(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 805 083**

(51) Int. CI.:

A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/04 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.03.2015 PCT/US2015/022079**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **24.09.2015 WO15143452**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.03.2015 E 15765519 (2)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.05.2020 EP 3119461**

(54) Título: **Aparato para mejorar la ventilación asistida**

(30) Prioridad:

21.03.2014 US 201461969043 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.02.2021

(73) Titular/es:

COLABS MEDICAL, INC. (100.0%)
16600 Monterey St No. 1225
Morgan Hill, CA 95038, US

(72) Inventor/es:

NOLAN, CLAY

(74) Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

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

Aparato para mejorar la ventilación asistida

Antecedentes de la invención

La intubación es la colocación de un tubo de un dispositivo de intubación en la luz de la vía aérea del cuerpo de un paciente para proporcionar ventilación asistida de los pulmones para mantener un suministro de oxígeno a la sangre en los casos en que el paciente no puede respirar solo. La intubación en casos de dificultad respiratoria implica la colocación de un tubo en la tráquea del paciente. La intubación traqueal también implica la colocación de un tubo endotraqueal en la tráquea del paciente a través de las cuerdas vocales, por lo que el cuidador también debe tener cuidado para evitar dañar las cuerdas vocales. En muchos casos, se debe tener cuidado al intubar a un paciente, ya que la colocación inadecuada del tubo puede causar daños adicionales al paciente. Por ejemplo, muchos dispositivos de intubación convencionales se basan en un manguito inflable que forma un sello contra la pared de luz para mantener una posición del tubo dentro de la luz. El inflado excesivo del manguito puede ocasionar un sangrado interno en el paciente. Otro problema importante es que se debe tener sumo cuidado para evitar colocar el tubo de intubación dentro del esófago en lugar de la tráquea. En tales casos, con dispositivos convencionales, el profesional de primeros auxilios o médico no puede ventilar adecuadamente al paciente y el paciente puede sufrir más lesiones.

Incluso los cuidadores médicos y los profesionales de primeros auxilios debidamente capacitados deben proceder con precaución durante la intubación para evitar la colocación incorrecta del dispositivo de intubación o para evitar errores de inserción no deseados y riesgo de lesiones. El retraso y/o desplazamiento del tubo endotraqueal, tal como la colocación incorrecta del tubo endotraqueal en el esófago, puede ocasionar potencialmente daños neurológicos o la muerte. La colocación inadecuada del tubo endotraqueal también puede comprometer la protección de las vías aéreas u ocasionar una ventilación inadecuada. Por lo tanto, es imprescindible intubar a un paciente rápidamente y colocar el tubo endotraqueal correctamente cuando surge una afección médica.

Para reducir el riesgo de complicaciones durante la intubación, el cuidador, ya sea un profesional de primeros auxilios, tal como un técnico de emergencias médicas, un paramédico, o un enfermero o médico deben proceder lo más rápido posible pero con precaución para evitar posibles complicaciones. Además, un profesional de primeros auxilios a menudo debe intentar intubar al paciente en un lugar muy poco conveniente tal como un baño, un restaurante u otra área no propicia para proporcionar tratamiento y cuidado médico adecuados.

La ventilación asistida en casos de paro cardíaco también requiere la colocación rápida y precisa de un dispositivo de intubación dentro de la tráquea para que puedan producirse compresiones torácicas. En tales casos, la intubación permite la ventilación de los pulmones y un suministro de oxígeno a la sangre, mientras que las compresiones torácicas permiten la circulación de la sangre.

Los protocolos de la Asociación estadounidense del Corazón (*American Heart Association*) para la reanimación cardiopulmonar (RCP) requerían antes una pausa cada quince compresiones torácicas para permitir dos ventilaciones. Los protocolos de la Asociación estadounidense del Corazón de 2010 disminuyeron la frecuencia de las ventilaciones para que las compresiones torácicas se pausen después de cada treinta compresiones para permitir dos ventilaciones. Se cree que las principales razones que justifican el cambio de protocolo son: 1) reducir la cantidad de presión intratorácica asociada con ventilaciones de presión positiva ya que las ventilaciones de presión positiva disminuyen la eficiencia del corazón; y 2) minimizar las interrupciones de las compresiones torácicas para mantener una presión arterial constante. Por consiguiente, en la actualidad la mayoría de los cuidadores solo ventilan simultáneamente al paciente y proporcionan compresiones si el paciente está intubado adecuadamente.

La Figura 1 proporciona una vista parcial de la cavidad oral **10**, la lengua **12** y la faringe **14** de un paciente donde la faringe **14** es la cavidad revestida de membrana en la parte posterior de la cavidad oral 10. La faringe **14** incluye aberturas del esófago 16 y la tráquea **18**. Como se muestra, las aberturas al esófago **16** y la tráquea **18** son adyacentes entre sí. Cuando un cuidador médico intenta intubar a un paciente, el cuidador intentará colocar el dispositivo de intubación dentro de la tráquea **18** para proporcionar oxígeno a los pulmones **2**. Tal y como se ha indicado anteriormente, el cuidador debe intentar evitar colocar el dispositivo de intubación dentro del esófago **16** y, al hacerlo, a menudo debe proceder lentamente y con precaución para evitar causar un traumatismo no deseado a las cuerdas vocales u otras estructuras dentro del cuerpo.

La pared del esófago **16** está compuesta por un músculo estriado y liso. Ya que el esófago **16** se basa en el peristaltismo para mover alimentos hacia el estómago, las paredes del esófago **16** son naturalmente compatibles y no tienen ningún refuerzo estructural. La tráquea **18**, por otro lado, es relativamente más fuerte y, naturalmente, está diseñada para no colapsar dada su función de transportar aire a los bronquios y los pulmones **2**. La pared de la tráquea **18** incluye una serie de anillos semicirculares cartilaginosos **20** que evitan que la tráquea **18** colapse. La tráquea **20** se extiende anteriormente al esófago **16** donde las aberturas del esófago **16** y la tráquea están separadas por una pequeña aleta, la epiglotis **22**. La epiglotis **22** protege la tráquea cuando la persona ingiere alimentos u otras sustancias.

La Figura 2 ilustra un dispositivo convencional **50** utilizado para intubar a un paciente. Como se muestra, el dispositivo **50** se inserta a través de la boca y la cavidad oral en la tráquea **18**. El cuidador debe dirigir el dispositivo **50** al interior de la tráquea **18** en lugar del esófago mientras atraviesa la epiglotis **22** y las cuerdas vocales **24**. El cuidador debe tener especial cuidado para evitar causar daños a las cuerdas vocales. **24**. Una vez colocado correctamente, el cuidador puede inflar opcionalmente **52** un globo en el dispositivo **50** para anclar el dispositivo dentro de la tráquea **18**. Después de que el cuidador confirme la colocación del dispositivo **50**, puede tener lugar la ventilación del paciente.

En la actualidad, el Combitube, suministrado por Nellcor, se usa habitualmente para el manejo de las vías aéreas. El Combitube, también conocido como vía aérea de doble luz, es un dispositivo de vía aérea de inserción ciega (BIAD) utilizado por profesionales de primeros auxilios, así como en una sala de emergencias. El Combitube está concebido para permitir la intubación traqueal de un paciente con dificultad respiratoria mediante el uso de un tubo de doble luz con manguitos. El tubo de doble luz se inserta en las vías aéreas del paciente para permitir la ventilación de los pulmones del paciente. El inflado del manguito permite que el dispositivo funcione de manera similar a un tubo endotraqueal y generalmente cierra el esófago, permitiendo la ventilación y evitando la aspiración pulmonar de contenido gástrico.

Sin embargo, la colocación de dispositivos de intubación tradicionales es muy difícil debido al riesgo de colocación incorrecta del dispositivo. El riesgo de que un dispositivo se coloque incorrectamente puede ser fatal si no se reconoce. Los dispositivos convencionales descritos anteriormente requieren la colocación por parte de una persona que esté bien capacitada en la colocación de dichos dispositivos. Adicionalmente, incluso personas bien capacitadas deben proceder con precaución al colocar dispositivos convencionales.

Además, sigue habiendo una necesidad de mejorar la temporización de la administración de aire durante las ventilaciones artificiales de un paciente. Esta necesidad permanece especialmente cuando el paciente está experimentando angustia y requiere tanto ventilación para el oxígeno como compresión torácica para restablecer la circulación sanguínea. En la actualidad, si el acto de ventilar artificialmente a la persona (por ejemplo, mediante ventilación asistida o boca a boca) y proporcionar compresiones torácicas no se temporiza, tal como durante una RCP normal, la ventilación artificial normal de la persona puede actuar en contra de la eficacia de la compresión. Por ejemplo, la ventilación asistida mediante la administración repetida de un gran bolo de aire puede aumentar la presión dentro de la cavidad torácica e incrementar la resistencia al aumentar la presión sobre el corazón. Esta contrapresión puede evitar que el corazón y los pulmones se llenen de sangre. Como resultado, impedir la capacidad del corazón y los pulmones para llenarse de sangre, hace que la compresión torácica sea menos efectiva ya que circula un volumen menor de sangre después de la compresión.

Sigue habiendo una necesidad de un dispositivo y/o sistema de ventilación que pueda ventilar eficazmente a las personas y pueda colocarse de manera eficaz con una mínima capacitación requerida por el cuidador. Además, sigue habiendo una necesidad de tales dispositivos y métodos de ventilación para optimizar el efecto de proporcionar ventilación asistida con compresiones torácicas para hacer circular sangre oxigenada dentro de una persona.

El documento WO2011/154499 se refiere a un sistema para proporcionar señales de control para ventilación o compresión, respectivamente. El sistema comprende un medio de recepción de información para recibir, para una reanimación, información relativa a un parámetro de compresión y/o parámetro de ventilación, en función de un parámetro indicativo de circulación sanguínea, un componente de procesamiento para evaluar los diferentes valores del parámetro de compresión torácica y/o del parámetro de ventilación en función del parámetro indicativo de circulación sanguínea y obtener, sobre la base de dicha información, un valor para el parámetro de ventilación y/o el parámetro de compresión torácica respectivamente, y un generador de señales de control para generar señales de control de acuerdo con el parámetro de ventilación obtenido o el parámetro de compresión torácica.

El documento US 2013/146051 desvela un sistema de acuerdo con la sección de preámbulo de la reivindicación 1.

Sumario de la invención

La invención se define en las reivindicaciones.

La presente descripción incluye dispositivos y métodos que permiten una ventilación asistida mejorada de un paciente. Los métodos y dispositivos proporcionan una serie de beneficios respecto a los enfoques convencionales para la ventilación asistida. Por ejemplo, los métodos y dispositivos descritos en el presente documento permiten la inserción ciega de un dispositivo que puede permitir la ventilación, independientemente de que el dispositivo esté colocado dentro de una tráquea o un esófago. Algunas variaciones de los dispositivos y métodos permiten que observadores y personas inexpertas mínimamente capacitados coloquen una vía aérea avanzada para ventilación asistida. Los dispositivos descritos en el presente documento pueden diseñarse de tal manera que un único tamaño pueda alojar una variedad de tamaños de pacientes, reduciendo así el número de dispositivos de diferentes tamaños que haya que guardar en el inventario. Adicionalmente, tener dispositivos que puedan alojar una amplia gama de personas reduce la necesidad de un primer profesional de primeros auxilios para evaluar las características anatómicas de un paciente antes de actuar sobre el paciente. En pacientes que padezcan insuficiencia cardíaca, la administración de grandes bolos de aire durante la RCP puede ocasionar la hiperventilación del paciente, lo que puede disminuir la eficacia de la

RCP. Una presión intratorácica elevada puede reducir en última instancia la eficacia de las compresiones torácicas. Las variaciones del dispositivo y los métodos actuales permiten una ventilación controlada, lo que evita la hiperventilación.

En otra variación, los dispositivos descritos en la presente divulgación permiten la ventilación asistida mejorada de una persona. Por ejemplo, una variación del método incluye insertar un dispositivo de ventilación en la persona haciendo avanzar un extremo operativo del dispositivo de ventilación dentro de un conducto corporal de la persona donde el extremo operativo incluye una abertura lejana acoplada fluidamente a una primera luz y una abertura medial acoplada fluidamente a una segunda luz; aspirar la succión a través de la abertura e intentar mantener un vacío a través de la primera luz y la abertura lejana durante un período de tiempo predeterminado; ventilar automáticamente a la persona a través de la segunda luz al detectar el vacío durante el período de tiempo predeterminado y mantener la succión para mantener el vacío; y ventilar automáticamente a la persona a través de la primera luz al no detectar el vacío durante el período de tiempo predeterminado; donde la ventilación automática de la persona se produce en un momento predeterminado; medir una condición de una cavidad torácica para determinar un cambio en la cavidad torácica; y alterar un momento de la ventilación automática de la persona al detectar el cambio en la condición de la cavidad torácica.

La presente divulgación también incluye un sistema de ventilación artificial de una persona, comprendiendo el sistema: un dispositivo de ventilación configurado para la inserción dentro de una abertura respiratoria de la persona y que tiene un extremo operativo para colocarse dentro de un paso corporal de la persona, teniendo el dispositivo de ventilación un sensor de presión configurado para detectar cambios de presión dentro del conducto corporal; y teniendo el dispositivo de ventilación un sistema de control configurado para administrar un bolo de aire en una vía aérea de la persona a una frecuencia predeterminada hasta la detección del cambio de presión dentro del paso corporal, donde después el sistema de control está configurado para alterar la frecuencia predeterminada retrasando la administración del bolo de aire hasta que el sensor detecta el cambio de presión en el aire dentro del conducto corporal, donde el cambio de presión dentro del conducto corporal es consecuencia de una compresión torácica.

La medición de la condición de la cavidad torácica puede incluir la medición de la condición de la cavidad torácica utilizando el dispositivo de ventilación o la medición de un cambio en una compresión del tórax de un paciente. Por ejemplo, medir el cambio de la compresión del tórax del paciente comprende observar una fuerza aplicada al dispositivo de ventilación por el paso corporal. De manera alternativa, medir el cambio de la compresión del tórax del paciente comprende observar una desviación del tórax del paciente utilizando uno o más sensores sobre el tórax.

En una variación adicional, medir la condición de la cavidad torácica comprende medir un estado del flujo de aire dentro de la cavidad torácica. Dicha medición puede realizarse usando un sensor en el dispositivo de ventilación y donde medir el estado del flujo de aire dentro de la cavidad torácica comprende detectar el flujo de aire, la presión y/o el volumen usando el sensor. Asimismo, el sensor puede supervisar una dirección del flujo de aire.
El momento de la ventilación artificial puede alterarse usando el sensor para determinar cuándo aumenta una presión en el conducto corporal y administrando aire para ventilar automáticamente a la persona cuando la presión en el conducto corporal aumenta, o al menos antes de la disminución, la presión de las ventilaciones actúa como una compresión torácica interna, entonces el retroceso del tórax atrae el aire hacia los pulmones.

Los métodos pueden incluir además proporcionar una retroalimentación basada en la medición de la condición de la cavidad torácica. Dicha retroalimentación puede incluir información relativa a la compresión, donde la información se selecciona de una fase, frecuencia, eficiencia, profundidad y temporización. La retroalimentación también se puede basar en la medición de la condición de la cavidad torácica, que comprende medir la calidad de la compresión torácica determinando un cambio en un volumen de aire en la cavidad torácica. En alguna variación, la retroalimentación comprende información para aumentar o disminuir una compresión aplicada al tórax de un paciente.

Las variaciones del método incluyen alterar el momento de la ventilación para iniciar la ventilación automática de la persona cuando una presión aumenta, disminuye o alcanza una presión máxima en el paso corporal. El método puede comprender además continuar midiendo la condición de la cavidad torácica para determinar el cambio en la cavidad torácica después de alterar el momento de la ventilación automática de la persona y volver a ventilar automáticamente a la persona en el momento predeterminado al no detectar el cambio en la cavidad torácica.

En una variación adicional, el método puede incluir además ajustar el dispositivo de ventilación para suspender la ventilación automática de la persona y ventilar manualmente a la persona mientras se mantiene la succión para mantener el vacío si se detecta el vacío.

Los métodos descritos en el presente documento pueden incluir una máscara que se coloca de forma deslizante a lo largo del dispositivo de ventilación y donde la máscara se puede presionar contra la persona con un actuador o accionador manual para aislar la abertura respiratoria de la persona desde una atmósfera externa. Normalmente, la máscara no se sellará contra el paciente durante la ventilación asistida automática. Por lo tanto, durante la RCP, el sistema está abierto. Sellar la máscara contra el paciente e iniciar un accionador manual puede cerrar el sistema y administrar un bolo de aire para ventilar manualmente al paciente.

Los métodos descritos en el presente documento también pueden incluir estimular eléctricamente un corazón de la persona usando el dispositivo de ventilación.

En otra variación, el método de ventilación artificial de una persona puede comprender insertar un dispositivo de ventilación dentro de una abertura respiratoria de la persona y colocar un extremo operativo del dispositivo de ventilación dentro de un paso corporal de la persona, teniendo el dispositivo de ventilación un sensor de presión configurado para detectar cambios de presión dentro del conducto corporal; administrar un bolo de aire al interior de una vía aérea de la persona a una frecuencia predeterminada; alterar la frecuencia predeterminada retrasando la administración del bolo de aire cuando el sensor detecta un cambio de presión en el aire dentro del conducto corporal, donde el cambio de presión dentro del conducto corporal es consecuencia de una compresión torácica.

El método puede comprender además que la administración del bolo de aire en las vías respiratorias de la persona se produzca después de un retraso predeterminado. En algunas variaciones, el sensor está configurado para detectar de forma intermitente cambios de presión dentro del paso corporal.

En otra variación, el método comprende además, después de alterar la frecuencia predeterminada, que el dispositivo de ventilación reanude la administración del bolo de aire a la frecuencia predeterminada si el sensor de presión no puede detectar un rango de presión dentro de un primer período de tiempo.

