, debe entenderse que cada estructura descrita anteriormente tiene una función y dicha estructura puede ser referida como un medio para realizar esa función. Aunque se han mostrado y descrito en la presente las realizaciones de la presente invención, será obvio para los expertos en la técnica que
10 tales realizaciones se proporcionan a modo de ejemplo solamente. A los expertos en la técnica se les ocurrirán numerosas variaciones, cambios, y sustituciones sin salirse de la invención.

15 Debe entenderse que pueden emplearse varias alternativas a las realizaciones de la invención descritas en la presente al poner en práctica la invención. Se pretende que las siguientes reivindicaciones definan el alcance de la invención y las estructuras dentro del alcance de estas reivindicaciones estén cubiertas por ellas.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Reivindicaciones

1. Un dispositivo de infusión médico (1100), que comprende:

- 5 una carcasa (1120) que tiene un extremo proximal, un extremo distal, y una cavidad en la misma; una abertura en el extremo distal de la carcasa para recibir un cartucho de medicamento (1140) en la cavidad, en donde el cartucho de medicamento (1140) comprende una carcasa cilíndrica que tiene un extremo proximal abierto y un extremo distal configurado para conectar de manera desmontable con luer, y un émbolo (1170) configurado para la inserción en el extremo proximal de la carcasa cilíndrica; y
- 10 una varilla de empuje (1160) configurada para desplazar el émbolo (1170) en la carcasa cilíndrica del cartucho de medicamento (1140), la varilla de empuje (1160) comprendiendo al menos una guía anti-rotación (1180) y un casquillo roscado (1190);

caracterizado porque:

- 15 un eje roscado configurado de tal manera que el eje roscado acopla de manera enroscable con el casquillo roscado (1190), induciendo de esto modo el movimiento lineal de la varilla de empuje (1160) cuando rota el eje roscado;
- 20 un engranaje de control (1120) unido mecánicamente con el eje roscado;
- un dial (1110) unido mecánicamente con el engranaje de control (1210); y
- una garra de trinquete (1240) configurada para el acoplamiento desmontable del engranaje de control (1210) para impedir la rotación del engranaje de control (1210) cuando la garra de trinquete (1240) está acoplada, en donde la garra de trinquete (1240) está acoplada de manera desmontable por un controlador remoto (1505) en comunicación inalámbrica con el dispositivo de infusión médica (1100).

25 2. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 1 en el que la garra de trinquete (1240) está desacoplada del engranaje de control (1210) para permitir la rotación del dial (1110).

30 3. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 2 en el que el engranaje de control (1210) comprende dientes en rampa que permiten que el dial (1210) sea girado en incrementos discretos.

4. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 3 en el que cada incremento discreto se corresponde con una cantidad discreta de movimiento lineal de la varilla de empuje (1160).

35 5. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 4 que comprende un motor (1250) y un resorte de torsión (1260) en enlace mecánico con la garra de trinquete (1240).

40 6. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 5 que comprende un receptor RF en comunicación eléctrica con el motor (1250).

7. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 6 que comprende un controlador remoto (1505) configurado para comunicación RF con el receptor RF.

45 8. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 7 en el que el controlador remoto (1505) comprende una pantalla de visualización (1520) y al menos una tecla de introducción de datos (1540).

9. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 1 que comprende uno o más detectores (1270) para detectar la posición de al menos uno del engranaje de control (1210), la varilla de empuje (1160), y el émbolo (1170).

50 10. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 8 en el que un usuario introduce una dosificación deseada usando la al menos una tecla de introducción de datos (1540) en el controlador remoto (1505).

11. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 10 en el que el controlador (1505) desacopla la garra de trinquete (1240) en respuesta a la dosificación deseada que se ha introducido en el controlador remoto (1505).

55 12. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 11 en el que el dial (1110) puede girarse en un número de incrementos discretos igual a la dosificación deseada.

60 13. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 12 en el que el controlador remoto (1505) acopla con la garra de trinquete (1240) después de que el dial (1110) se gire en el número de incrementos discretos igual a la dosificación deseada.

65 14. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 13 en el que el al menos un detector (1270) está configurado para enviar una señal RF al controlador remoto (1505) cuando el émbolo (1170) está desplazado por la varilla de empuje (1160) a una posición predefinida dentro del cartucho de medicamento (1140).

15. El dispositivo de infusión médica (1100) de la reivindicación 1 en el que la guía anti-rotación (1180) imposibilita la rotación de la varilla de empuje (1160) cuando el eje roscado está rotando.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