En otra variación, el método para ventilar a una persona incluye insertar un dispositivo de ventilación dentro de una abertura respiratoria de la persona y hacer avanzar un extremo operativo del dispositivo de ventilación dentro de un paso corporal de la persona, donde el extremo operativo incluye una primera abertura acoplada fluidamente a una primera luz y una segunda abertura acoplada fluidamente a una segunda luz, donde la segunda abertura está ubicada a lo largo del dispositivo de ventilación proximal a la primera abertura; realizar succión a través de la primera abertura para inducir el colapso del paso corporal y mantener la succión durante un período de tiempo; supervisar un parámetro de fluido para determinar si el conducto corporal colapsa; ventilar automáticamente a la persona a través de la segunda luz al detectar el colapso del paso corporal y mantener la succión para mantener el colapso del paso corporal; y ventilar automáticamente a la persona a través de la primera luz al no detectar el colapso del paso corporal; en donde la administración de un bolo de aire durante la ventilación automática de la persona se produce en un primer momento; medir una condición de una cavidad torácica para determinar un cambio en la cavidad torácica; y alterar el momento de la administración del bolo de aire durante la ventilación automática de la persona al detectar el cambio en la condición de la cavidad torácica.

En otra variación, la presente divulgación incluye un método para ventilar artificialmente a una persona mediante el acoplamiento de un dispositivo de ventilación a una abertura respiratoria de un conducto respiratorio de la persona; colocar un sensor de presión en comunicación fluida con el conducto respiratorio, el sensor de presión configurado para detectar cambios de presión dentro del conducto respiratorio; administrar un bolo de aire en el conducto respiratorio de la persona a una frecuencia predeterminada; y alterar la frecuencia predeterminada retrasando la administración del bolo de aire hasta que el sensor detecte un cambio de presión en el aire dentro del conducto respiratorio, donde el cambio de presión dentro del conducto respiratorio es consecuencia de una compresión torácica. Dicho método puede incluir cualquier dispositivo, incluyendo dispositivos de ventilación convencionales.

La presente divulgación también incluye un sistema para ventilar artificialmente a una persona usando una fuente de oxígeno, comprendiendo el sistema: un dispositivo de ventilación que tiene un sensor de presión configurado para detectar cambios de presión dentro del conducto corporal, estando el sensor de presión colocado en una parte del dispositivo configurada para insertarse en un paso corporal de la persona; un comando configurado para administrar un bolo de aire en una vía aérea de la persona a una frecuencia predeterminada, donde el comando está configurado para supervisar el sensor de presión y al detectar un cambio de presión, el comando altera la frecuencia predeterminada retrasando la administración del bolo de aire.

La presente divulgación también incluye dispositivos para ventilar a una persona. En un ejemplo, dicho dispositivo comprende un miembro tubular que tiene al menos una primera y segunda luz, donde la primera luz está acoplada fluidamente a una primera abertura situada distalmente respecto a una abertura medial, donde la abertura medial está acoplada fluidamente a la segunda luz, donde la primera abertura y la abertura medial están aisladas fluidamente dentro del miembro tubular; estando el miembro tubular configurado para medir una condición de la luz de un cuerpo para determinar un cambio en una cavidad torácica de la persona; teniendo un sistema de control una fuente de succión y una luz de suministro de gas, teniendo el sistema de control una válvula configurada para acoplar fluidamente la luz de suministro de gas a la primera luz o a la segunda luz; el sistema de control también es capaz de realizar succión desde la fuente de succión a través de la primera abertura y la primera luz, donde el sistema de control está configurado para supervisar la primera luz en busca de vacío para indicar el colapso del paso corporal y la formación de un sello en la primera abertura; donde el sistema de control también está configurado para formar selectivamente una ruta de ventilación desde la luz de suministro a la primera o segunda luz seleccionando la primera luz como la ruta de ventilación si no se detecta el colapso del paso corporal; y seleccionando la segunda luz como la ruta de ventilación si se detecta el colapso del paso corporal; donde el sistema de control está configurado para ventilar automáticamente a la persona a través de la ruta de ventilación a una primera frecuencia; y donde el sistema de control también está configurado para alterar la primera frecuencia al detectar la condición de la luz del cuerpo.

El sistema y los métodos descritos en el presente documento pueden ser compatibles con dispositivos que supervisan la concentración o presión parcial de dióxido de carbono (CO_2) en los gases respiratorios (capnografía). Principalmente, dichos dispositivos son herramientas de supervisión para su uso durante la anestesia y los cuidados intensivos que supervisan el CO_2 espiratorio que son de interés cuando se utilizan sistemas de reinhalación. La capacidad de integrar los sistemas de ventilación descritos en el presente documento con dichos sistemas de capnografía permite una mejor atención al paciente. Adicionalmente, los sistemas y métodos descritos en el presente documento pueden ser compatibles con equipos encontrados en vehículos de emergencias tales como suministros de oxígeno y/o fuentes de alimentación. En algunas variaciones, el sistema de la presente divulgación también puede proporcionar instrucciones por audio o incluso vídeo (mediante el uso de una pantalla) para garantizar un correcto funcionamiento en aquellas situaciones en las que el sistema puede ser utilizado por profesionales de primeros auxilios que no sean personal de emergencias capacitado.

Breve descripción de los dibujos

La invención se entiende mejor a partir de la siguiente descripción detallada al leerse junto con los dibujos adjuntos. Hay que insistir en que, de acuerdo con la práctica habitual, las diversas características de los dibujos no son a escala. Por el contrario, las dimensiones de las diversas características están ampliadas o reducidas arbitrariamente por motivos de claridad. También con fines de claridad, determinadas características de la invención pueden no estar representadas en algunos de los dibujos. En los dibujos se incluyen las siguientes figuras:

La Figura 1 proporciona una vista parcial de la cavidad oral de un paciente, la lengua, la faringe, así como el esófago y la tráquea.
La Figura 2 ilustra un ejemplo de un dispositivo convencional utilizado para intubar a un paciente.
La Figura 3 ilustra diversos componentes de un ejemplo de un sistema de ventilación mejorado.
Las Figuras 4A a 4C ilustran una vista en sección parcial de un extremo operativo de un dispositivo de ventilación mejorado.
Las Figuras 5A a 5E muestran una representación del proceso de ventilación de un paciente utilizando un dispositivo de ventilación mejorado.
Las Figuras 6A a 6C muestran variaciones adicionales de un extremo operativo de un dispositivo de ventilación.
La Figura 7 ilustra un esquema de un sistema alimentado eléctricamente.
La Figura 8A muestra un ejemplo de un esquema de componentes para un sistema accionado neumáticamente como se describe en el presente documento.
La Figura 8B proporciona una lista de componentes para el esquema de la Figura 8A.
La Figura 8C muestra una lista de varios modos para el sistema.
Las Figuras 8D a 8M ilustran varias rutas de flujo para los diversos modos de operación.
La Figura 9A ilustra otra variación de un dispositivo útil para proporcionar ventilación asistida con resultados mejorados mediante la supervisión de una condición de la cavidad torácica.
Las Figuras 9B a 9C muestran una vista isométrica parcial y vistas en sección transversal parciales de la máscara y el accionador utilizados para cerrar el sistema e iniciar la ventilación manual.
Las Figuras 10A y 10B ilustran ejemplos del extremo operativo del dispositivo cuando se inserta en un paso corporal de una persona y supervisa una condición de la cavidad torácica.
Las Figuras 11A y 11B ilustran una variación de un sistema para ventilar artificialmente a una persona utilizando una fuente de oxígeno, como los que se describen en el presente documento.
La Figura 11C muestra un dispositivo externo que se utiliza para controlar el ventilador descrito en el presente documento.
La Figura 12 proporciona un esquema de un sistema de control que se basa en el suministro de gas para proporcionar una fuente tanto de ventilación como de succión.
Las Figuras 13-22 ilustran un ejemplo de la circuitería para detectar la fase, frecuencia, profundidad y eficacia de una compresión torácica con una resistencia situada sobre el tubo de una vía aérea situado en la boca, la tráquea o el esófago del paciente.

Descripción detallada de la invención

Antes de describir los dispositivos, sistemas y métodos de la presente invención, se entenderá que esta invención no se limita a aplicaciones terapéuticas particulares y que los sitios de implantes descritos, como tales pueden variar. También debe entenderse que la terminología utilizada en el presente documento solo tiene el fin de describir realizaciones particulares y no está concebida para ser limitante, ya que el alcance de la presente invención estará limitado únicamente por las reivindicaciones adjuntas.

A no ser que se defina otra cosa, todos los términos técnicos y/o científicos utilizados en el presente documento tienen el mismo significado que el que entiende habitualmente un experto habitual en la materia a la que pertenece la presente invención. Los términos "proximal", "distal", "cerca" y "lejos" cuando se usan indican posiciones o ubicaciones relativas al usuario donde proximal se refiere a una posición o ubicación más cerca del usuario y distal se refiere a una posición o ubicación más lejos del usuario.

La Figura 3 ilustra diversos componentes de un ejemplo de un sistema mejorado de acuerdo con la presente divulgación. Como se muestra, el dispositivo de ventilación **100** incluye un extremo operativo **102** que se inserta en un paciente. El extremo operativo puede incluir un tubo distal **104** que contiene una primera luz (no mostrada), que se extiende a través de una abertura distal **106** del dispositivo de ventilación **100** y está en comunicación fluida con una unidad de control (también llamada ventilador) **150** y/o fuente de suministro **160** a través de uno o más tubos proximales **118**. La unidad de control **150** también puede incluir un aparato diseñado para proporcionar succión, así como un recipiente de recogida. En funcionamiento, la unidad de control **150** dirige la succión o aplica un vacío a través de una primera ruta de fluido **122**, que a su vez provoca una succión o presión negativa en la abertura distal **106**. La fuente **160** puede comprender oxígeno, aire o cualquier otro gas que se desee para la ventilación de administración dentro de los pulmones. La fuente **160** se puede anidar dentro de la construcción física del comando **150**. Sin embargo, la fuente **160** puede ser opcional para que el comando ventile al paciente usando solo aire ambiente.

La unidad de control **150** mantiene el dispositivo **100** en este estado durante un período de tiempo establecido y supervisa los parámetros de la presión o los parámetros de flujo dentro de la primera luz para determinar si ventilar a través de la primera o la segunda. El ejemplo ilustrado en la Figura 3 también incluye un conector **108** con una o más características que ayudan al funcionamiento correcto del dispositivo. Dichas características se describen con detalle a continuación. Adicionalmente, la abertura distal **106** puede incluir cualquier número de orificios en el extremo distal del dispositivo siempre que los orificios estén en una ruta de fluido con la primera luz. De igual manera, la abertura medial **112** puede comprender cualquier número de aberturas siempre que dichas aberturas estén en comunicación fluida con la segunda luz. Además, también se pueden insertar variaciones del dispositivo a través de una abertura nasal en lugar de una boca.

El dispositivo de ventilación **100** incluye además un tubo proximal **110** que alberga una segunda luz (no mostrada) que sale del dispositivo **100** en una abertura medial **112**. Como se analiza a continuación, la abertura distal y la primera luz están aisladas fluidamente de la abertura medial y la segunda luz a través del extremo operativo del dispositivo **102** a la unidad de control **150**. Este aislamiento de fluido permite que la unidad de control **150** determine qué luz usar para ventilar al paciente. La unidad de control dirige flujo a través de una segunda ruta de fluido **124** que está acoplada fluidamente a la segunda luz y la abertura medial **112** cuando el dispositivo está colocado en el esófago **16** en lugar de la tráquea **18**.

El sistema de ventilación **100** ilustrado en la Figura 3 también muestra una máscara opcional **114** con orificios de ventilación opcionales **116**. Las variaciones del sistema pueden incluir configuraciones alternativas sin una máscara o con otros dispositivos tales como un protector bucal o cualquier otro aparato de montaje de uso común. Como se analiza a continuación, la máscara **114** u otro aparato de montaje pueden usarse para ayudar al cuidador a orientar correctamente el dispositivo **100** según se inserta en el paciente. Las variaciones del dispositivo pueden incluir un globo, una esponja o cualquier otra estructura que asegure la región proximal del dispositivo al paciente para garantizar que el gas se dirige a los pulmones durante la inhalación. La máscara (u otra estructura descrita en el presente documento) puede incluir una banda de seguridad, tira de cinta o adhesivo temporal para asegurar la máscara en su lugar sobre el paciente. La máscara o característica similar se puede usar para determinar a qué distancia hacer avanzar el extremo operativo **102** dentro del paciente. Como alternativa o en combinación, el dispositivo **100** puede incluir marcas graduadas **134** para ayudar al cuidador a hacer avanzar correctamente el dispositivo dentro del paciente. La máscara puede ser deslizable para ajustar la longitud desde la máscara hasta la abertura distal o proximal.

La Figura 3 también muestra una figura representativa de un sistema de control **150** con un número de controles **152** que permiten diversas secuencias operativas del dispositivo, controles manuales o sobremandos del dispositivo. Por ejemplo, el sistema **150** puede incluir controles de ventilación manual para que el cuidador pueda ajustar manualmente la inspiración y la espiración del paciente. Los controles **152** puede incluir un modo de reinicio o ventilación rápida para efectuar reanimación cardiopulmonar. Los controles **150** incluyen un flujo de aire continuo o un modo de vacío continuo que puede ayudar a eliminar desechos o fluidos corporales de los conductos corporales. Los controles también permiten a los cuidadores conectar el dispositivo **100** directamente a un tubo endotraqueal si el cuidador decide intubar. En una variación adicional, el sistema puede permitir una ventilación activa que consiste en soplar durante un período y luego aspirar durante un período a través de la luz activa con el fin de aumentar la eficiencia de la ventilación. En algunas variaciones, el sistema está configurado para que las aberturas de ventilación, así como otras aberturas en el tubo no giran respecto a la máscara para que el cuidador pueda alinear las aberturas con la tráquea.

El dispositivo mostrado en la Figura 3 también puede incluir uno o más electrodos situados en el extremo operativo. Por ejemplo, el conector **108** puede actuar como un electrodo y aplicar electricidad al corazón con el fin de desfibrilar a un paciente fuera de un ritmo irregular o aumentar la frecuencia o contractilidad cardíaca. Adicionalmente, uno o más electrodos pueden insertarse o integrarse en un tubo diseñado para colocarse en la boca, el esófago o la tráquea del paciente. Dicha colocación será beneficiosa porque permitiría al manipulador una ruta de estimulación eléctrica del corazón más directa en comparación con el uso actual de almohadillas colocadas en el pecho del paciente. Un tubo colocado en el esófago podría detectar un pulso más fácilmente debido a que las principales arterias avanzan paralelas al esófago. Esto permitiría a los rescatistas determinar un pulso sin tener que tocar al paciente. También permitiría a un observador no capacitado administrar RCP que no estuviera capacitado para comprobar el pulso. Además, los sensores de presión, como se describe más adelante, se pueden colocar en el tubo que se había hecho avanzar dentro de la boca del paciente que puede estar presionando arterias principales y podrían detectar si hubo un cambio

de presión.

En variaciones adicionales, el sistema de control **150** se puede integrar en una o más piezas del cuerpo del dispositivo **102** en lugar de ser una configuración de tipo caja independiente. Además, el sistema de ventilación **100** se puede configurar opcionalmente para que funcione con un desfibrilador. Se pueden configurar variaciones alternativas del sistema **100** para proporcionar una sensación auditiva, visual o táctil para indicar cuándo un cuidador debe administrar compresiones torácicas.

La Figura 3 también muestra la variación representada del dispositivo **100** teniendo un globo opcional **132** u otro miembro expandible situado en un extremo operativo. Cuando se usa, el globo se puede colocar en cualquier lugar del dispositivo adyacente a la abertura distal **106**. Como alternativa o en combinación, un globo adyacente se puede situar adyacente a la abertura medial.

Los diversos tubos que forman el dispositivo **100** deben ser suficientemente flexibles para poder hacer navegar el dispositivo a través del sistema respiratorio superior. De manera alternativa o adicional, partes del tubo se pueden construir para soportar ser colapsados por la boca o los dientes del paciente. En variaciones adicionales el sistema **100** puede diseñarse de manera que la distancia entre la abertura distal **106** sea ajustable respecto a la abertura medial **112** y/o la máscara **114** (o incluso móvil respecto a las gradaciones **134**). Una variación similar incluye una abertura medial **112** que se puede colocar de forma ajustable respecto a la abertura distal **106**, la máscara 114 y/o las gradaciones **134.**

Las Figuras 4A a 4C ilustran una vista en sección parcial de una unidad de vía aérea o extremo operativo **102** de un dispositivo de ventilación 100 como se describe en el presente documento.

La Figura 4A ilustra una primera luz **128** que está acoplada fluidamente a una abertura distal **106** y una segunda luz **130** que está acoplada fluidamente a la abertura medial **112** donde las luces primera y segunda **128** y **130** están aisladas fluidamente entre sí como se ha descrito anteriormente. La Figura 4A también ilustra que el espacio **126** entre la abertura distal **106** y la abertura medial **112** se puede seleccionar en función del paciente destinado. Por ejemplo, ya que la abertura medial **112** está concebida para colocarse dentro o alrededor de la faringe cuando la abertura distal **106** se coloca en el esófago o la tráquea, se puede seleccionar el espacio **126** para una persona de constitución media. En la mayoría de los casos, el extremo operativo **102** del dispositivo de ventilación **100** comprenderá un componente desechable de un solo uso. Por consiguiente, el dispositivo de ventilación **100** puede incluir una serie de componentes desechables con diferente espacio **126** entre las aberturas medial **112** y distal **106**. Por ejemplo, el espacio variable puede alojar bebés, niños, menores, así como varios tamaños de cuerpo.

La Figura 4B ilustra una vista en sección transversal parcial del extremo operativo **102** del dispositivo de ventilación de la Figura 4A. Una vez que el dispositivo se coloca correctamente dentro del paciente, la unidad de control **150** aplica una succión o un vacío a través de una primera ruta de fluido **122**, luego a través de la primera luz **128** y, por último, provoca un vacío en la abertura distal **106** como indican las flechas **30**. En variaciones adicionales, el manipulador o cuidador puede optar por eliminar alimentos u otros desechos del paciente administrando aire a través de la primera luz **128** o intentando usar la succión en la abertura distal para eliminar partículas u otros fluidos corporales. El sistema **150** continuará ejerciendo un vacío a través de la primera luz **130** durante un periodo de tiempo. Si el dispositivo **100** se coloca correctamente dentro de la tráquea (como se analiza a continuación), el sistema **150** comenzará a ventilar a través de la primera luz **128**. Dicho de otra manera, el sistema **100** comenzará a administrar cíclicamente oxígeno u otro gas desde la fuente **160** y eliminará el dióxido de carbono del paciente para ventilar correctamente los pulmones del paciente. En esta situación, no se requiere flujo a través de la segunda luz **130** y la abertura medial **112**. Aunque la Figura 4B muestra la primera luz **128** para ubicarse dentro de la segunda luz **130**, se puede utilizar cualquier número de variaciones. Por ejemplo, las luces pueden ser concéntricas o paralelas. Variaciones adicionales permiten incluso que las luces estén en comunicación fluida donde una o más válvulas determinan si la ventilación se produce a través de la abertura distal o a través de la abertura medial. El dispositivo puede incluir cualquier número de controles de seguridad para confirmar que la ubicación del dispositivo no cambia. Por ejemplo, una vez que el dispositivo confirma la colocación en la tráquea, puede volver a realizar una verificación para garantizar que se coloca en la tráquea durante un intervalo predeterminado. De manera alternativa, puede realizar esta verificación en una escala móvil (por ejemplo, 1ª verificación a los **30** segundos, 2ª verificación a los 2 minutos, 3ª verificación a los 10 minutos, etc.). En una variación adicional, El sistema está diseñado para proporcionar una verificación de seguridad para garantizar que el filtro de succión no esté obstruido causando una lectura incorrecta de la posición. En tal caso, el dispositivo proporciona ventilación fuera del orificio distal una vez que se detecta un vacío. Este bolo de ventilación puede ser pequeño o grande. Al supervisar el vacío y determinar si se pierde durante el bolo de aire distal, el dispositivo sabe que el sello estaba en el esófago y reanuda la succión distal y la ventilación a través de los orificios proximales. Si no se pierde el vacío durante el bolo de aire distal, el dispositivo puede suponer que el filtro está obstruido y una señal de error indicará que el manipulador debe reemplazar el extremo operativo del dispositivo o supervisar si hay obstrucciones.

El sistema **150** puede comprender el mecanismo que ventila y produce succión o vacío. En general, el sistema **150** es reutilizable (opuestamente al extremo operativo que generalmente es desechable). El sistema **150** puede ser portátil, estar fijado a una ambulancia u otro vehículo de emergencia o estar construido dentro de un carrito o sala. Las

variaciones incluyen dispositivos alimentados por batería, dispositivos alimentados neumáticamente o dispositivos que requieren una fuente de alimentación (como una toma de corriente alterna).

La Figura 4C ilustra la condición donde la abertura distal **106** está ubicada dentro del esófago. En esta situación, la unidad de control **150** dirige ventilación a través de la segunda luz **130**. Como muestran las flechas **32**, dado que la luz medial **112** está acoplada fluidamente a la segunda luz **130** la ventilación 32 tiene lugar en la abertura medial **112**.

Las Figuras 5A a 5E muestran una representación del proceso de ventilación de un paciente utilizando un dispositivo de ventilación **100** como se describe en el presente documento.

La Figura 5A ilustra el dispositivo de ventilación **100** a medida que un cuidador hace avanzar el dispositivo **100** dentro de la cavidad oral **10** sobre la lengua **12** y al interior de la faringe **14**. En cualquier momento durante el procedimiento, el cuidador puede manipular el dispositivo manualmente para succionar fluidos, partículas de alimentos u otros elementos del cuerpo. Como se describe en el presente documento, el cuidador puede hacer avanzar "ciegamente" el extremo operativo **102** dentro del paciente. Como resultado, el extremo operativo **102** terminará en el esófago **16** o la tráquea **18** del paciente.

La Figura 5B ilustra la condición en la que el cuidador hace avanzar el extremo operativo **102** dentro de una tráquea **18** de una persona. Una vez que el cuidador coloca el dispositivo **100**, el cuidador puede iniciar la unidad de control **150** para empezar el proceso para determinar la colocación del dispositivo **100**. De manera alternativa, uno o más sensores en el dispositivo pueden accionar automáticamente la activación de la unidad de control. En cualquier caso, la unidad de control realiza un vacío a través de la abertura distal **106** durante un período de tiempo predeterminado. El vacío reduce la presión y extrae aire dentro de la abertura distal **106**. La unidad de control **150** evalúa entonces un estado del dispositivo supervisando el vacío, el flujo de aire, o cualquier otro parámetro de fluido que indicaría si las paredes del conducto corporal, en este caso la tráquea **18**, colapsaron causando la formación de un sello de vacío. En aquellos casos como la Figura 5B donde el dispositivo está situado dentro de la tráquea, la succión **30** tendrá poco efecto en las paredes de la tráquea **18**. Tal y como se ha indicado anteriormente, las paredes de la tráquea **18** están reforzadas con anillos de cartílago **20** que proporcionan rigidez estructural de la vía aérea. Dado que el comando **150** no detectará la formación de un sello de vacío en la abertura distal **106** (o dentro de la primera luz) el sistema registra la abertura distal **166** como correctamente situada en la tráquea **18** (en lugar del esófago **16**) y, después de un período de tiempo predeterminado (por ejemplo, 10-15 segundos), el comando **150** deja de realizar un vacío y comienza a ventilar los pulmones del paciente alternando entre la administración del gas desde el suministro de gas **160** y eliminando dióxido de carbono. Como resultado, la primera luz se usa como luz de ventilación. Será importante para el comando **150** diferenciar cambios en el vacío o el flujo que sean consecuencia de la succión de fluidos o desechos. En algunas variaciones del dispositivo, el comando **150** está configurado para identificar la formación de un sello cuando se crea el vacío o el flujo cae hasta un grado suficiente como para que el dispositivo haya formado un sello de vacío en lugar de fluidos succionados o una sustancia.

La unidad de control **150** puede determinar si se forma un sello o no midiendo la tensión en un motor de succión (o aparato similar tal como un dispositivo venturi que produce un vacío) que causa la presión negativa dentro de la luz principal para la succión. Si la unidad de control **150** observa tensión cero o mínima en el motor de succión después de un tiempo predeterminado, entonces la unidad de control **150** utilizará la primera luz como luz de ventilación.

La Figura 5D ilustra un estado donde el cuidador hace avanzar un extremo operativo **102** del dispositivo de ventilación **100** dentro de un esófago **16** en lugar de la tráquea **18**. De manera similar al estado representado por la Figura 5B anterior, una vez que el cuidador coloca el dispositivo **100**, el cuidador puede iniciar la unidad de control **150** para empezar el proceso para determinar la colocación del dispositivo **100**. Tal y como se ha indicado anteriormente, variaciones adicionales del dispositivo y el sistema pueden incluir uno o más sensores que pueden accionar automáticamente la activación de la unidad de control.

La Figura 5D representa el estado donde la unidad de control **150** ejerce vacío a través de la abertura distal **106** durante un período de tiempo predeterminado. El vacío reduce la presión y extrae aire dentro de la abertura distal **106**. La unidad de control **150** evalúa entonces un estado del dispositivo supervisando el vacío, el flujo de aire, o cualquier otro parámetro de fluido que indicaría si las paredes del conducto corporal, en este caso el esófago **16**, colapsaron. Como se muestra, las paredes colapsan parcial o totalmente, dando como resultado la formación de un sello de vacío en la abertura distal. **16**. Tal y como se ha indicado anteriormente, los músculos forman las paredes del esófago **16**. No hay una estructura de refuerzo en el esófago opuestamente a los anillos de cartílago en la tráquea **18**. La unidad de control se puede configurar para supervisar la formación de un sello de vacío y si el sello permanece durante un período de tiempo predeterminado, la unidad de control **150** dirige ventilación **40** dentro y fuera de la abertura medial **112** como se representa en la Figura 5E. Como se ha mostrado y analizado anteriormente, el espacio entre la abertura distal **106** y abertura medial **112** se puede seleccionar para que la abertura medial permanezca dentro o cerca de la faringe **14**. Sin embargo, variaciones del dispositivo permiten que la abertura medial entre en el esófago **16** siempre que la abertura **112** pueda continuar ventilando al paciente.

Dado que la unidad de control **150** no detectará la formación de un sello de vacío en la abertura distal **106** (o dentro de la primera luz) el sistema registra la abertura distal **106** como correctamente situada en la tráquea **18** (en lugar del

esófago **16**) y, tras un período de tiempo predeterminado, la unidad de control **150** deja de realizar un vacío y comienza a ventilar los pulmones del paciente alternando entre la administración del gas desde el suministro de gas **160** y eliminando dióxido de carbono. En esta situación, el dispositivo usa la segunda luz como luz de ventilación. Un beneficio adicional de ubicar el extremo operativo **102** del dispositivo **100** dentro del esófago **16** es que el sello de vacío produce un efecto de anclaje que mantiene el dispositivo en posición. Esta característica elimina la necesidad de asegurar la máscara u otra característica alrededor de la cabeza, el cuello o la cara del paciente. Además, si un cuidador tira accidentalmente del dispositivo **100** mientras se forma un sello, el sello de vacío simplemente se rompe y el dispositivo se libera del esófago **16**. Esto proporciona una mejora de seguridad respecto a los dispositivos de ventilación convencionales que se basan en un globo expansible, que, al tirarse de él, puede causar traumatismo en las vías aéreas, cuerdas vocales u otras estructuras del paciente.

En determinadas variaciones, el dispositivo **100** deberá dejar de ventilar después de un período de tiempo y producir succión a través de la abertura distal. Dicha etapa se considera una característica de seguridad en caso de que el extremo operativo se mueva, se reubique, etc.

Las Figuras 6A a 6C muestran variaciones del extremo operativo **102** de un dispositivo de ventilación como se describe en el presente documento. La Figura 6A ilustra un conector que tiene una abertura **106** que está rodeada de una superficie contorneada. La superficie contorneada puede ayudar a reducir la posibilidad de que la abertura distal **106** se obstruya debido a partículas de alimentos u otros fluidos. Esta característica también ayuda a reducir los casos en que la unidad de control lee mal una abertura **106** que está obstruida (con partículas de alimentos u otros fluidos corporales) para una abertura que formó un sello con las paredes del esófago. Las Figuras 6B y 6C ilustran variaciones adicionales de un extremo operativo **102** de un dispositivo de ventilación. En estas variaciones, el extremo operativo **102** se puede fabricar con o sin conector. La Figura 6B ilustra un tubo recto que tiene una pluralidad de aberturas **106**. La Figura 6C ilustra un extremo biselado que tiene una abertura **106**.

Tal y como se ha indicado anteriormente, el dispositivo descrito en el presente documento puede accionarse neumáticamente usando gas comprimido y válvulas o controlarse eléctricamente. La Figura 7 ilustra un esquema de un dispositivo accionado eléctricamente que utiliza un motor de succión, compresor de aire y circuitería para cambiar entre una primera ruta de fluido **122** (por último acoplada fluidamente a una abertura distal) y una segunda ruta de fluido **124** (por último acoplada fluidamente a una abertura medial).

La Figura 8A muestra un ejemplo de un esquema de componentes para un sistema como se describe en el presente documento que se acciona neumáticamente. La Figura 8B proporciona una lista de los componentes encontrados en la Figura 8A. Las válvulas funcionan en múltiples estados según las condiciones analizadas anteriormente. La siguiente descripción ilustra un ejemplo de los diferentes estados de los componentes encontrados en el esquema de componentes de la Figura 8A.

Válvula de suministro medial **P1** (4/2);

Estado 1 (nominal, retorno por resorte): Controla la temporización de 15 segundos de suministro de vacío a través de la Válvula de suministro distal **P2**;
Estado 2 (accionado): Proporciona suministro para ventilación medial;
Accionamiento piloto: Vacío de 10 "Hg

Válvula de suministro distal **P2** (4/2)

Estado 1 (nominal, retorno por resorte): Proporciona suministro para el Generador de vacío;
Estado 2 (accionado): Proporciona suministro para ventilación distal;
Accionamiento piloto: 40 psi desde la salida controlada por flujo de la Válvula de suministro medial, Estado 1.

Válvula de pulso **P3** (3/2 normalmente abierta);

Estado 1 (nominal, retorno por resorte): Llena el Volumen del acumulador a frecuencia controlada por flujo hasta que se alcanza la presión establecida en la Válvula de descarga en línea;
Estado 2: (accionado): Descarga volumen del acumulador a la Válvula selectora de ventilación a través de un escape rápido;
Accionamiento piloto: 5 psi desde la salida de la Válvula de descarga en línea

Válvula selectora de ventilación **P4** (3/2 totalmente transferido);

Estado 1 (nominal, retorno por resorte): Dirige la salida de la Válvula de pulso a la Salida de ventilación medial;
Estado 2: (accionado): Dirige la salida de la Válvula de pulso a la Salida de ventilación distal;
Accionamiento piloto: 40 psi desde la salida de la Válvula de suministro distal, Estado 2

Válvula de operación **M1** (Palanca manual, 3 posiciones, Todo detenido);

Estado 1 (palanca hacia abajo, "ENCENDER"): Proporciona suministro para la Válvula de suministro medial y la Válvula de suministro distal;
Estado 2 (palanca centrada, "APAGAR/REINICIAR"): Bloquea el suministro, ventila el sistema;
Estado 3 (palanca hacia arriba, "VACÍO"): Evita todas las válvulas, proporciona suministro al Generador de vacío.

Válvula de modo **M2** (Palanca manual, 3 posiciones, Detención/Detención/Momentánea);

Estado 1 (palanca hacia abajo, detención, "VENTILAR"): Proporciona suministro para la Válvula de pulso y la Válvula selectora de ventilación;
Estado 2 (palanca centrada, detención, "EVITAR"): Bloquea el suministro a la Válvula de pulso y la Válvula selectora de ventilación.
Estado 3 (palanca hacia arriba, retorno por resorte momentáneo, "BAJO DEMANDA"): Bloquea el suministro a la Válvula de pulso, proporciona un suministro controlado por flujo continuo a la Válvula selectora de ventilación

El sistema ilustrado por el esquema de componentes de la Figura 8A puede tener una variedad de modos de operación. En un ejemplo, como se muestra en la Figura 8C, el sistema puede incluir 8 modos distintos de operaciones controladas por la posición de diversas válvulas y el estado de operación de una válvula de suministro medial.

Modo 0, donde el sistema está configurado en una posición de Apagar.
M1 configurado en APAGAR;
Suministro principal bloqueado; sistema ventilado;

La Figura 8D muestra el Modo 1, donde hay un vacío continuo aplicado a través del sistema.
M1 configurado en VACÍO
Sistema de ventilación evitado; vacío en la Salida de vacío; Indicador de vacío encendido

La Figura 8E muestra el Modo 2, donde el sistema participa en la detección de la ubicación;
M1 configurado en ENCENDER;
Aspirar en la Salida de vacío hasta que se active el piloto P2 (15s); Indicador de vacío encendido;

En el Modo 3, el sistema participa en la ventilación a través de la abertura distal.
M1 configurado en ENCENDER; M2 establecido en VENTILAR;
No se detecta vacío; Piloto P2 activado; Piloto P4 activado.

La Figura 8F muestra el modo 3A, donde un acumulador se llena a frecuencia controlada (0,67 s) hasta que se activa la Válvula de descarga en línea (30 psi);
Indicador de ventilación distal encendido.

La Figura 8G muestra el Modo 3B: El piloto P3 se activa, cerrando P3 y dejando escapar Volumen del acumulador a través del Escape rápido a P4; Indicador de ventilación distal encendido. Modo 4 - Ventilación medial
M1 configurado en ENCENDER; M2 configurado en VENTILAR
Vacío detectado; Piloto P1 activado; vacío en la Salida de vacío.

La Figura 8H muestra el Modo 4A donde el acumulador se llena a una frecuencia controlada (0,67 s) hasta que la Válvula de descarga en línea se activa (30 psi);
Indicador de vacío encendido;
Indicador de ventilación medial encendido.

La Figura 8I muestra el Modo 4B: El piloto P3 se activa, cerrando P3 y dejando escapar Volumen del acumulador a través del Escape rápido a P4;
Indicador de vacío encendido; Indicador de ventilación medial encendido.

La Figura 8J muestra el modo 5-Evitar ventilación (distal);
M1 configurado en ENCENDER; M2 configurado en EVITAR;
No se detecta vacío; Piloto P2 activado; Piloto P4 activado; suministro a P3 y P4 bloqueado; Indicador de ventilación distal encendido.

La Figura 8K muestra el Modo 6 - Ventilación bajo demanda (distal);
M1 configurado en ENCENDER; M2 configurado en BAJO DEMANDA;
No se detecta vacío; Piloto P2 activado; Piloto P4 activado; suministro a P3 bloqueado; flujo continuo-flujo regulado a P4; Indicador de ventilación distal encendido

La Figura 8L muestra el modo 7-Evitar ventilación (medial);
M1 configurado en ENCENDER; M2 configurado en EVITAR;
Vacío detectado; Piloto P1 activado; vacío en la Salida de vacío;
suministro a P3 bloqueado;

Indicador de vacío encendido;
Indicador de ventilación medial encendido

La Figura 8M muestra el Modo 8 - Ventilación bajo demanda (Medial);
M1 configurado en ENCENDER; M2 configurado en BAJO DEMANDA;
Vacío detectado; Piloto P1 activado; vacío en la Salida de vacío;
suministro a P3 bloqueado;
flujo continuo-flujo regulado a P4; Indicador de vacío encendido; Indicador de ventilación medial encendido.