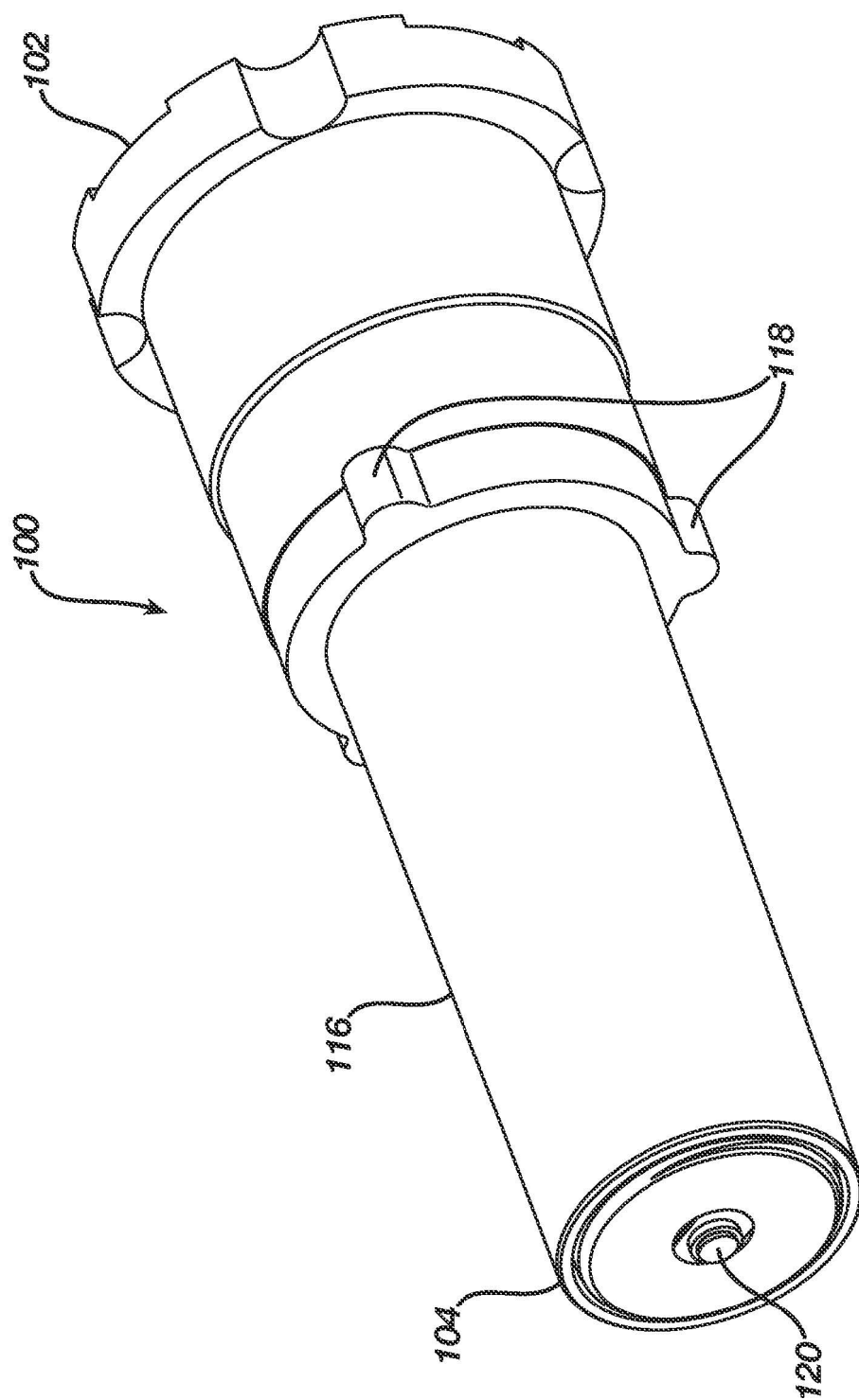


FIG. 1A

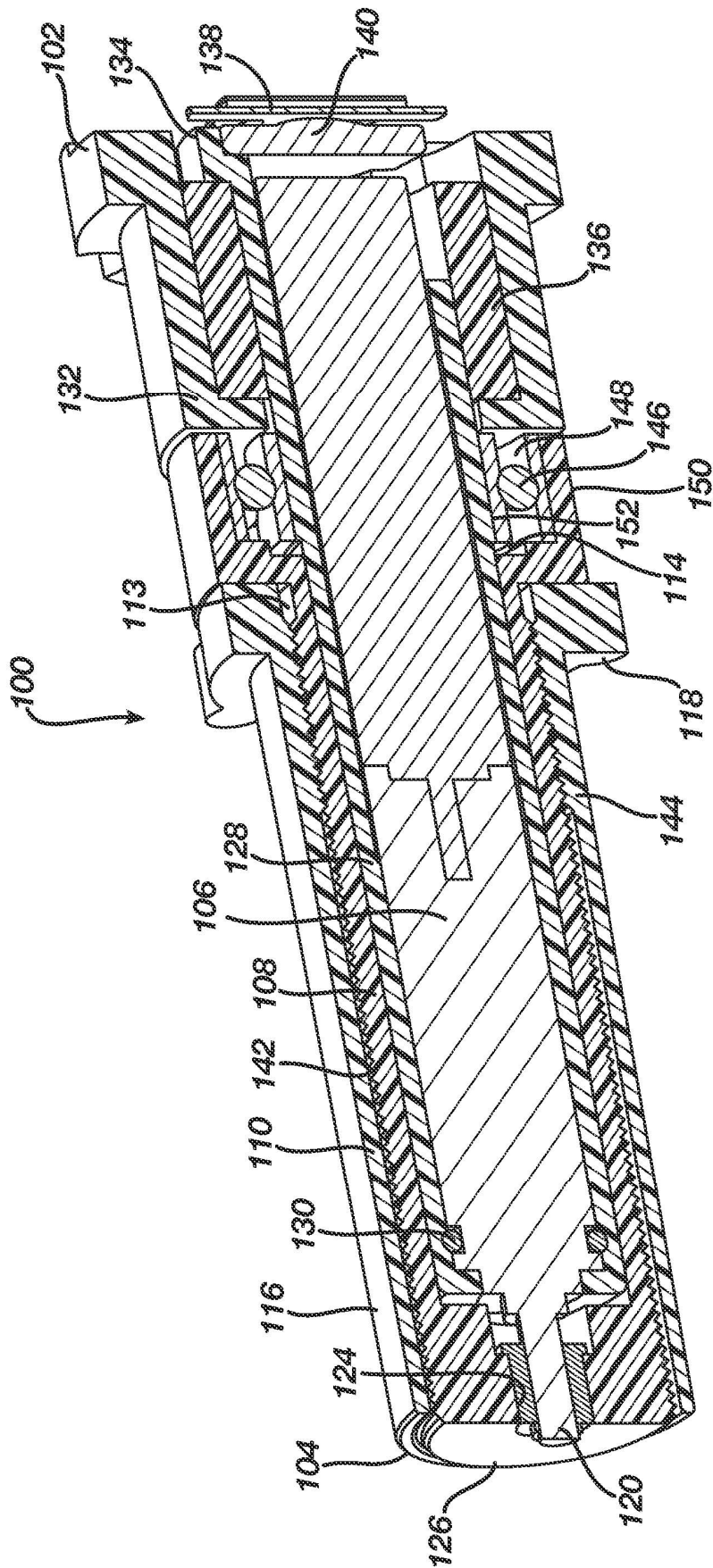


FIG. 1B

A

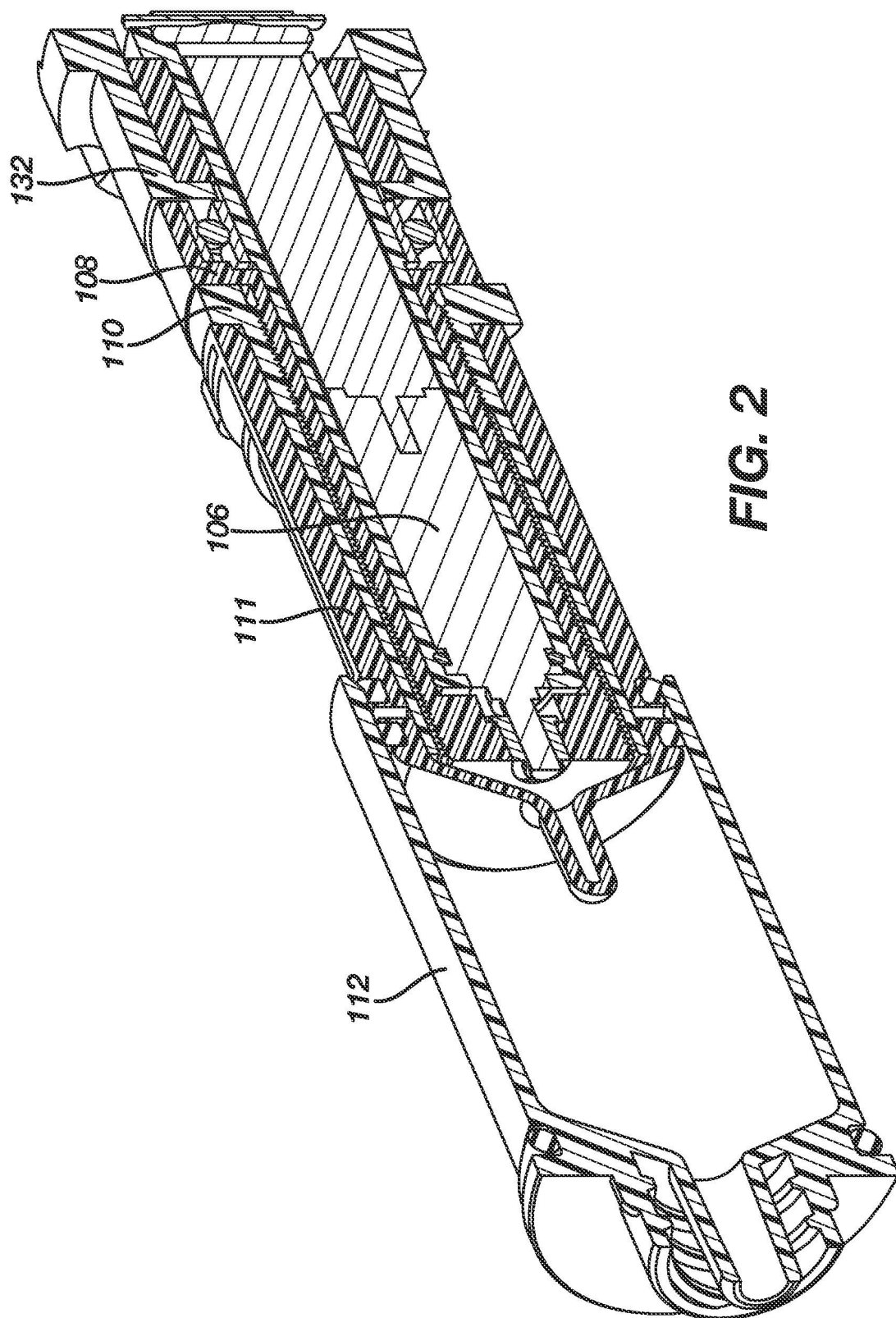
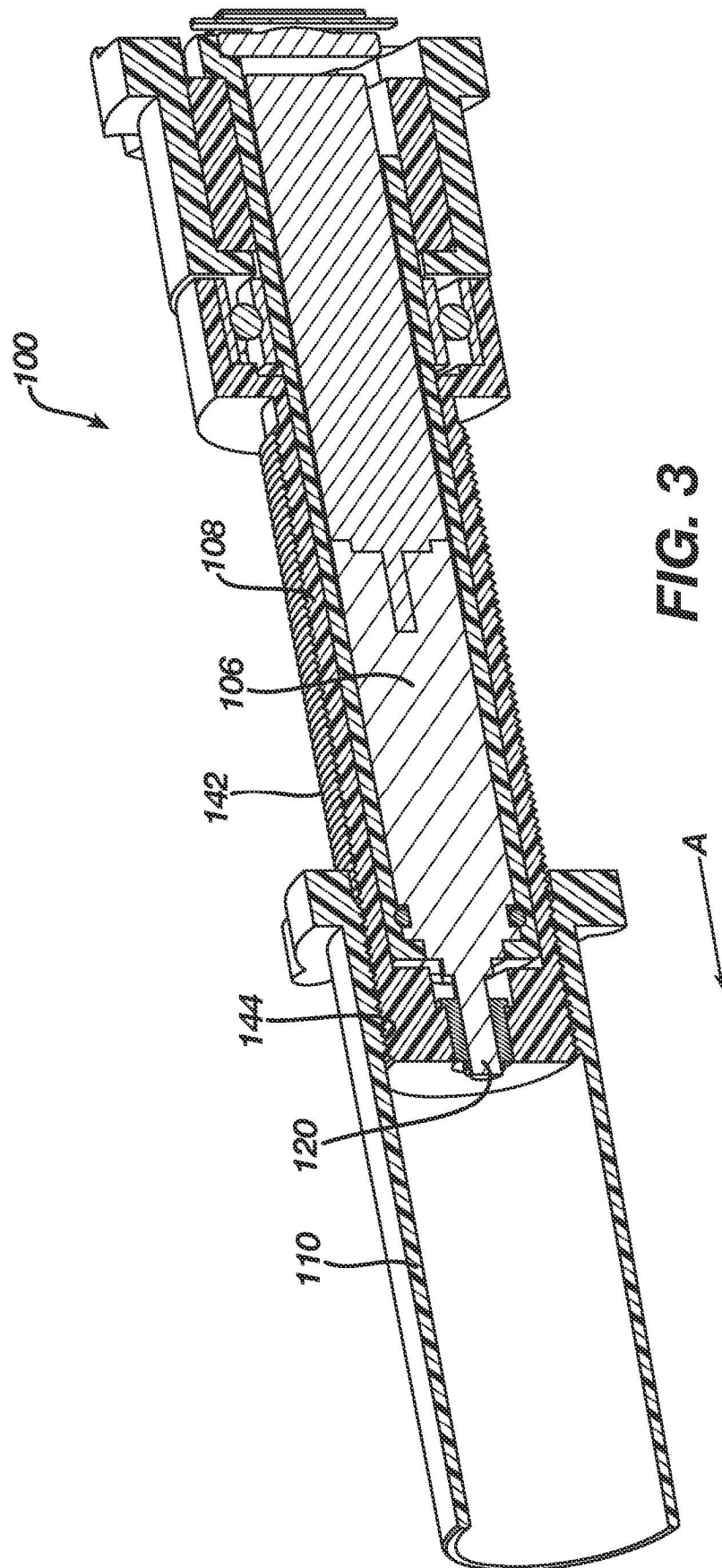