La Figura 9A ilustra otra variación de un dispositivo útil para proporcionar ventilación asistida con mejores resultados. Las características y el aspecto del ejemplo ilustrado se pueden combinar con cualquiera de las variaciones de los dispositivos descritos en el presente documento. Asimismo, las características de los dispositivos descritos en el presente documento que mejoran la efectividad de la ventilación asistida se pueden utilizar con dispositivos de ventilación asistida convencionales.

Como se ilustra, el dispositivo de ventilación asistida **100** incluye un extremo operativo **102** que se inserta en un paciente. El extremo operativo puede incluir un tubo distal **104** que contiene una primera luz (no mostrada), que se extiende a través de una abertura distal **106** del dispositivo de ventilación **100** y está en comunicación fluida con una unidad de control (también llamada ventilador) **150** y/o fuente de suministro **160** a través de uno o más tubos proximales **118**. La unidad de control **150** también puede incluir un aparato diseñado para proporcionar succión, así como un recipiente de recogida (no mostrado). Tal y como se ha indicado anteriormente, el dispositivo **100** puede incluir opcionalmente una unidad de control mejorada **150** que dirige la succión o aplica un vacío a través de una primera ruta de fluido **122**, que a su vez provoca una succión o presión negativa en la abertura distal **106**. La fuente **160** puede comprender oxígeno, aire o cualquier otro gas que se desee para la ventilación de administración dentro de los pulmones. La fuente **160** se puede anidar dentro de la construcción física del comando **150**. Sin embargo, la fuente **160** puede ser opcional para que el comando ventile al paciente usando solo aire ambiente. La Figura 9A también ilustra el dispositivo **100** incluyendo características que permiten al dispositivo de ventilación asistida **100** administrar ventilación de una manera que mejora la eficiencia del procedimiento de ventilación asistida.

Por ejemplo, el dispositivo mejorado **100** puede incluir una o más estructuras utilizadas para determinar un cambio en la cavidad torácica. Dichos cambios pueden incluir movimiento físico de los tejidos dentro de la cavidad torácica, la fuerza aplicada al extremo operativo **102** del dispositivo **100**, y/o la desviación de cualquier pieza del dispositivo **100**. Como alternativa o en combinación, un cambio en la cavidad torácica puede comprender un cambio en el ambiente fluido de la cavidad torácica, incluyendo cualesquiera pasos corporales que estén en comunicación fluida con la cavidad torácica, por ejemplo, las vías respiratorias, el esófago, etc.

La Figura 9A ilustra el dispositivo **100** siendo capaz de medir parámetros del fluido en la cavidad torácica por medio de un sensor **180** situado a lo largo de una parte del extremo operativo **102** del dispositivo. Aunque el sensor **180** se ilustra en el tubo proximal **110**, el sensor **180** se puede colocar a lo largo de cualquier parte del dispositivo **100** que permita el supervisión de parámetros de fluido de la cavidad torácica y/o el conducto corporal en comunicación fluida con la cavidad torácica. Por ejemplo, el dispositivo **100** puede incluir uno o más sensores **180** colocados a lo largo del tubo distal **104** y/o conector **108**. Asimismo, las variaciones del dispositivo incluyen uno o más sensores colocados dentro del dispositivo **100**.

El sensor **180** puede comprender un sensor de presión, un sensor de fluido, transductor, o estructura similar. De manera alternativa, en variaciones adicionales, el sensor **180** puede comprender una luz o un paso que tiene un extremo abierto colocado como se describe anteriormente, donde la luz o el paso se extiende a través del dispositivo a través de un tubo sensor **182** que permite que los parámetros de fluido reales sean leídos por el sensor real situado dentro del dispositivo **100**, el tubo **118** y/o la unidad de control **150**.

La variación ilustrada en la Figura 9A también muestra un sensor **180** que no está alineado con el tubo proximal **110** del dispositivo **100**. Como se muestra, la superficie de medición (por ejemplo, el sensor real o la luz del sensor **184** se pueden colocar de manera que el tejido adyacente al dispositivo **100** no oculte ni afecte a las lecturas del sensor. Sin embargo, variaciones adicionales del dispositivo **100** incluyen sensores que están alineados con el cuerpo del dispositivo. Además, se puede usar presión desde el dispositivo **100** (por ejemplo, el tubo proximal **118**) para administrar aire al sensor **180** al reducir las obstrucciones que interfieren con la medición de cualquier parámetro de fluido en la luz del cuerpo.

La Figura 9A también ilustra un componente de detección de fuerza, tal como un medidor de tensión, fibra óptica, transductor o estructura de detección de fuerza/movimiento similar que se puede encontrar en cualquier lugar a lo largo del extremo operativo **102** del dispositivo **100**. El componente de detección de fuerza **190** se muestra estando en el tubo distal **104**, sin embargo, uno o más componentes de detección de fuerza **190** se puede colocar a lo largo de cualquier parte del dispositivo siempre que el componente **190** detecte una fuerza aplicada al tórax por medio de una fuerza resultante que se aplica al dispositivo a través del movimiento del tejido desplazado por compresión torácica asistida.

La presencia tanto del sensor **180** como del componente de detección de fuerza **190** en un solo dispositivo solo es para fines ilustrativos. Determinadas variaciones del dispositivo pueden incluir cualquier combinación de componente de detección de fuerza, sensor o ambos.

La Figura 9A también muestra el dispositivo incluyendo un accionador de ventilación manual **186**. En funcionamiento, el cuidador médico puede usar el accionador de ventilación manual **186** para administrar manualmente un bolo de aire a través del dispositivo **100**. Como alternativa o en combinación, el accionador de ventilación manual **186** puede activar el sensor **180** o forzar el componente de detección **190** para administrar un bolo de aire bajo demanda. Dicha característica puede ser útil si el cuidador ha obtenido un pulso y tiene intención de administrar ventilación asistida solo. De manera alternativa, el cuidador puede usar el accionador de ventilación manual **186** para administrar un bolo de aire a través de cualquier pieza del dispositivo en un intento por limpiar fluidos corporales que de otro modo podrían obstruir el dispositivo. El accionador de ventilación manual **186** puede funcionar mientras el dispositivo realiza la ventilación asistida automatizada donde se administra un bolo de aire en determinado período de tiempo. Como alternativa o en combinación, el accionador de ventilación manual **186** puede administrar un bolo de aire cuando el dispositivo de ventilación **100** (o comando **150**) se pone en modo manual.

En determinadas variaciones del dispositivo, al iniciar el accionador manual **186**, el dispositivo se programa para mantener ventilación a través de la respectiva abertura que se seleccionó en el modo automático. Por ejemplo, si el dispositivo se coloca en el esófago y luego se cambia a operación manual, el sistema de control puede mantener la succión para garantizar que el esófago cierra la abertura distal y forma un vacío para que la ventilación manual continúe automáticamente a través de la abertura proximal o medial **112**. De igual manera, si el dispositivo se coloca en la tráquea, accionar el dispositivo en modo manual hará que el bolo de aire sea expulsado de la abertura distal del dispositivo.

En un ejemplo, el accionador **186** comprende un botón hueco, fijado al dispositivo y en línea con el entubado que se conecta al sensor **180**. Cuando se presiona el botón, envía un bolo de aire al sensor **180** que señala el sistema de control **150** para comenzar la ventilación asistida. El volumen de aire proporcionado por el accionador manual **186** se puede predeterminar. De manera alternativa, se puede administrar aire hasta que el cuidador libere el accionador **186** para detener la ventilación. Además, el montaje del accionador **186** montado sobre la máscara **114** es beneficioso porque permite al cuidador garantizar que la máscara **114** está sellada contra la cara del paciente con una o dos manos mientras maneja las ventilaciones a demanda.

El accionador manual **186** también puede funcionar con una o más válvulas unidireccionales (por ejemplo, una aleta que permite el escape de aire cuando el accionador **186** no está presionado). Esto garantiza que no hay acumulación excesiva de presión en las vías respiratorias y evita el barotrauma. Esto también permite la respiración espontánea. Cuando el ventilador se cambia al modo de ventilación a demanda, los pulmones solo deben aislarse de la atmósfera durante el período de inhalación. Esto se puede lograr teniendo el accionador de ventilación a demanda **186** montado en una aleta que está encima de una abertura en la máscara. La aleta está diseñada para abrirse cuando no se está aplicando presión al botón, luego, una vez que se aplica presión al accionador, la aleta se sella contra la abertura, cerrando el sistema y permitiendo que el aire infle los pulmones. Cuando se libera el botón para exhalar, la aleta sale de la abertura de la máscara permitiendo que el aire escape y los pulmones se desinflen.

La Figura 9B ilustra una variación de una parte de un dispositivo **100** que muestra una máscara **14** que tiene un accionador **186** que está acoplado a un orificio de escape **116**. En esta variación, la máscara **114** también incluye una o más válvulas de liberación de presión **117** que agrietarán o permitirán flujo más allá de una presión establecida. Dicha seguridad de funcionamiento presenta una presurización insegura de las vías respiratorias por parte del dispositivo. Las válvulas de liberación de presión **117** pueden estar rodeadas de protuberancias o características **115** que evitan que los objetos bloqueen las válvulas **117**. El dispositivo **100** también se muestra con un control de ajuste **183** que permite el movimiento de la máscara **114** a lo largo del tubo **110**. La Figura 8B también ilustra un tubo **185** que acopla el accionador **186** a la luz del sensor **184**. Como se muestra, la luz del sensor **184** se puede acoplar con una accesorio en T u otro acoplamiento de fluido para que una parte de la luz esté en comunicación fluida con el accionador **186** como se describe a continuación.

La Figura 9C ilustra una vista parcial en sección transversal de la máscara **114** y el tubo **110**. Como se muestra, cuando la máscara se coloca contra la abertura respiratoria del paciente (es decir, boca o nariz), fluye flujo de aire del ciclo espiratorio (representado por las flechas **109**) a través de una parte de la máscara **114** y dentro de una cámara **113** que está en comunicación fluida con las luces de escape **117**. Sin embargo, en esta condición, el accionador **186** no se está presionando contra la máscara **114** de manera que el orificio de escape **116** permanece abierto permitiendo que salga flujo de aire **109** de la máscara. Adicionalmente, el accionador **186** se puede colocar en un eje que tiene un volumen de aire comprimible **111** que está en comunicación fluida con el tubo **185**. Por consiguiente, aunque la máscara **114** se presiona contra el paciente, el orificio de escape **116** permite que el sistema esté abierto (fluidamente abierto).

La Figura 9D ilustra una condición donde el accionador está presionado o accionado (el accionador puede estar sobre un retorno por resorte o tener elasticidad para funcionar como un retorno por resorte). Una vez accionado, el accionador **186** cierra el sistema fluidamente cerrando el orificio de escape **116**. La acción del accionador **186** también

se puede usar para iniciar un bolo manual de aire a través del tubo **110**. Por ejemplo, el accionador **186** puede tener uno o más contactos eléctricos o interruptores en la región **111** que proporcione una señal al sistema de control para administrar un bolo de aire. En una configuración adicional, el accionamiento del accionador **186** comprime el volumen de aire en el espacio **111** causando un aumento de presión P2 en el tubo **185**, que está acoplado a la luz del sensor **184**, este aumento de presión hace que la luz del sensor realice una ventilación manual administrando un bolo de aire a través del tubo **110**. De igual manera, cuando el accionador **186** se libera, la expansión en volumen de la región **111** crea una caída de presión en el tubo **185** así como en la luz del sensor **184**, donde el sensor registra la caída de presión para detener la ventilación.

Además del sensor **180** y/o luz del sensor **184** el dispositivo **100** puede incluir cualquier cantidad de luces adicionales para proporcionar información al equipo de supervisión. Por ejemplo, el dispositivo puede incluir una o más luces que se pueden acoplar fluidamente a un dispositivo capnógrafo. Como alternativa o en combinación, la luz del sensor **184** también puede permitir el acoplamiento fluido a un dispositivo de supervisión. En tal caso, las luces se pueden acoplar a una o más aberturas (tales como **180**) situadas en el extremo operativo del dispositivo.

La Figura 10A ilustra un ejemplo del extremo operativo **102** del dispositivo **100** cuando se inserta en un paso corporal de una persona. En este ejemplo, el dispositivo está insertado en una tráquea 18, donde el dispositivo **100** detecta que está en una vía aérea como se describió anteriormente. Sin embargo, como se muestra en la Figura 10B, variaciones del dispositivo **100** también se puede colocar en el esófago **16** utilizando el proceso descrito, encima, lo que sella temporalmente el esófago 16 para administrar aire al conducto respiratorio **18**.

En cualquier caso, el dispositivo **100** está configurado para comenzar la ventilación asistida mediante la administración de un bolo de aire **40** a una frecuencia predeterminada. El dispositivo **100** está configurado para medir una condición de una cavidad torácica para determinar un cambio en la cavidad torácica, ya sea mediante presión dentro de la cavidad torácica como se indica mediante **PT** o una fuerza **F** aplicada a la cavidad torácica mediante compresiones torácicas. En el último caso, la fuerza **F** aplicada al tórax causa movimiento del tejido (tal como la tráquea u otro tejido) que puede determinarse mediante un componente de detección de fuerza **190** como se ha analizado anteriormente. La detección de un cambio en la cavidad torácica midiendo una característica de fluido, tal como un cambio de presión **PT** normalmente se mide dentro de un paso corporal (tal como la tráquea **18** o el esófago **16**). Dichas mediciones pueden incluir medir el caudal de aire, el volumen, la presión, etc.

En una variación, la frecuencia inicial o predeterminada comprende **100** ventilaciones por minuto (es decir, se administra un bolo de aire **100** veces por minuto). Sin embargo, cualquier frecuencia de administración está dentro del alcance de esta divulgación. Al detectar un cambio en la condición de la cavidad torácica, normalmente debido a compresiones torácicas, el dispositivo **100** ajustará la temporización y/o frecuencia de administración de aire para lograr un resultado óptimo. Por ejemplo, el sistema puede administrar un bolo de aire al detectar la compresión torácica (ya sea mediante la medición de fuerza o mediante la medición del sensor de fluido). En tal caso, el bolo de aire aumenta la presión en la cavidad torácica para actuar como una compresión torácica interna que comprime el corazón y los pulmones desde dentro, provocando un flujo sanguíneo aumentado.

En variaciones del dispositivo, el sistema supervisa un cambio en una condición de la cavidad torácica de forma continua o con retraso. En cualquier caso, se puede configurar el sistema para no que responda a un cambio en la presión de la cavidad torácica impulsada por la administración del bolo de aire. Por ejemplo, el sistema puede ignorar lecturas durante e inmediatamente después de la administración del bolo de aire.

El proceso de ajustar la administración de un bolo de aire (ya sea mediante temporización y/o frecuencia) en respuesta a una fase particular de la compresión torácica está concebido para usarse durante la RCP. Sin embargo, la ventilación asistida se puede lograr usando un sistema de compresión mecánica o con un cuidador que realice compresiones torácicas manuales.

La alteración del momento y/o la frecuencia está concebida para proporcionar un bolo de aire con cada compresión o número específico de compresiones y en una fase específica de la compresión del tórax del paciente. Como se indica en el presente documento, las ventilaciones se temporizan de manera que ambas aumenten la eficiencia de la compresión torácica aumentando la presión intratorácica durante el movimiento descendente de la compresión torácica, lo que aumentaría la presión sobre el corazón, aumentando así el flujo sanguíneo. Durante el movimiento ascendente de la compresión, aún se podría suministrar una parte de la ventilación para permitir que aire nuevo entre en los alvéolos permitiendo al mismo tiempo que una parte del movimiento ascendente de la compresión cree una presión intratorácica negativa que devuelva sangre al corazón y haga entrar aire en los alvéolos. Esta técnica también evita que un rescatista tenga que pausar las compresiones para dar ventilaciones, lo que disminuye el flujo sanguíneo y reduce las probabilidades de supervivencia del paciente.

Cuando se utilizan los dispositivos descritos en el presente documento, independientemente de si el dispositivo se coloca en la tráquea o el esófago, las vías aéreas siempre están abiertas al ambiente exterior, lo que reduce en gran medida, si no elimina, la posibilidad de barotrauma.

Los datos generados por los dispositivos descritos en el presente documento relativos a la eficiencia de la compresión

respecto a la profundidad, la frecuencia, el tiempo de retroceso pueden analizarse y presentarse mediante retroalimentación al cuidador con el fin de maximizar la eficiencia de las compresiones. Toda esta información se utilizará para aumentar la eficiencia de las compresiones y, por tanto, aumentar el flujo sanguíneo del paciente y aumentar las posibilidades de supervivencia del paciente. Si se usa un sistema de compresión mecánica, la fase del ciclo podría estar directamente vinculada al dispositivo **100**.

Adicionalmente, el sistema se puede configurar para volver a una frecuencia predeterminada de suministro del bolo de aire, si en algún momento la compresión del pecho se detiene/pausa. En tal caso, el sistema puede supervisar la cantidad de tiempo durante la cual no se detecta un cambio en la cavidad torácica. Si no se detecta ningún cambio durante un tiempo predeterminado, la unidad de control puede restablecer la frecuencia de ventilación asistida a la frecuencia inicial o a una frecuencia alternativa que no dependa de la compresión torácica. Además, si se reanuda el pulso del paciente, el sistema puede continuar proporcionando ventilación asistida a una frecuencia, volumen, etc. predeterminados. De manera alternativa, el sistema puede introducir un modo manual donde un cuidador pueda suministrar ventilación asistida bajo demanda (por ejemplo, usando el botón del accionador manual). Adicionalmente, el sistema se puede configurar para supervisar el pulso de un paciente y usar la identificación del pulso para ajustar la frecuencia de ventilación asistida o detener la ventilación asistida.

El accionador manual permite al cuidador suministrar una ventilación bajo demanda controlada con un botón que puede ser beneficioso una vez el paciente ha recuperado el pulso, eliminando la necesidad de una compresión torácica externa. Tal y como se ha indicado anteriormente, el dispositivo **100** aún puede continuar el aislamiento de los pulmones colapsando el esófago con succión y/o aire directo a través de la luz adecuada dentro de los pulmones, pero cambia la ventilación a un bolo de aire suministrado bajo demanda del cuidador. El accionador manual permite al cuidador comenzar el flujo de aire a los pulmones. La liberación del accionador detiene el flujo de aire a los pulmones para permitir que el paciente exhale. De manera alternativa, un solo accionamiento del accionador puede suministrar una cantidad de aire predeterminada que ventila al paciente.