FIG. 2



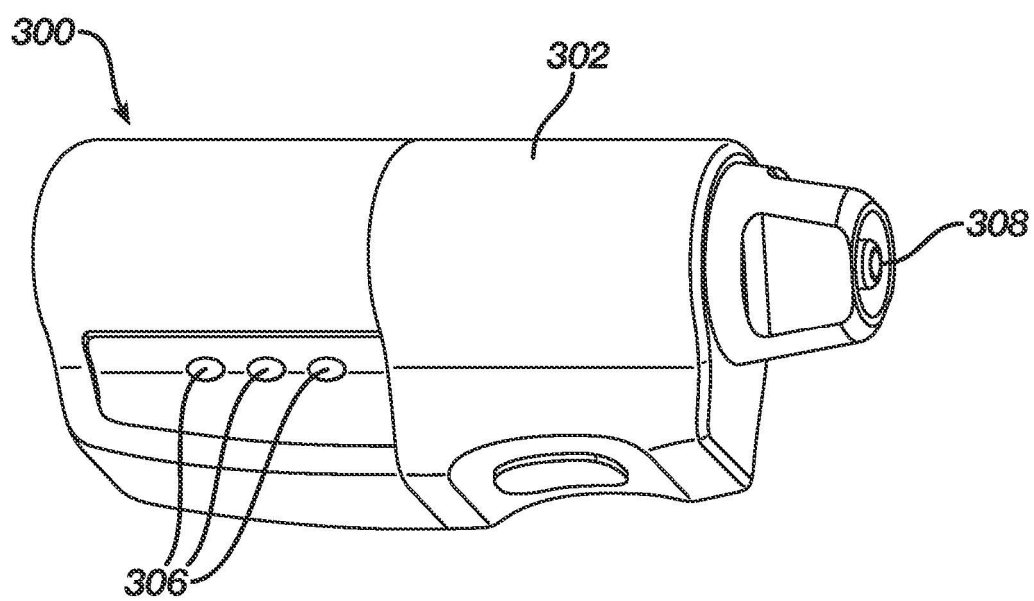


FIG. 4A

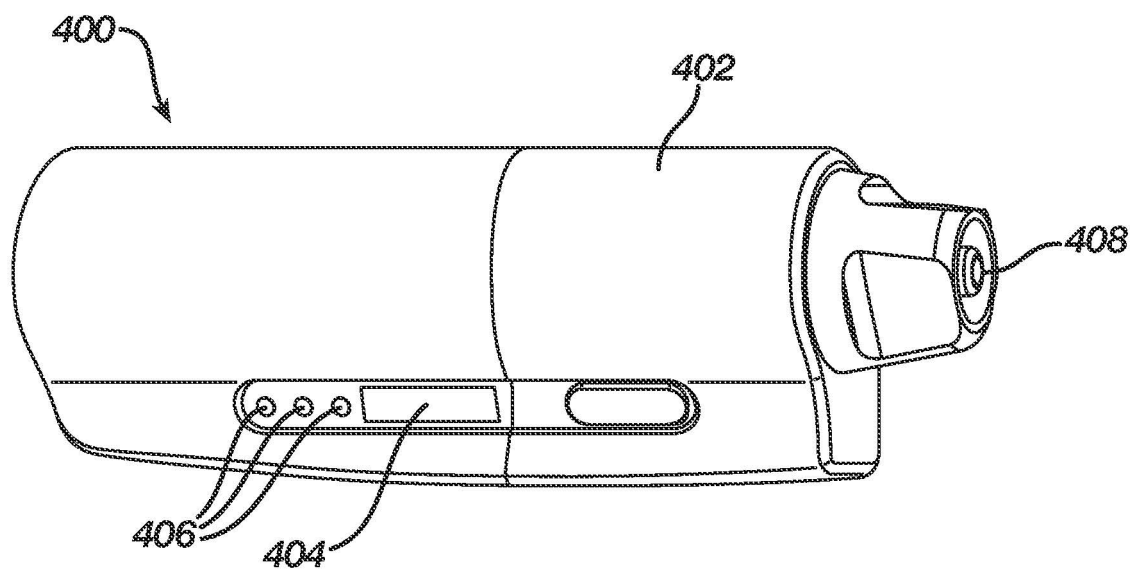


FIG. 4B