El sistema descrito en el presente documento también se puede usar con dispositivos de rescate convencionales. Por ejemplo, el sistema de ventilación se puede configurar para funcionar con un dispositivo de compresión torácica activo de manera que las ventilaciones y las compresiones torácicas se temporicen para aumentar la efectividad tanto de la compresión como de la ventilación. El acoplamiento puede ser mecánico y/o eléctrico. El sistema de ventilación también puede incluir muestreo de dióxido de carbono para que los niveles de dióxido de carbono se emitan a través de una señal o corriente de gas a un monitor u otro medio de notificación como se describe en el presente documento.

Las Figuras 11A y 11B ilustran una variación de un sistema para ventilar artificialmente a una persona utilizando una fuente de oxígeno, como la que se describe en el presente documento. En el ejemplo ilustrado, el dispositivo **100** no muestra con fines de claridad en la ilustración cómo se puede usar el sistema de control **150** como una unidad independiente que tiene sistemas de control eléctrico que tienen firmware que se puede controlar a través de la interfaz del sistema **152**, o puede integrarse o controlarse con un dispositivo externo (por ejemplo, un monitor cardíaco, monitor/desfibrilador u otro dispositivo de cuidados intensivos). Como se muestra, la unidad de control **150** se puede montar en el dispositivo externo **162** y acoplarse a una fuente de oxígeno **160**. Como se muestra en la Figura 11B, una vez acoplada al dispositivo externo **162**, la unidad de control **150** puede manejarse usando los controles integrados **152** o se puede controlar a través del dispositivo externo **162** mediante una conexión inalámbrica o cableada. En tal caso y como se muestra en la Figura 11C, uno o más de los controles integrados **152** de la unidad de control **150** se pueden mostrar en el control/pantalla **164** del dispositivo externo **162**. La variación mostrada en la Figura 11C ilustra controles para manejar el dispositivo **100** en un modo RCP, modo bajo demanda o modo de succión. Sin embargo, se puede mostrar cualquier cantidad de elementos en el control/pantalla **164** y/o en los controles integrados **152**.

Por ejemplo, el dispositivo **100** puede mostrar información relativa a la fase, la frecuencia, la eficiencia, la profundidad, las relaciones de compresión torácica durante la RCP. Adicionalmente, el dispositivo puede mostrar información para entregar a un manipulador retroalimentación en tiempo real sobre la eficiencia de las compresiones asistidas mediante retroalimentación auditiva o visual, así como información sobre si aumentar o disminuir la velocidad de las compresiones manuales, o si reanudar las compresiones torácicas si se pierden pulsos o el cuidador detiene la compresión torácica demasiado tiempo.

El dispositivo **100** también se puede configurar con una fuente de alimentación recargable que se puede cargar cuando se conecta a un dispositivo externo **162**, o donde la conexión permita cargar el dispositivo **100** a través de una fuente de alimentación de CA habitual. En la mayoría de los casos, la unidad de control **150** portará una fuente de alimentación capaz de alimentar el dispositivo durante un período de funcionamiento suficiente y un período de espera suficiente.

La Figura 12 ilustra una mejora adicional para aumentar la portabilidad de la unidad de control **150**. En esta configuración, la unidad de control **150** se basa en la fuente de oxígeno **160** para proporcionar ventilación a la persona, así como para producir el vacío descrito anteriormente. Por consiguiente, para extender la fuente del oxígeno, el dispositivo puede emplear una o más válvulas de vacío **200**, **202** que producen un vacío como resultado del flujo presurizado de oxígeno donde una válvula de vacío funciona a un flujo alto para generar succión. Una vez se establece un vacío durante un período de tiempo determinado, el sistema puede cambiar a una válvula de vacío de flujo bajo **202** que genera alto vacío con flujo bajo. Dicha configuración aumenta la vida del suministro de oxígeno.

En otra variación, los dispositivos descritos en el presente documento pueden usarse para determinar parámetros de ventilación que utilizan tubos que alojan diferentes tamaños. Por ejemplo, tener una variedad de extremos operativos de diferentes tamaños que fueron coordinados con una cinta Broselow para aplicaciones pediátricas. De esta manera, un cuidador simplemente podría seleccionar el tamaño de vías aéreas recomendado por la cinta Broselow y fijarla al ventilador. El cuidador no tendría que ajustar los parámetros de ventilación porque el proceso de autenticación indicaría al ventilador el tamaño aproximado del paciente en función de la vía aérea seleccionada. De manera alternativa, la propia vía aérea reduciría el volumen, la presión, la presión de succión que recibió el paciente. Un ejemplo de este método sería un estrechamiento del tubo de ventilación que restringía el flujo para que el volumen ventilado durante un período de tiempo fuese menor. Otro ejemplo sería una válvula de escape que descargase el exceso de volumen de ventilación a la atmósfera, reduciendo tanto el volumen como la presión para ventilar al paciente.

Método para poder determinar la fase, la frecuencia, la eficiencia, la profundidad, las relaciones de compresión torácica durante la RCP detectando la flexión de un tubo colocado en la boca del paciente, el esófago mediante diversos métodos. Incluyendo, aunque sin limitación, medidores de tensión en el tubo, fibras ópticas, sensores de movimiento de aire. • Un método para temporizar ventilaciones en una determinada fase de la compresión para maximizar la eficiencia de la RCP permitiendo al mismo tiempo un intercambio de gases adecuado. Usando la tecnología mencionada en el método anterior fijada al ventilador. • Un método para continuar las ventilaciones después de que las compresiones sean detenidas o pausadas. • Un método para proporcionar al manipulador información en tiempo real sobre la eficiencia de las compresiones de los rescatadores mediante retroalimentación auditiva o visual.

Algunas de las características de los sistemas descritos anteriormente incluyen: un método para colocar electrodos en el tubo y estimular el corazón mediante el tubo colocado en la boca, el esófago o la tráquea; un método para desfibrilar el corazón a través de electrodos colocados en un tubo en la boca, la tráquea o el esófago de un paciente; y un método para determinar si el paciente tiene un pulso a través de un tubo en la boca, la tráquea o el esófago del paciente.

Las Figuras 19-28 ilustran un ejemplo de la circuitería para detectar la fase, la frecuencia, la profundidad y la eficacia de una compresión torácica con una resistencia situada sobre el tubo de una vía aérea situado en la boca, la tráquea o el esófago del paciente. La información puede transmitirse al rescatador o usarse para indicarle una válvula para temporizar una ventilación. Este es solo un ejemplo de cómo implementar la invención descrita anteriormente sin limitar en modo alguno otros métodos mencionados anteriormente.

Lo anterior simplemente ilustra los principios de la invención. Se apreciará que los expertos en la materia podrán idear diversas disposiciones que, aunque no se describan ni se muestren explícitamente en el presente documento, contienen los principios de la invención y están incluidos dentro de su alcance. Adicionalmente, todos los ejemplos y el lenguaje condicional indicados en el presente documento están concebidos principalmente para ayudar al lector a comprender los principios de la invención y los conceptos aportados por los inventores para impulsar la técnica, y deberán interpretarse sin limitaciones a dichos ejemplos y condiciones específicamente indicados. El alcance de la presente invención, por lo tanto, no pretende limitarse a las realizaciones ejemplares mostradas y descritas en el presente documento. Por el contrario, las reivindicaciones adjuntas contienen el alcance de la presente invención.

Cabe señalar que, según se utilizan en el presente documento y en las reivindicaciones adjuntas, las formas en singular "un", "una" y "el/la" incluyen referencias a los plurales a menos que el contexto indique claramente otra cosa. Por lo tanto, por ejemplo, la referencia a "una cadena" puede incluir una pluralidad de dichas cadenas y la referencia a "el miembro tubular" incluye la referencia a uno o más miembros tubulares y equivalentes de los mismos conocidos por los expertos en la materia, etc.

Cuando se proporcione un rango de valores, se entiende que también se desvela específicamente cada valor intermedio, hasta la décima parte de la unidad del límite inferior, a menos que el contexto indique claramente otra cosa, entre los límites superior e inferior de dicho rango. La invención abarca cada rango más pequeño entre cualquier valor establecido o valor intermedio en un rango establecido y cualquier otro valor establecido o intermedio en dicho rango establecido. Los límites superior e inferior de estos rangos más pequeños pueden incluirse o excluirse independientemente en el rango, y la invención también abarca cada rango donde cualquiera, ninguno o ambos límites están incluidos en los rangos más pequeños, con sujeción a cualquier límite específicamente excluido en el rango establecido. Cuando el rango establecido incluye uno o ambos límites, los rangos que excluyen uno o ambos de dichos límites incluidos también están incluidos en la invención.

Todas las publicaciones mencionadas en el presente documento desvelan y describen los métodos y/o materiales en relación con los cuales se citan las publicaciones. Las publicaciones descritas en el presente documento se proporcionan únicamente para su divulgación antes de la fecha de presentación de la presente solicitud. Nada en el presente documento se interpretará como un reconocimiento de que la presente invención no tiene derecho a anteceder a dicha publicación debido a una invención anterior. Además, las fechas de publicación facilitadas pueden ser diferentes de las fechas de publicación reales que pueden necesitar ser confirmadas independientemente.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para ventilar artificialmente a una persona, comprendiendo el sistema:

un dispositivo de ventilación (100) configurado para insertarse dentro de una abertura respiratoria de la persona y que tiene un extremo operativo (102) para colocarse dentro de un paso corporal de la persona, teniendo el dispositivo de ventilación un sensor de presión (180) configurado para detectar cambios de presión dentro del conducto corporal;
teniendo el dispositivo de ventilación un sistema de control (150) configurado para:

realizar succión a través de una primera luz en el dispositivo de ventilación para inducir el colapso del paso corporal y mantener la succión durante un período de tiempo,
supervisar un parámetro de fluido para determinar si el conducto corporal colapsa;
ventilar automáticamente a la persona ventilando automáticamente a la persona a través de una segunda luz al detectar el colapso del paso corporal y mantener la succión durante la ventilación para mantener el colapso del paso corporal donde una abertura de la segunda luz es proximal a una abertura de la primera luz; y
ventilar automáticamente a la persona a través de la primera luz al no detectar el colapso del paso corporal; y
administrar un bolo de aire durante la ventilación automática de la persona en un primer momento;
caracterizado por que el sistema de control también está configurado para:

medir una condición de una cavidad torácica para determinar un cambio de presión en la cavidad torácica usando el sensor; y
alterar un momento de la administración del bolo de aire durante la ventilación automática de la persona al detectar el cambio de presión en la cavidad torácica.

2. El sistema de la reivindicación 1, donde la administración del bolo de aire en la vía aérea de la persona se produce después de un retraso predeterminado.

3. El sistema de la reivindicación 1, donde el sensor está configurado para detectar de forma intermitente cambios de presión dentro del paso corporal.

4. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además, después de alterar la frecuencia predeterminada, que el dispositivo de ventilación reanude la administración del bolo de aire a la frecuencia predeterminada si el sensor de presión no puede detectar un rango de presión dentro de un primer período de tiempo.

5. El sistema de la reivindicación 1, donde medir la condición de la cavidad torácica comprende medir un cambio en una compresión de un tórax del paciente.

6. El sistema de la reivindicación 5, donde medir el cambio de la compresión del tórax del paciente comprende además observar una fuerza aplicada al dispositivo de ventilación por el paso corporal.

7. El sistema de la reivindicación 1, donde medir la condición de la cavidad torácica comprende medir un estado de flujo de aire dentro de la cavidad torácica.

8. El sistema de la reivindicación 7, donde medir el estado del flujo de aire dentro de la cavidad torácica comprende detectar flujo de aire utilizando el sensor.

9. El sistema de la reivindicación 1, donde el sensor comprende un sensor de presión de aire.

10. El sistema de la reivindicación 9, donde alterar el momento comprende usar el sensor para determinar cuándo aumenta una presión en el paso corporal y suministrar aire para ventilar automáticamente a la persona cuando la presión en el paso corporal aumenta, disminuye o alcanza una presión máxima.

11. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además proporcionar una retroalimentación basada en la medición de la condición de la cavidad torácica.

12. El sistema de la reivindicación 11, donde la retroalimentación comprende información relativa a la compresión, donde la información se selecciona de una fase, frecuencia, eficiencia, profundidad y temporización.

13. El sistema de la reivindicación 11, donde proporcionar retroalimentación basada en la medición de la condición de la cavidad torácica comprende medir una calidad de la compresión torácica mediante la determinación de un cambio en un volumen de aire en la cavidad torácica.

14. El sistema de la reivindicación 11, donde la retroalimentación comprende información para aumentar o disminuir una compresión aplicada al tórax de un paciente.

15. El sistema de la reivindicación 1, donde alterar el tiempo de la ventilación comprende iniciar la ventilación automática de la persona cuando aumenta una presión en el paso corporal.

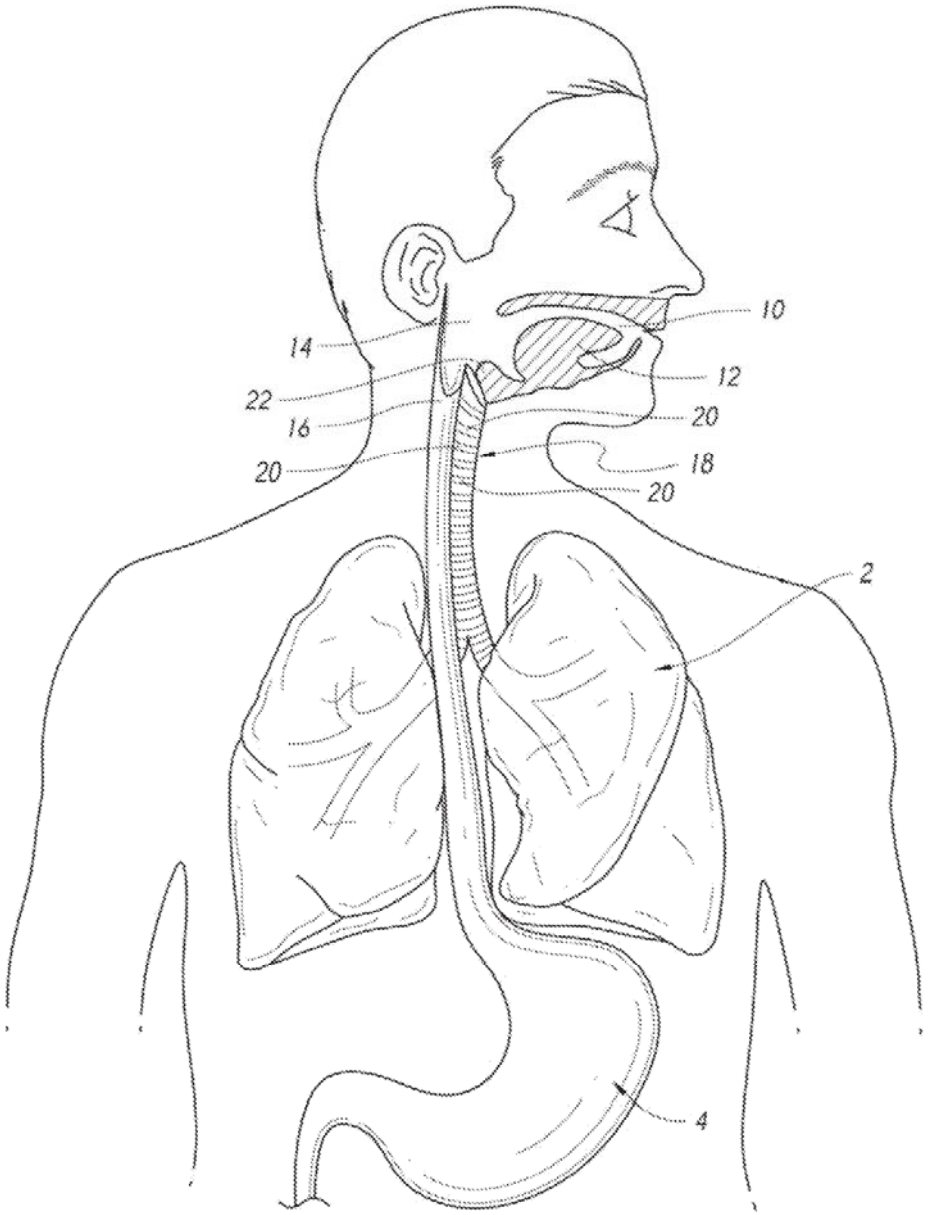


FIG. 1

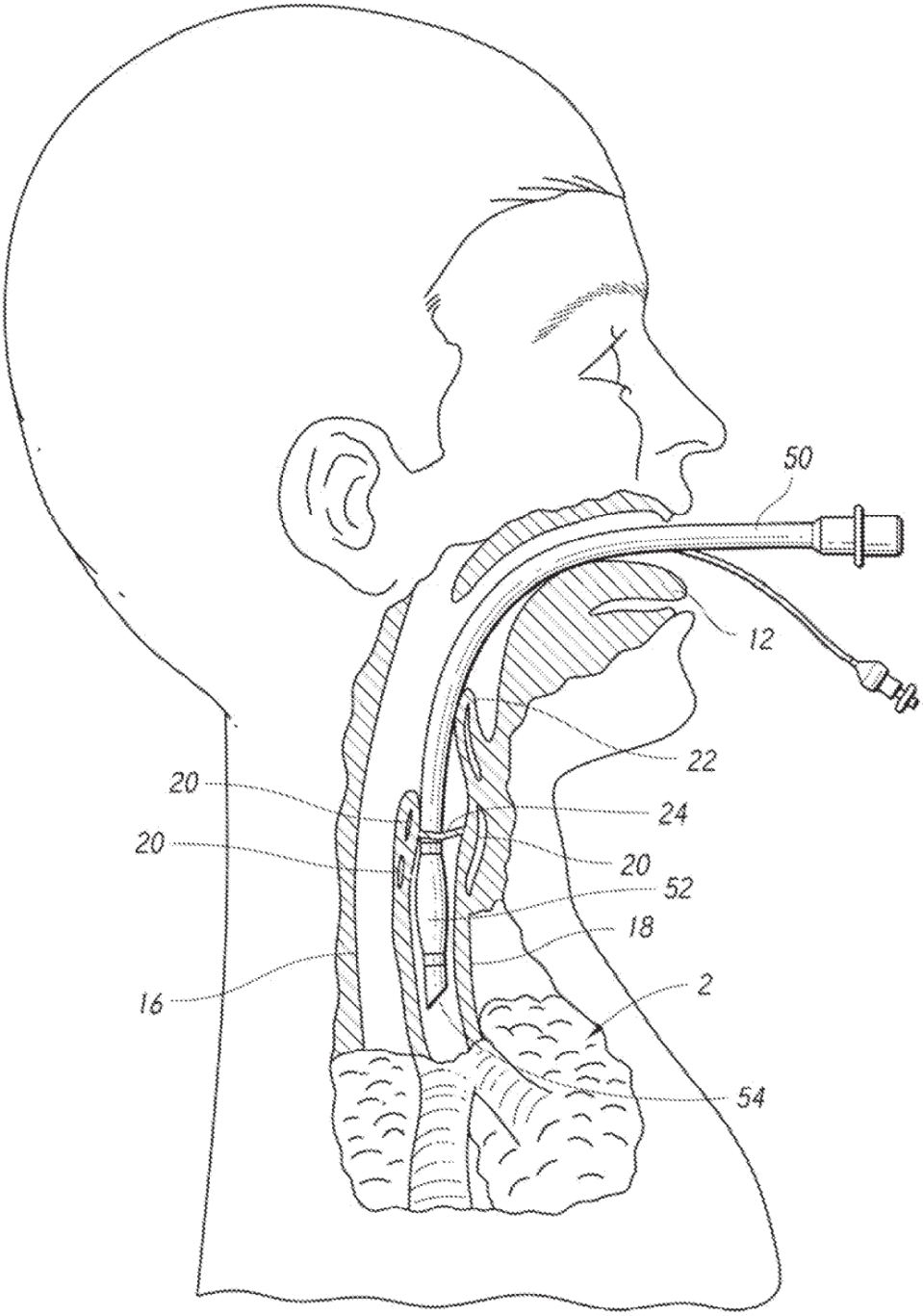


FIG. 2

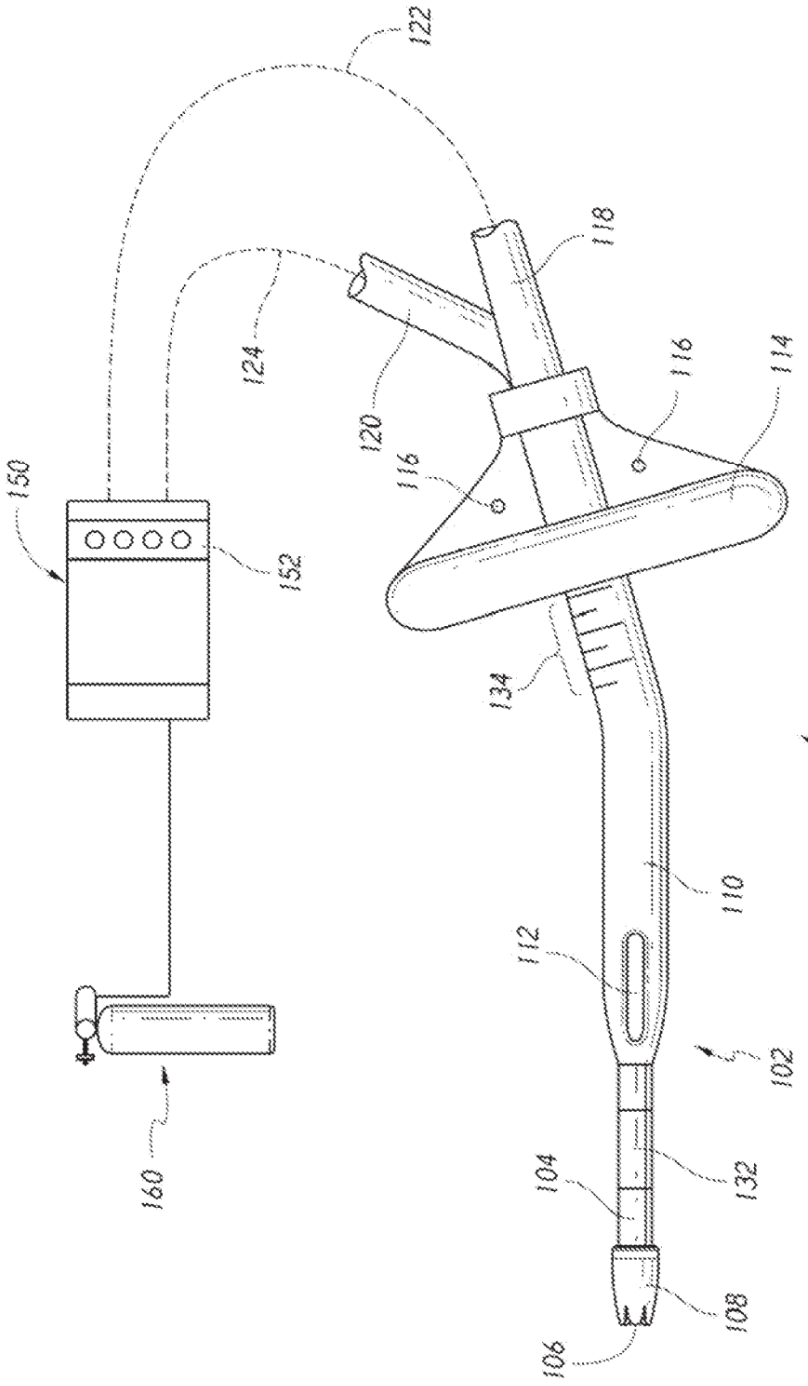

122
118
124
120
116
114
116
150
152
134
100
110
112
102
104
132
108
106
160

FIG. 3

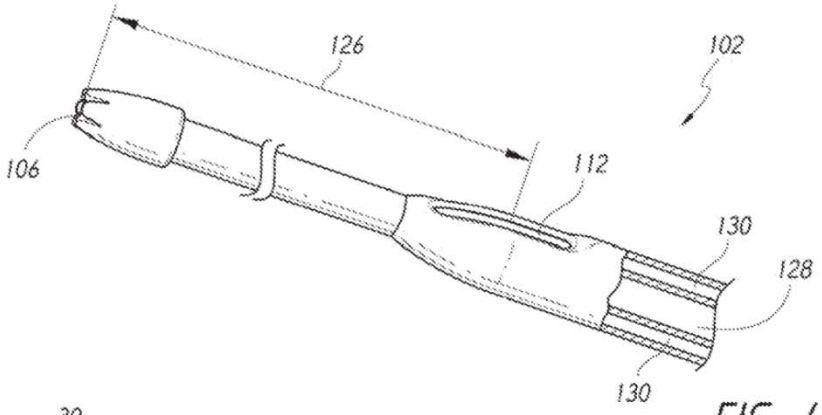


FIG. 4A

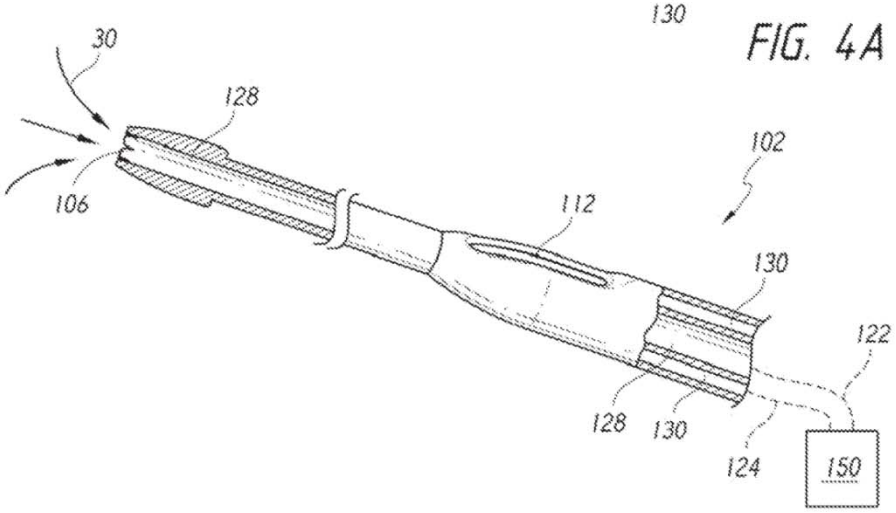


FIG. 4B

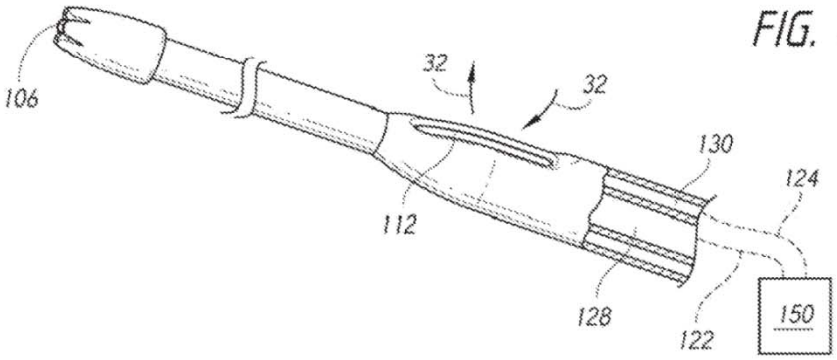


FIG. 4C

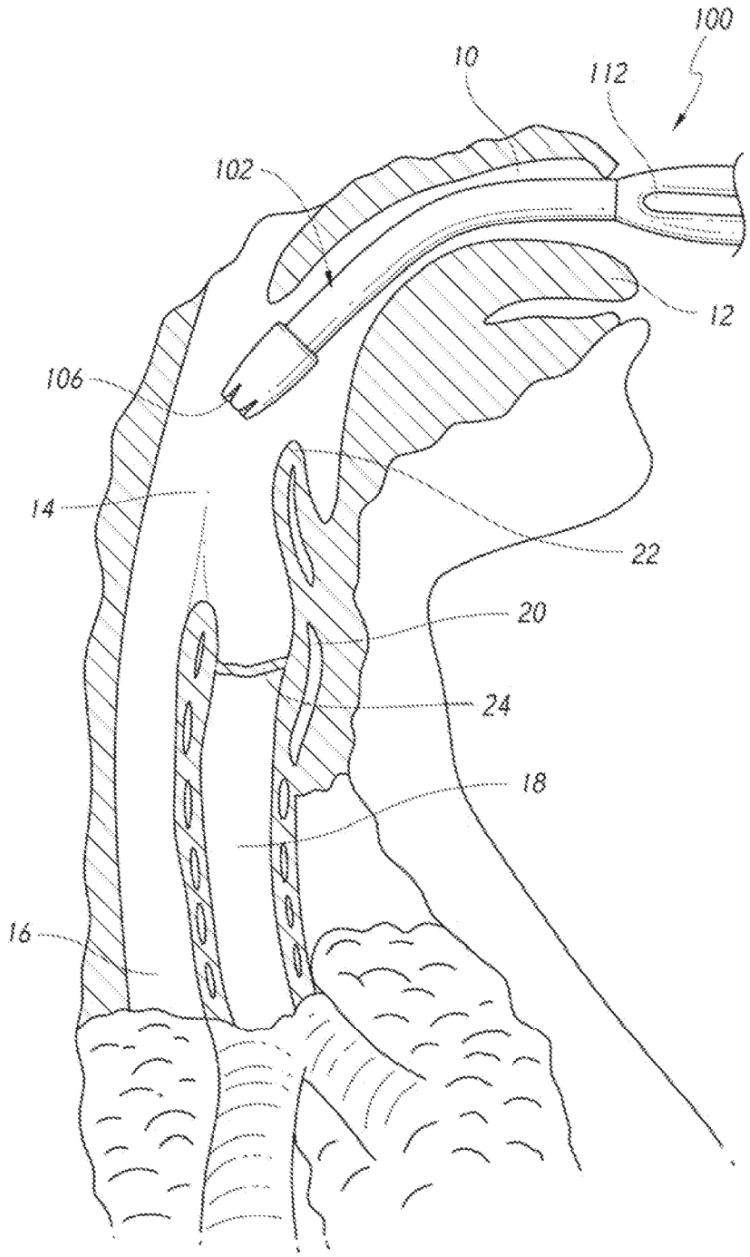


FIG. 5A

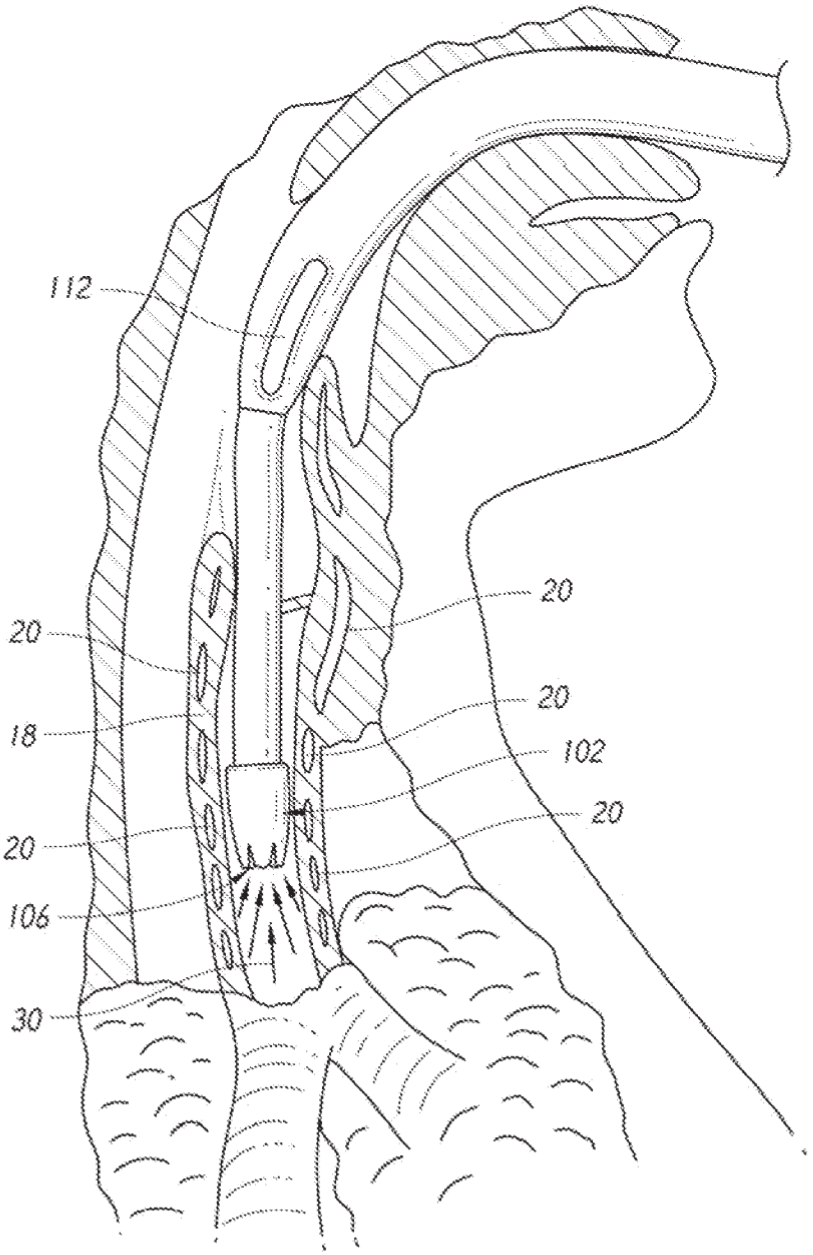


FIG. 5B

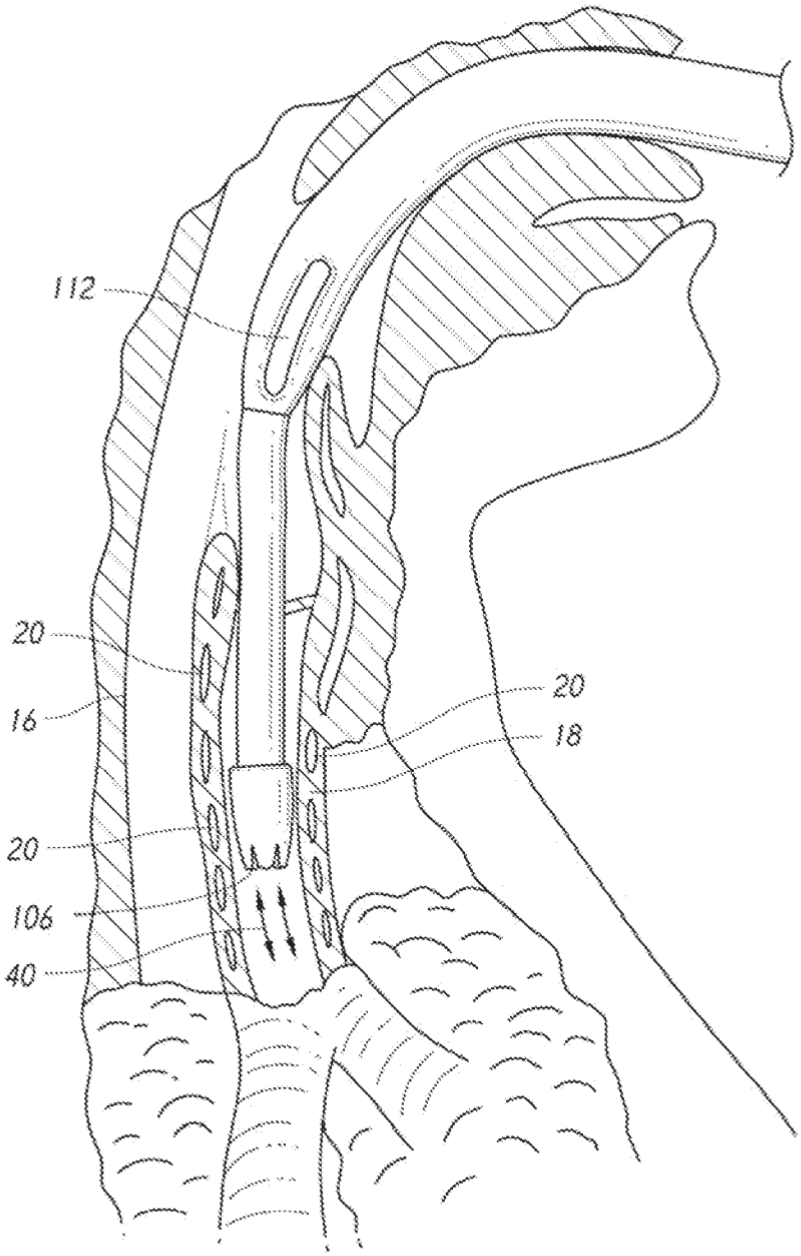


FIG. 5C

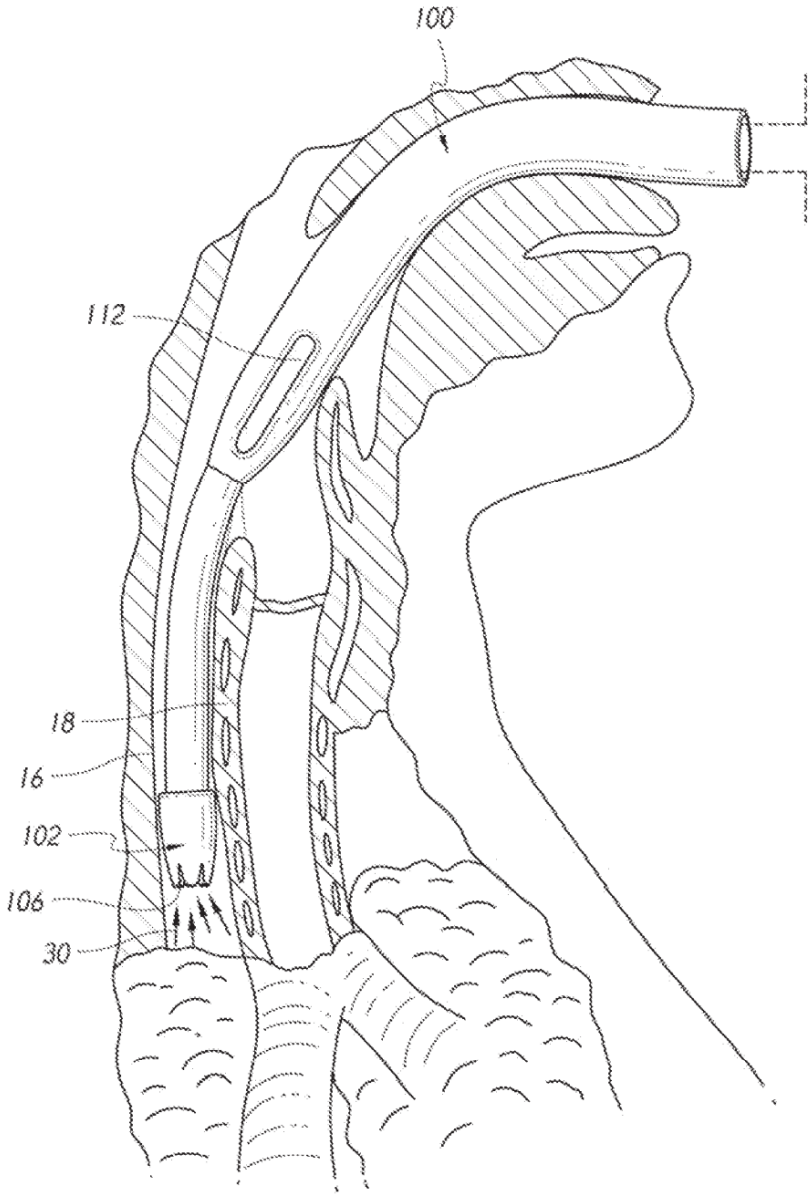


FIG. 5D

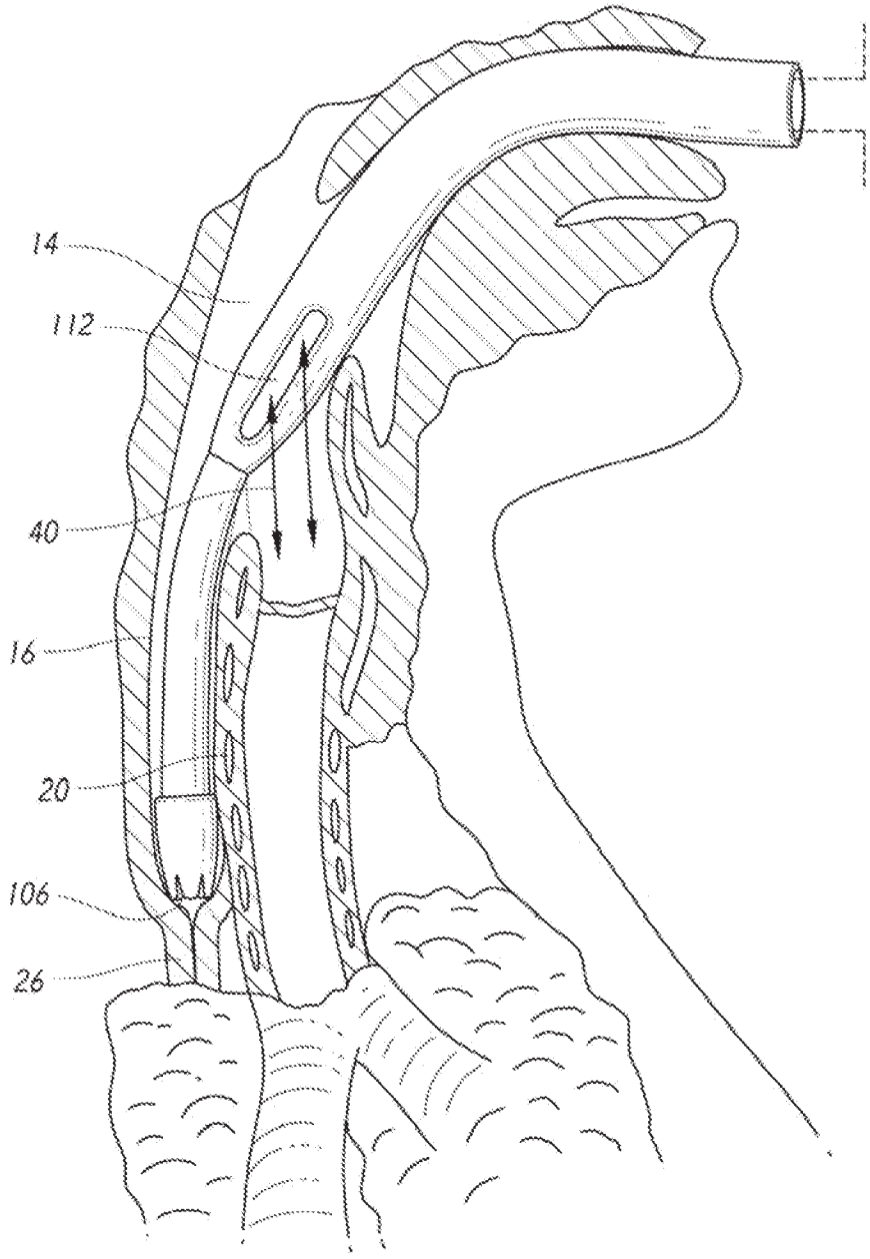


FIG. 5E

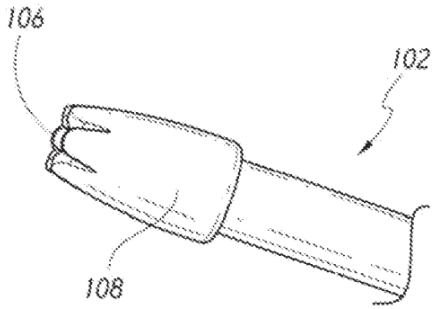


FIG. 6A

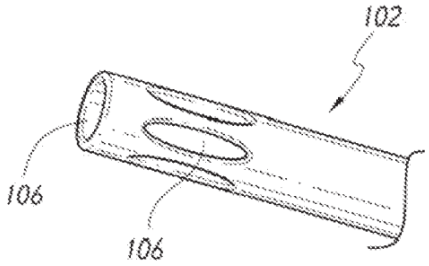


FIG. 6B

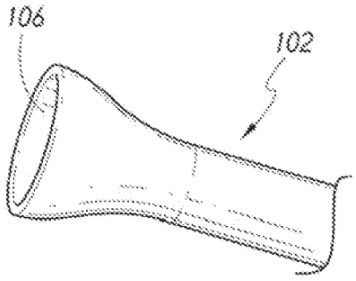


FIG. 6C

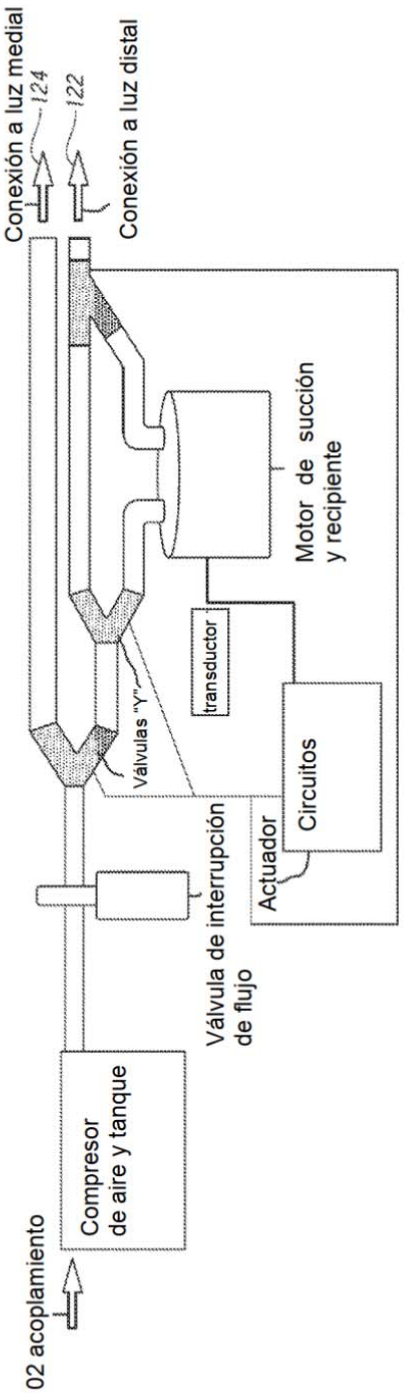

Conexión a luz medial
124
122
Conexión a luz distal
Motor de succión y recipiente
transductor
Válvulas "Y"
Circuitos
Actuador
Válvula de interrupción de flujo
Compresor de aire y tanque
02 acoplamiento

FIG. 7

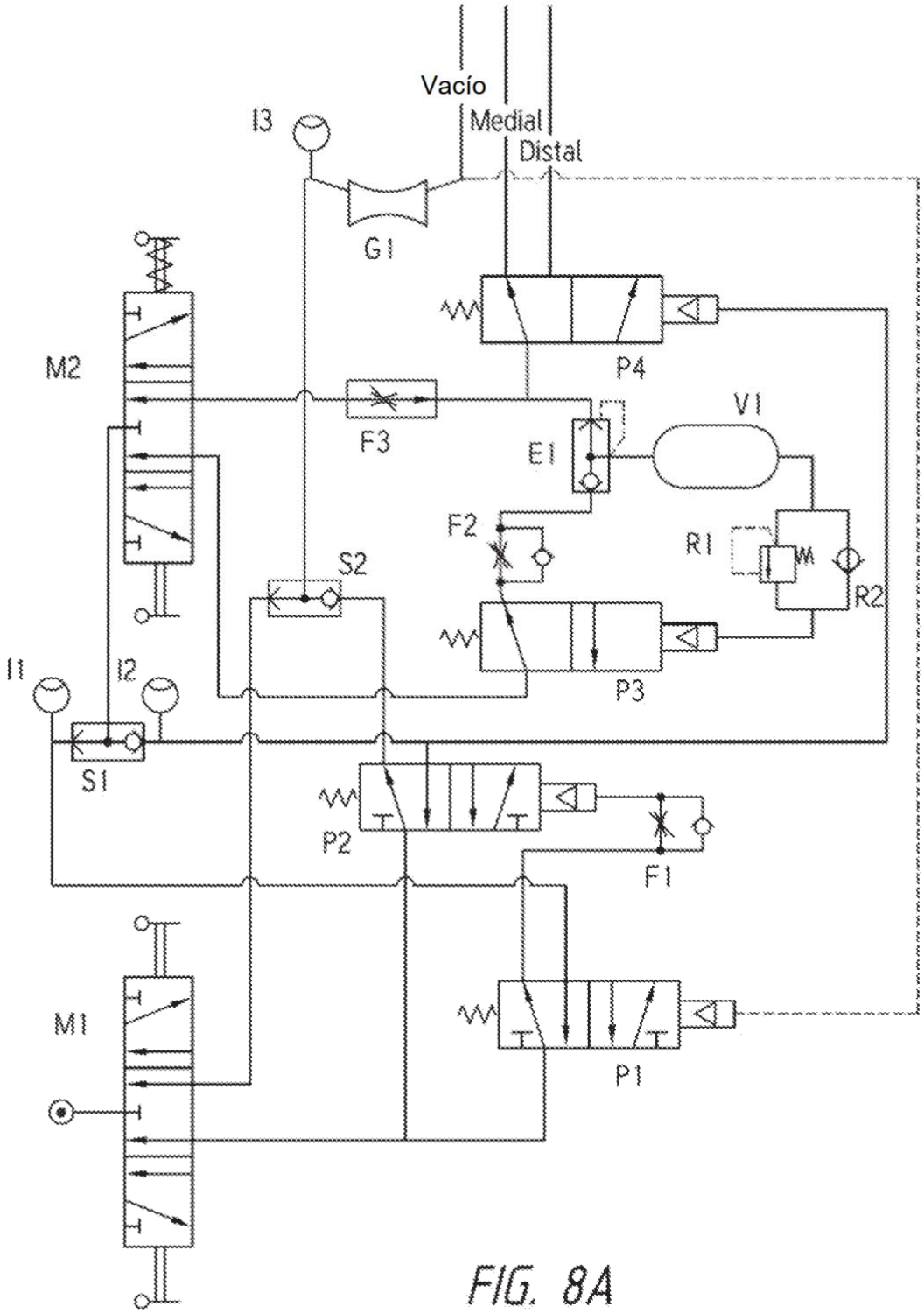

Vacío
Medial
Distal
I3
G1
M2
P4
F3
V1
E1
F2
R1
R2
S2
P3
I1
I2
S1
P2
F1
M1
P1

FIG. 8A

	Componente	Descripción	Pieza
1	M1	Válvula de operación	Clippard TV-4DP o Equiv
2	M2	Válvula de modo	TV-4DMP
3	P1	Válvula de suministro medial	MJV-4, Pilot MVA-10
4	P2	Válvula de suministro distal	MJV-4, Pilot MPA-3
5	P3	Válvula de pulso	FV-3P, Pilot MPA-10