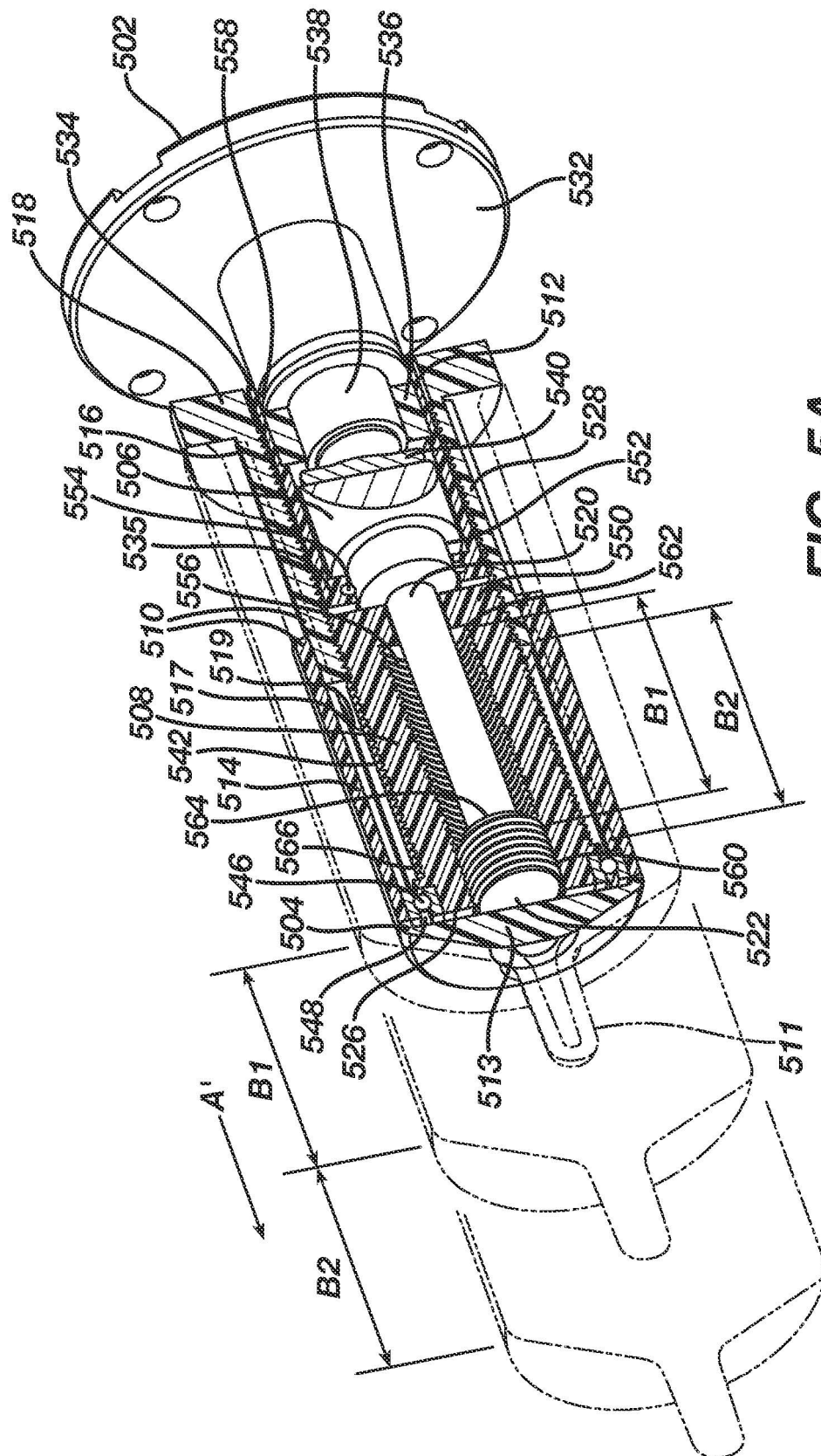


FIG. 5A

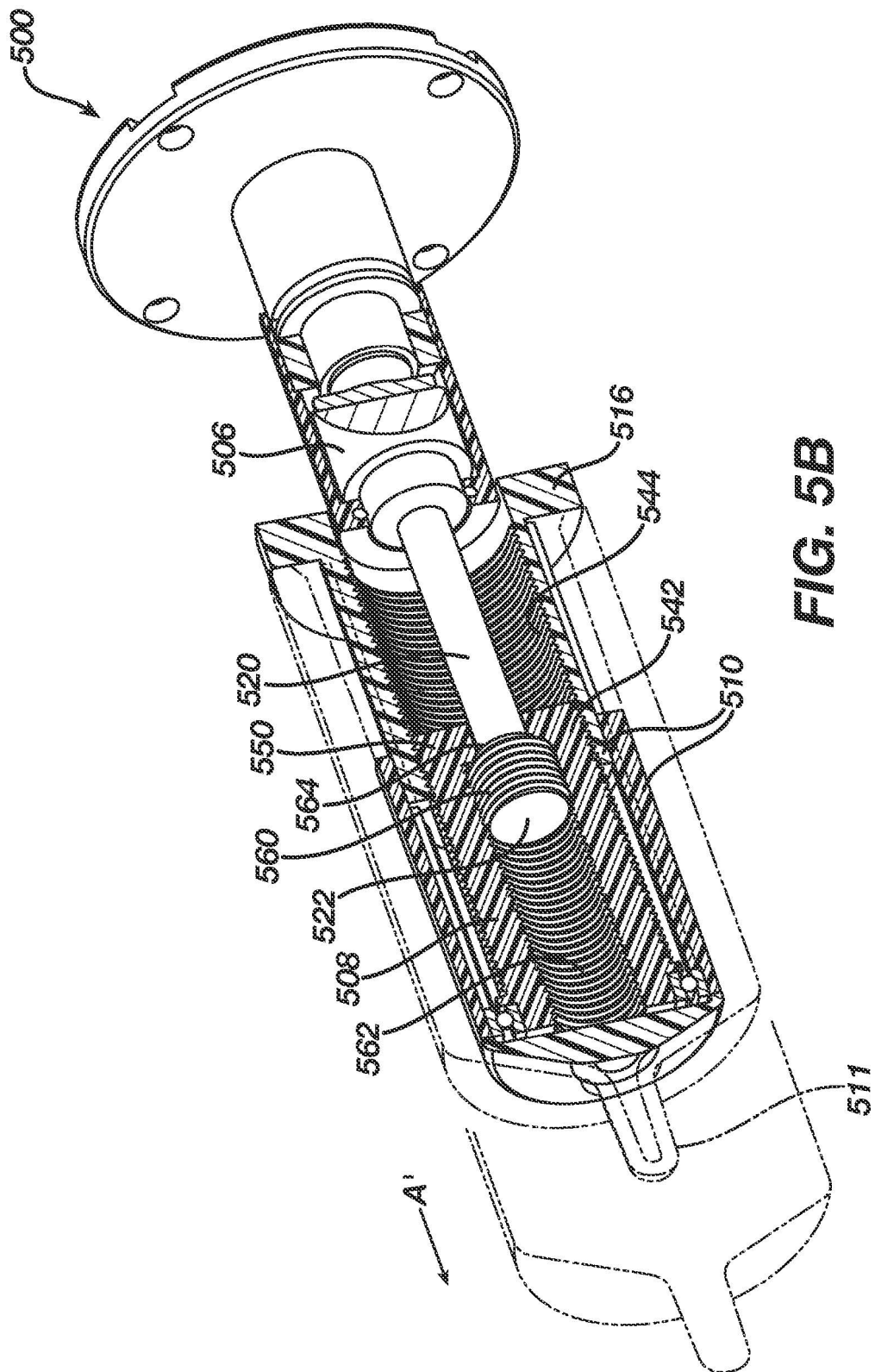
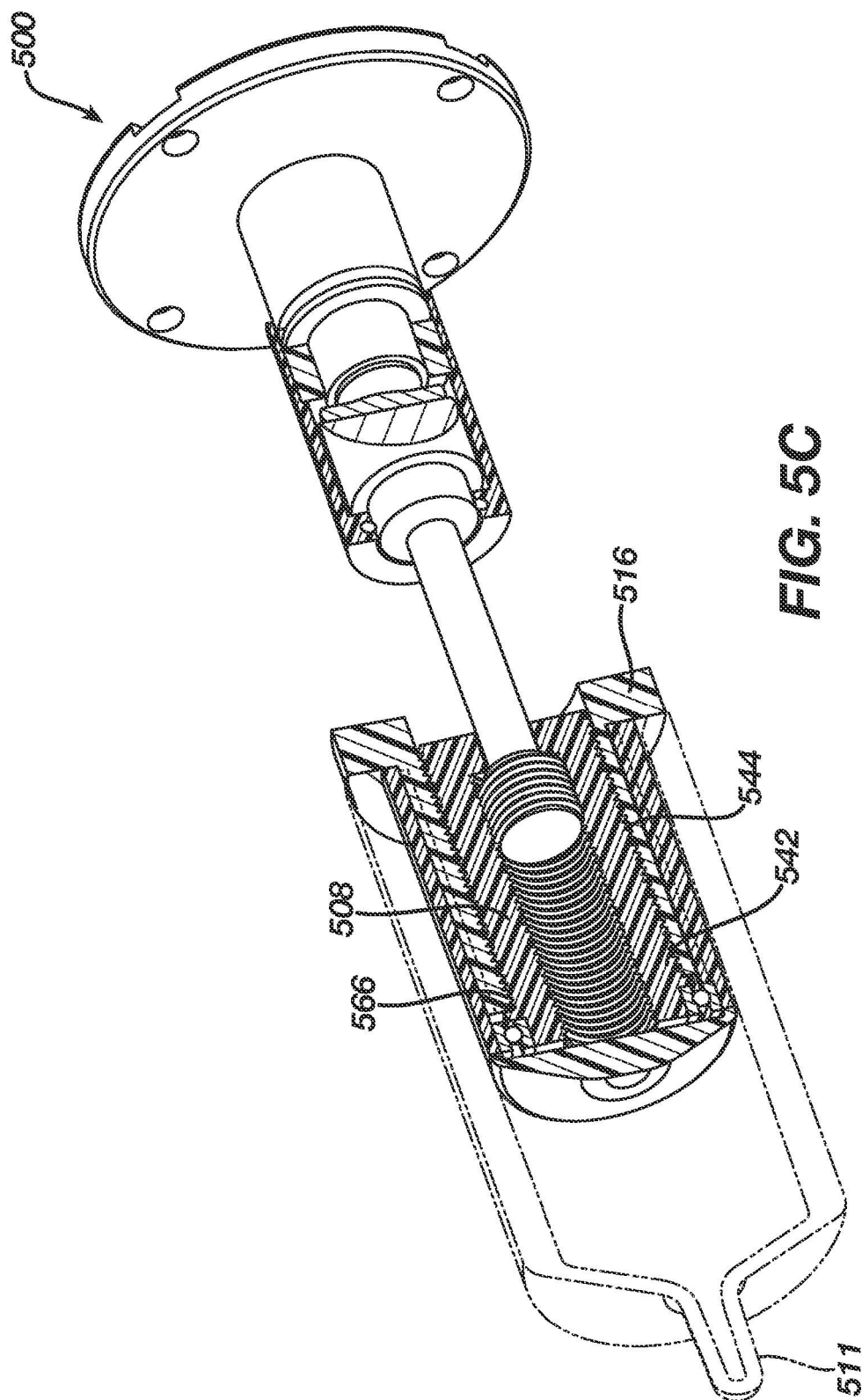


FIG. 5B



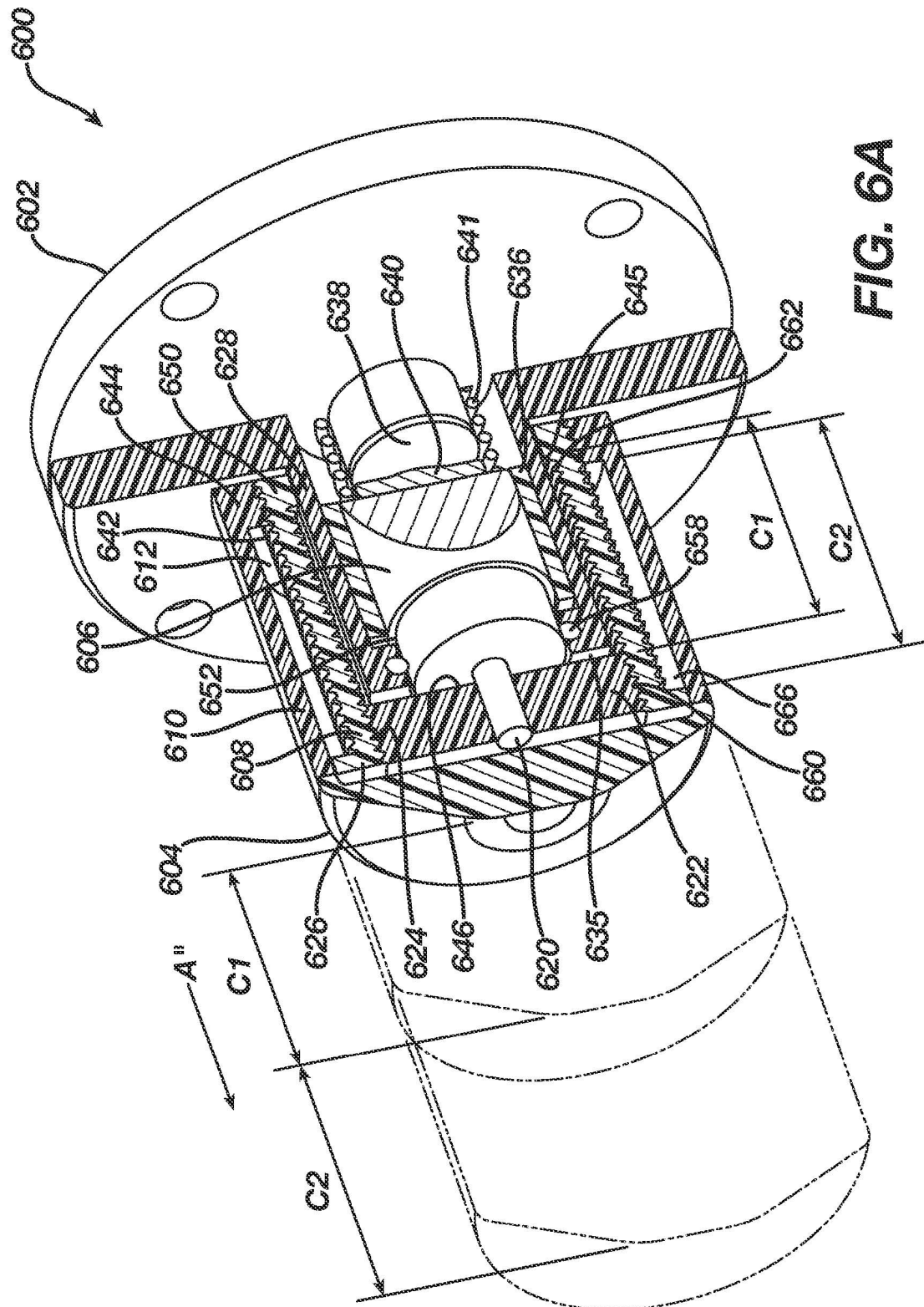


FIG. 6A

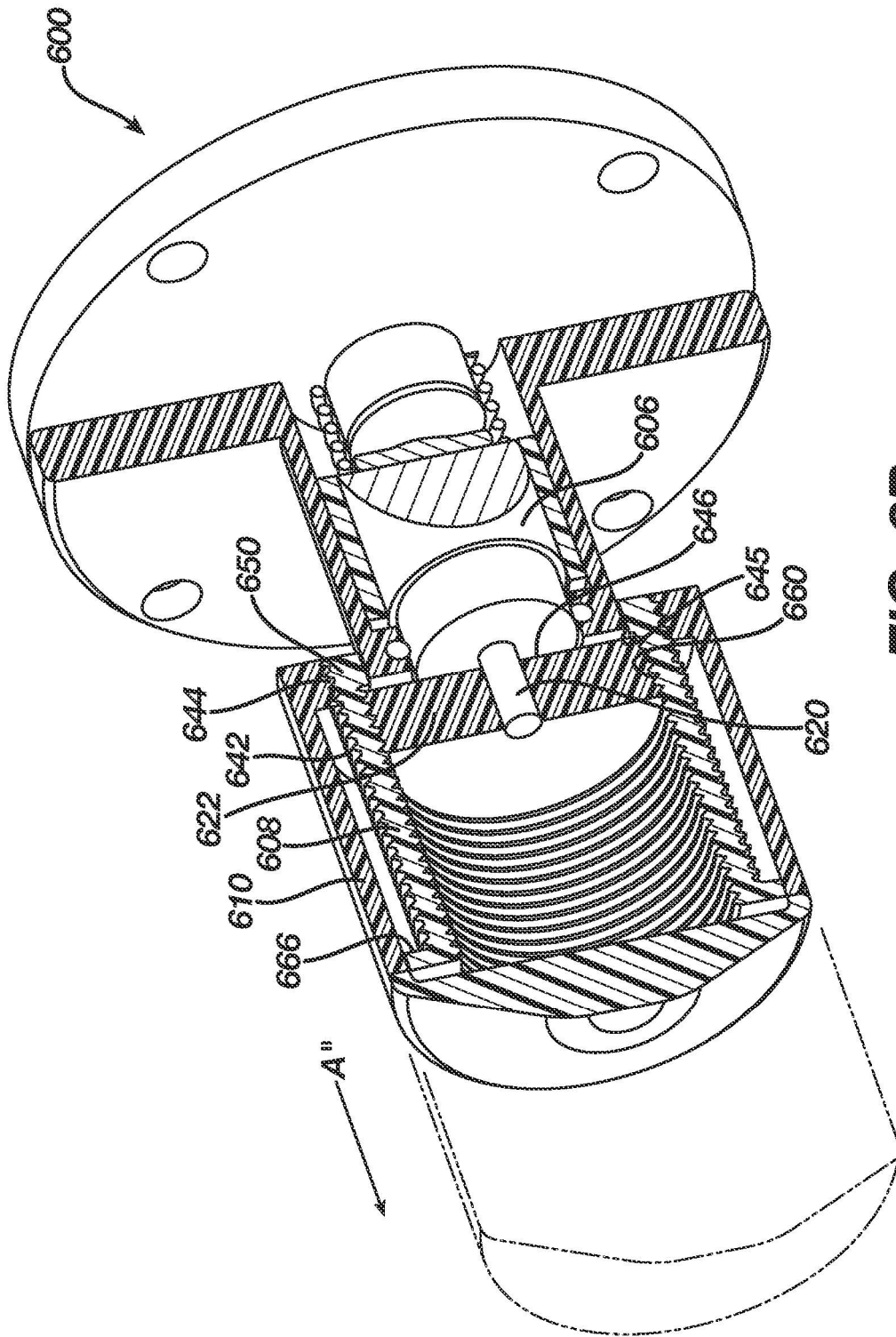
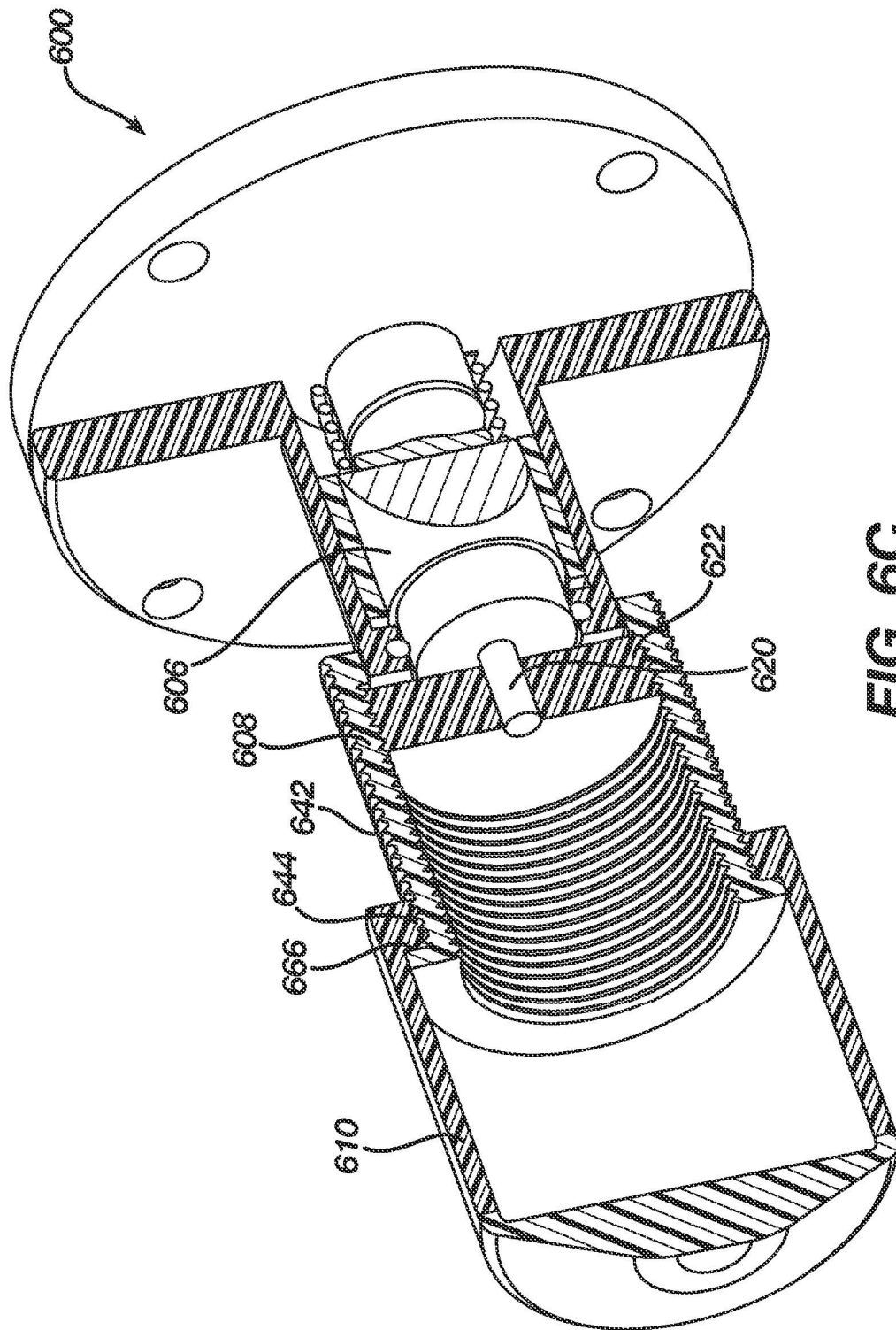