6	P4	Válvula selectora de ventilación	FV-3P, Pilot MPA-3
7	F1	Válvula de control de flujo de temporización restablecida	JFC-3AR
8	F2	Válvula de control de flujo de temporización restablecida	JFC-3AR
9	F3	Válvula de control de flujo bajo demanda	(10-32 roscas)
10	E1	Escape rápido de acumulador	MEV-2
11	S1	Válvula lanzadera de suministro de ventilación	MSV-1444
12	S2	Válvula lanzadera de suministro de vacío	MSV-1444
13	R1	Válvula de descarga de presión de pulso	Smart Products, 2x15psi
14	R2	Válvula de descarga de piloto de pulso	Smart Products, 0,5psi
15	I1	Indicador de ventilación medial	IND-3G
16	I2	Indicador de ventilación distal	IND-3G
17	I3	Indicador de vacío	IND-3G
18	G1	Generador de vacío	SMC
19	V1	Acumulador de pulso	MAT-4.0

FIG. 8B

	Válvula manual		Válvula piloto				Indicador			Salida			
Modo operativo	1	2	1	2	3	4	1	2	3	V	M	D	
0	2	(cualquiera)	N/A	N/A	N/A	N/A	APAGADO	APAGADO	APAGADO				
1	3	(cualquiera)	N/A	N/A	N/A	N/A	APAGADO	APAGADO	ENCENDIDO	√			
2	1	1	1	1	N/A	N/A	APAGADO	APAGADO	ENCENDIDO	√			
3A	1	1	1	2	1	2	APAGADO	ENCENDIDO	APAGADO				
3B	1	1	1	2	2	2	APAGADO	ENCENDIDO	APAGADO			√	Vol. fijo
4A	1	1	2	1	1	1	ENCENDIDO	APAGADO	ENCENDIDO	√			
4B	1	1	2	1	2	1	ENCENDIDO	APAGADO	ENCENDIDO	√	√		Vol. fijo
5	1	2	1	2	N/A	2	APAGADO	ENCENDIDO	APAGADO				
6	1	3	1	2	N/A	2	APAGADO	ENCENDIDO	APAGADO			√	Continuo
7	1	2	2	1	N/A	1	ENCENDIDO	APAGADO	ENCENDIDO	√			
8	1	3	2	1	N/A	1	ENCENDIDO	APAGADO	ENCENDIDO	√	√		Continuo