FIG. 6B



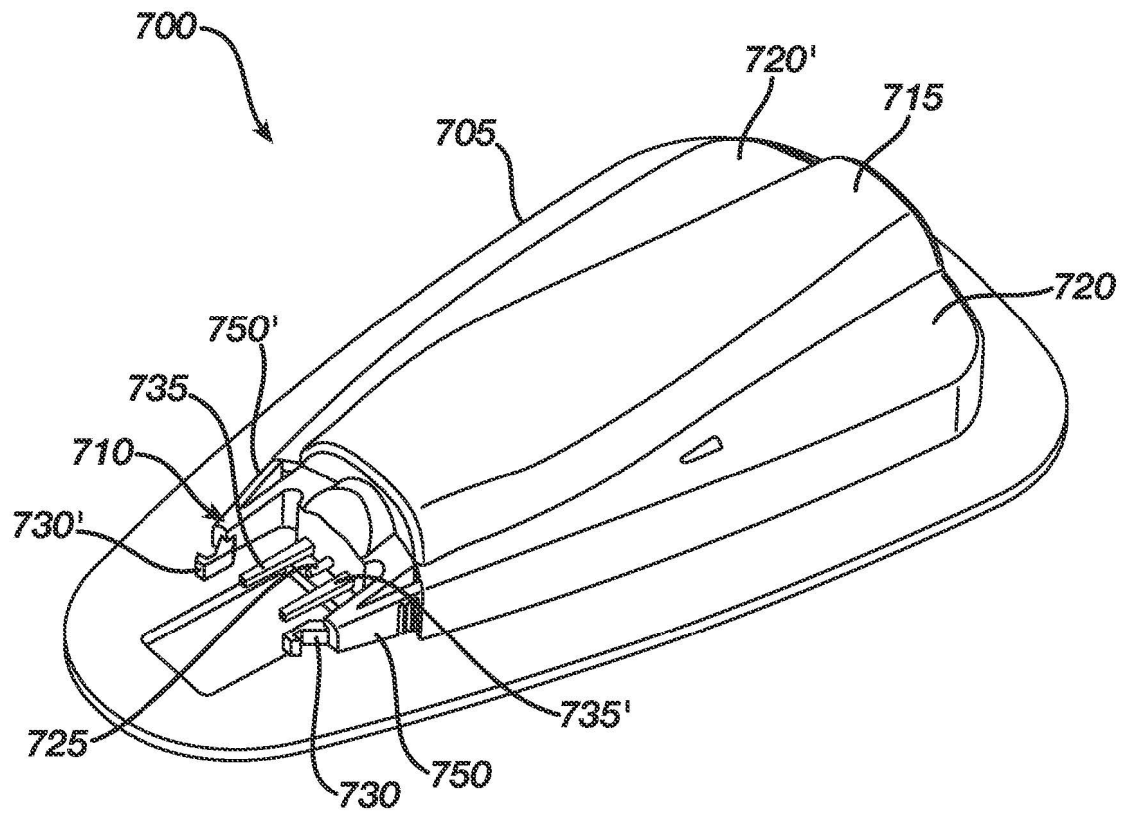


FIG. 7

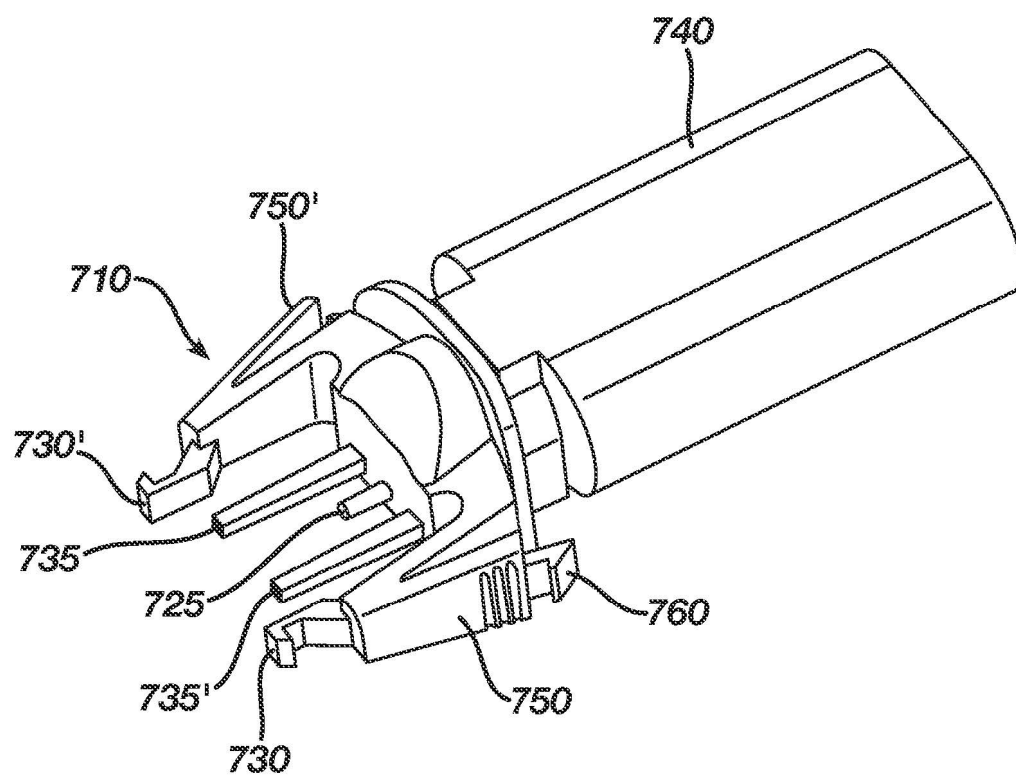


FIG. 8

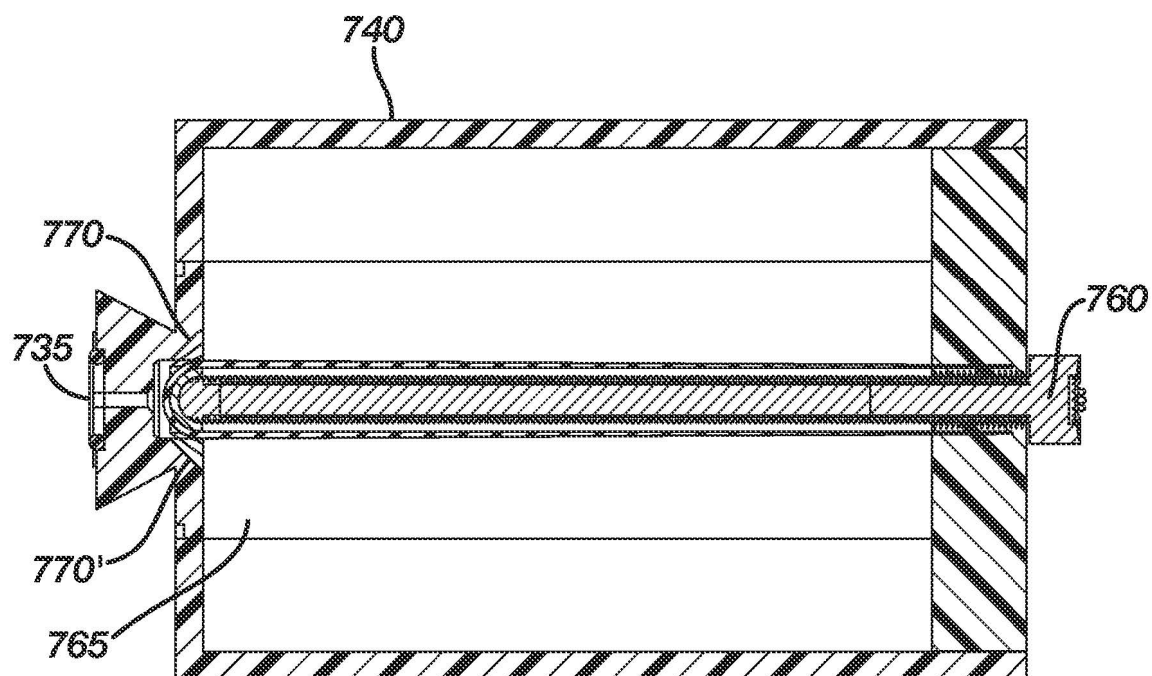
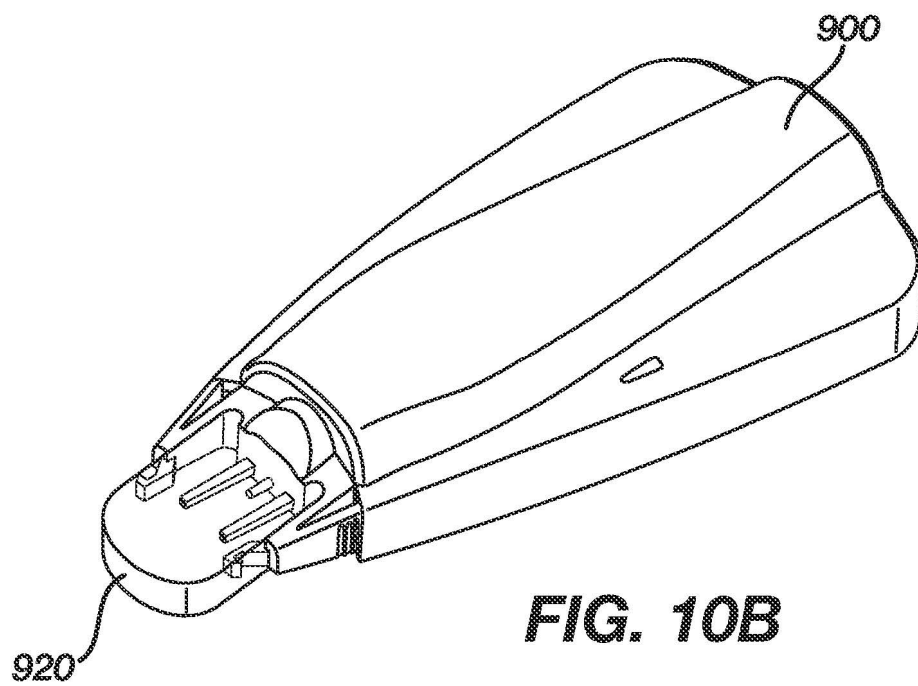
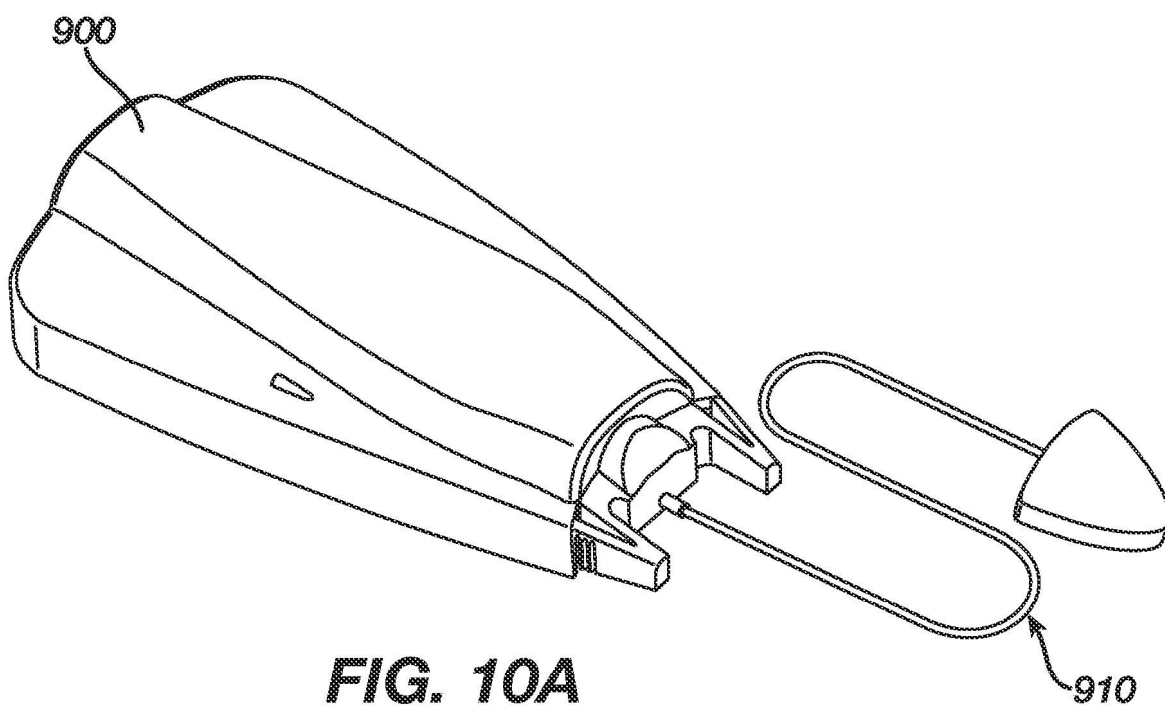


FIG. 9



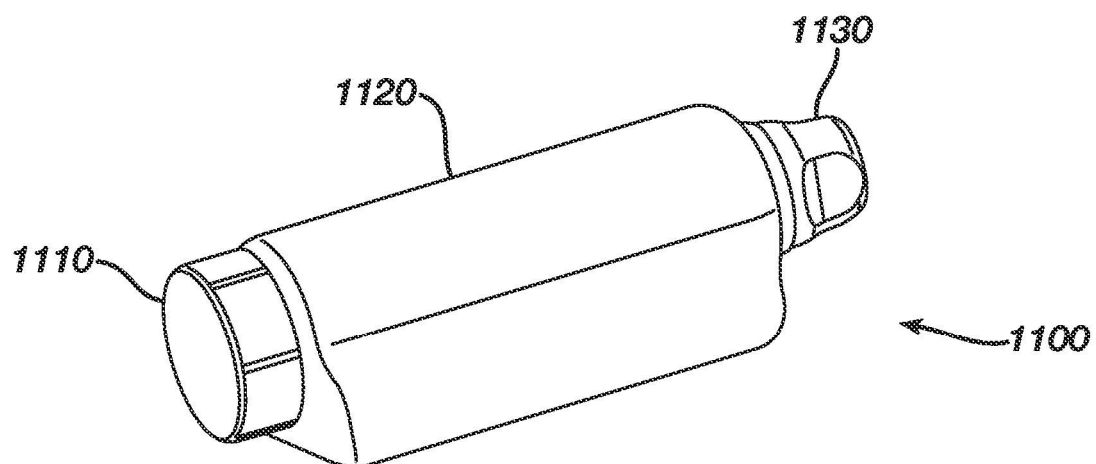


FIG. 11

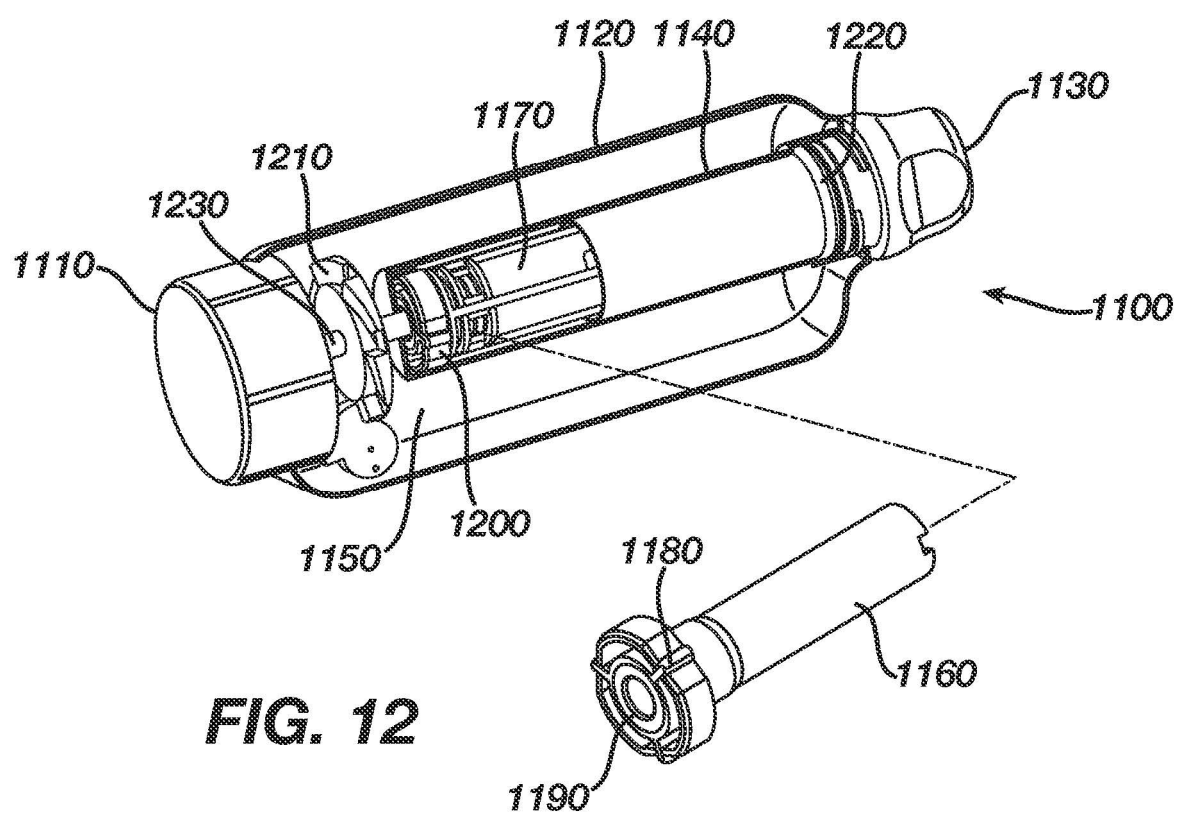


FIG. 12

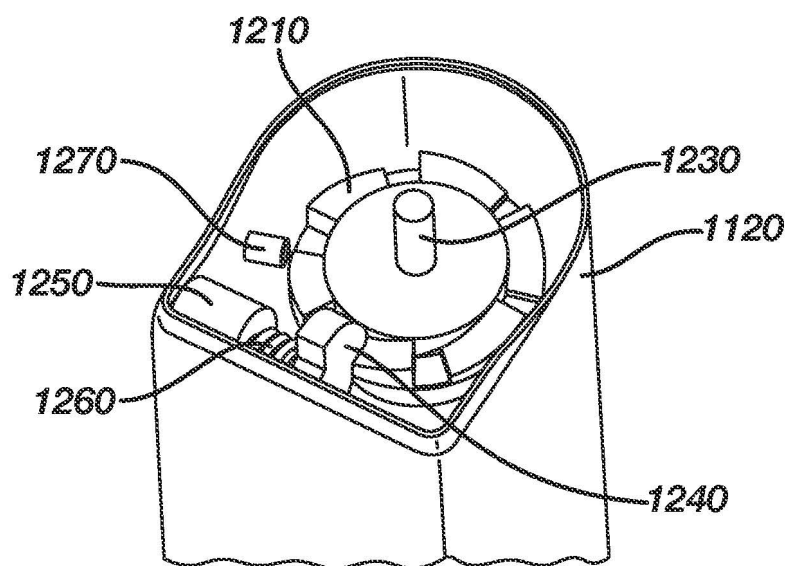


FIG. 13

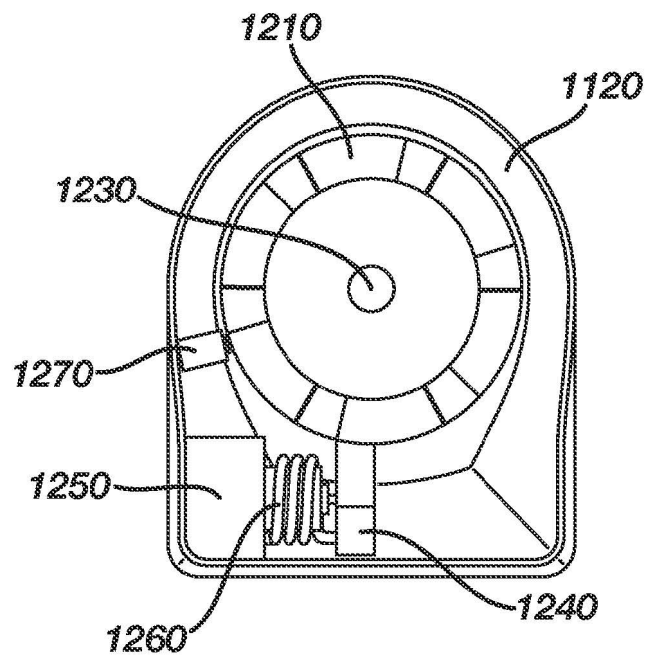


FIG. 14

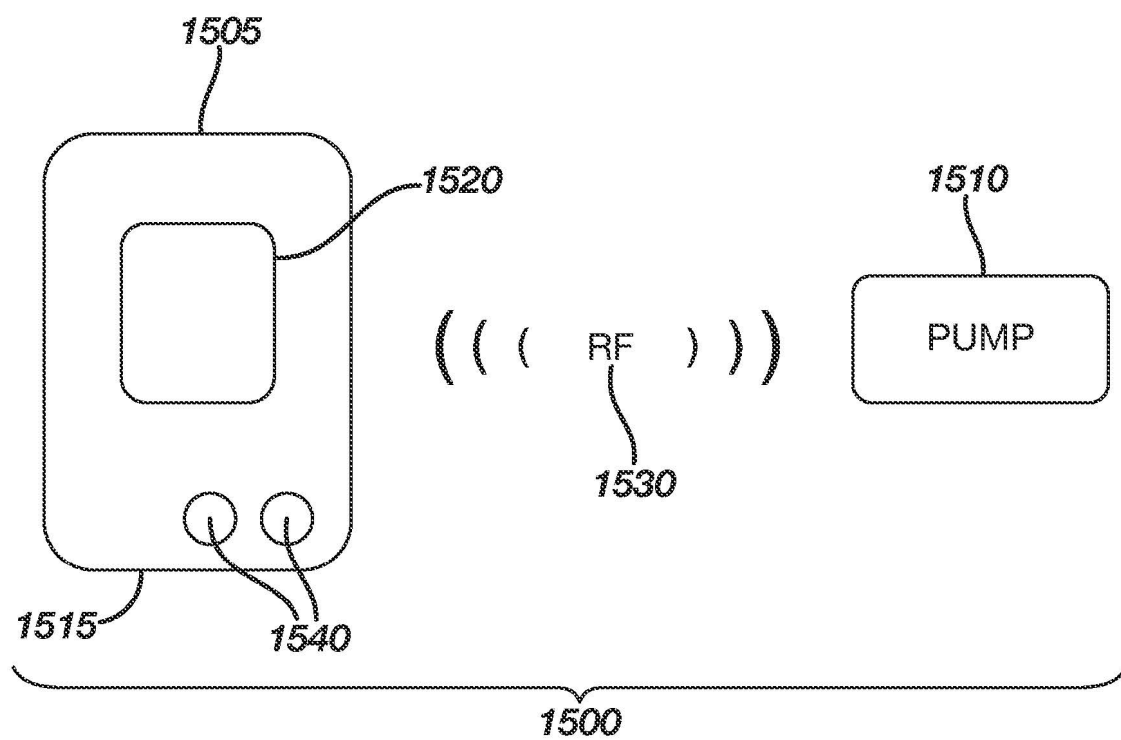


FIG. 15