FIG. 8C

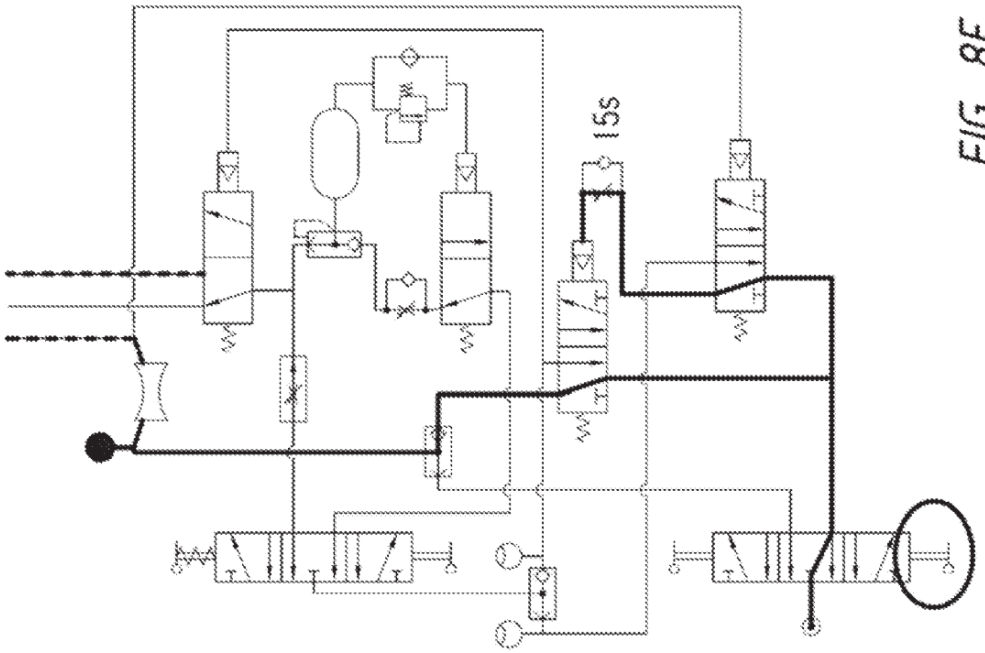


FIG. 8E

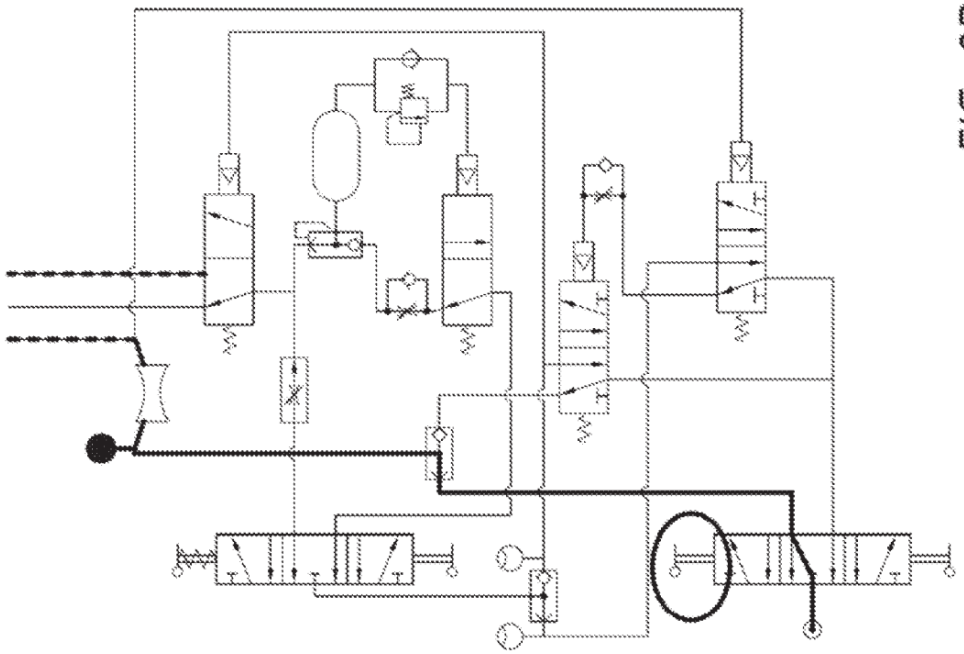


FIG. 8D

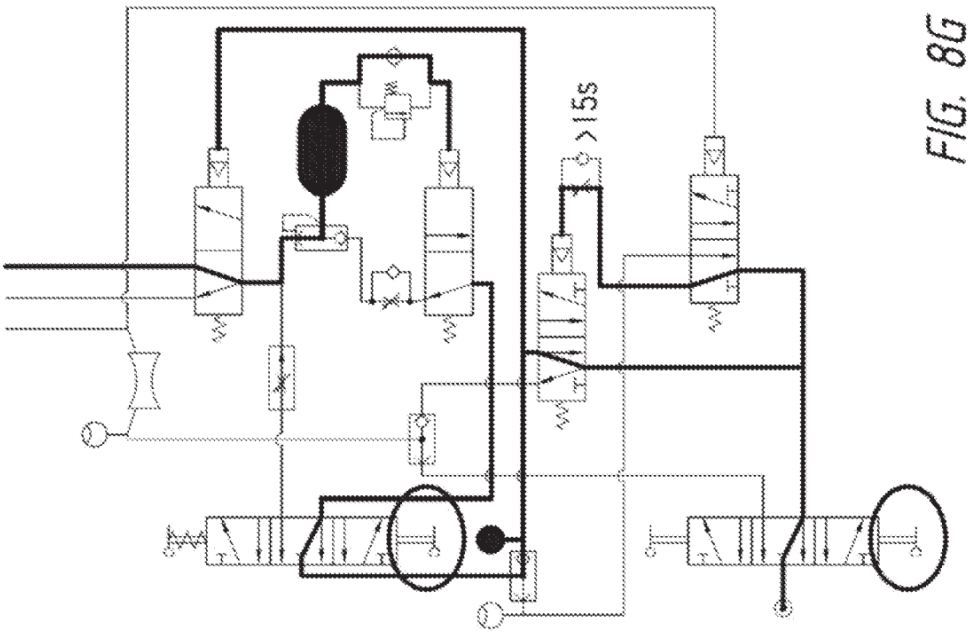


FIG. 8G

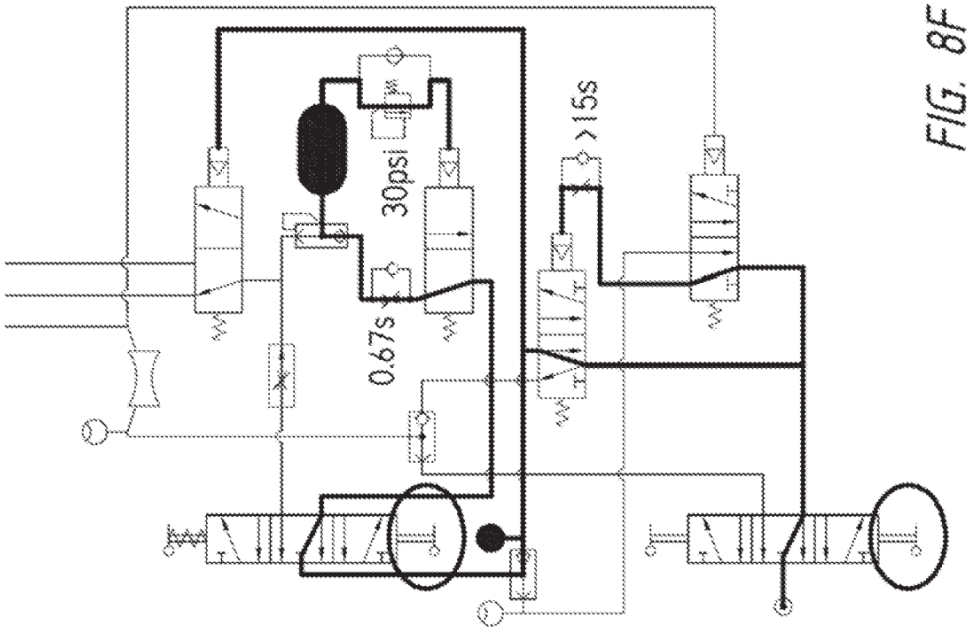


FIG. 8F

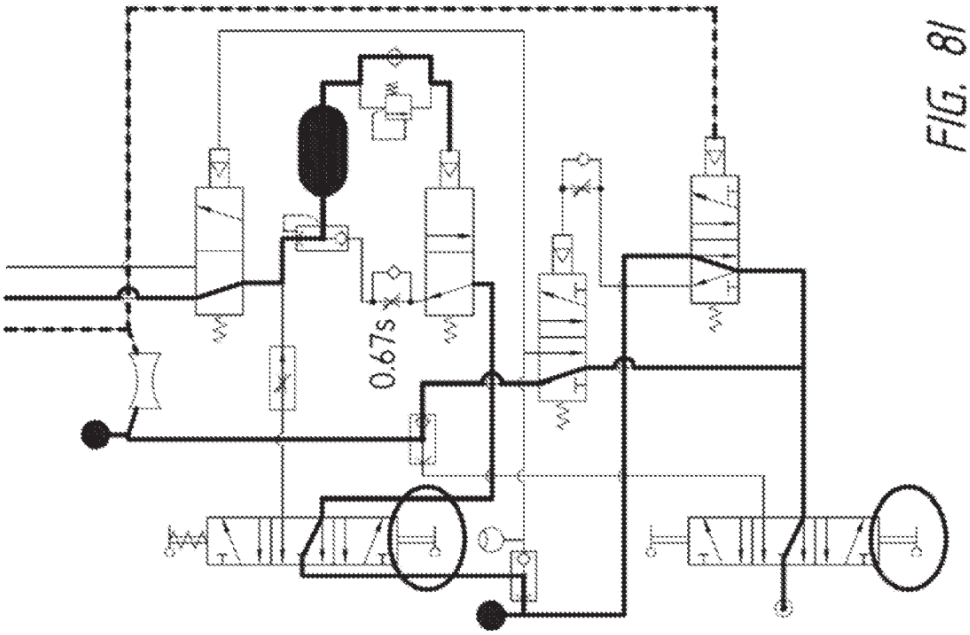


FIG. 8I

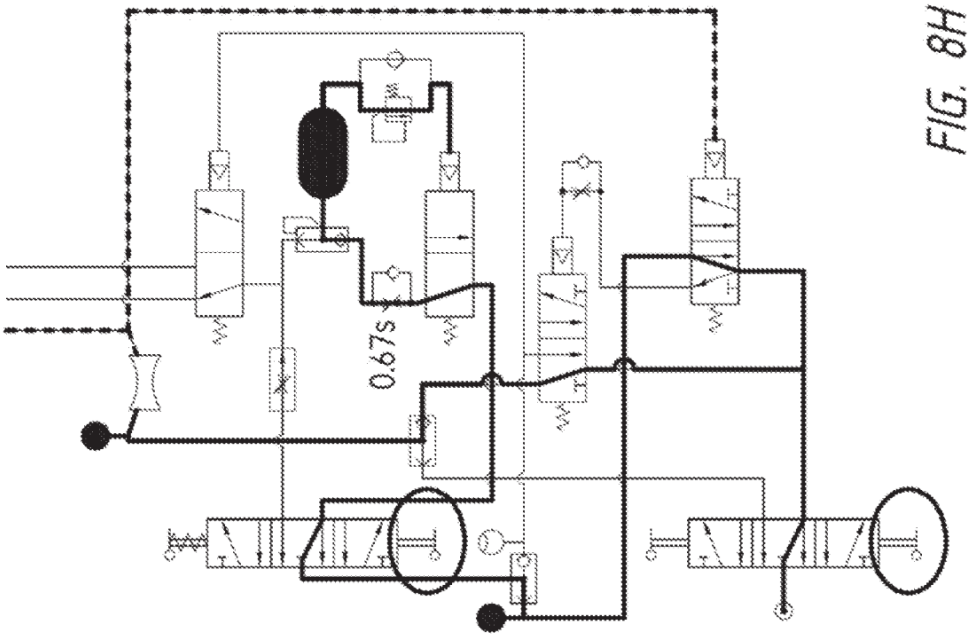


FIG. 8H

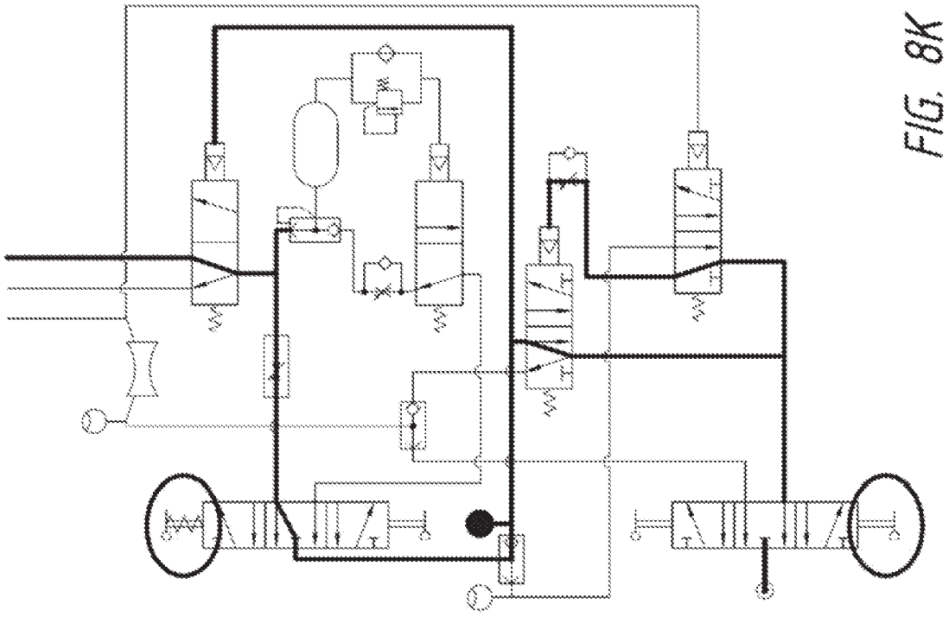


FIG. 8K

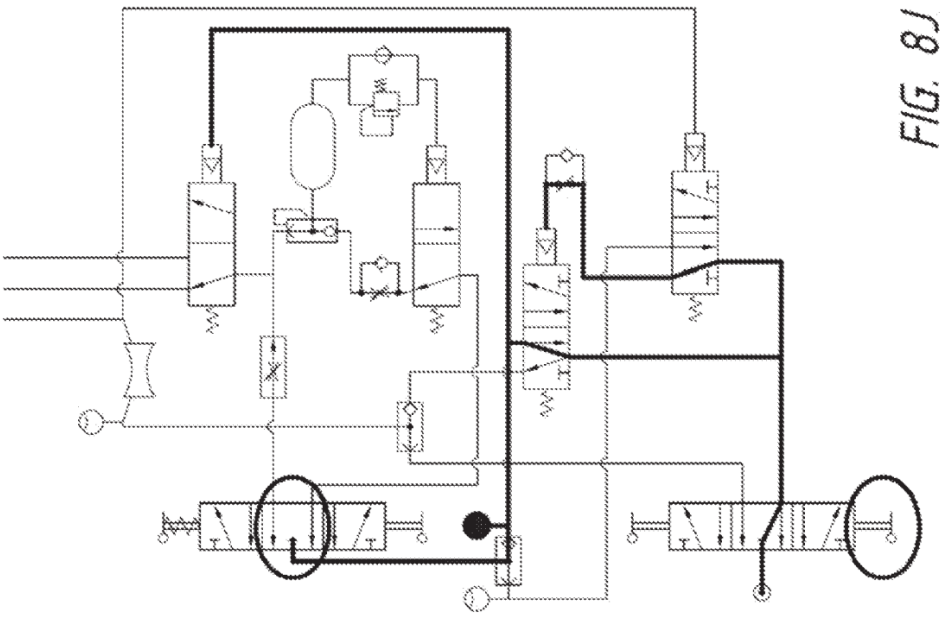


FIG. 8J

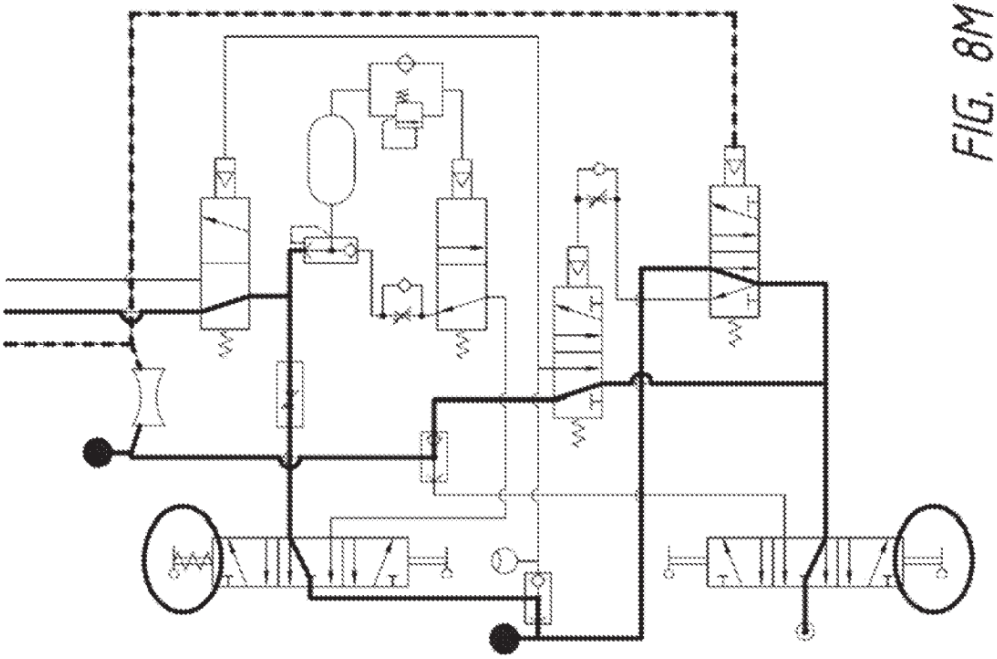


FIG. 8M

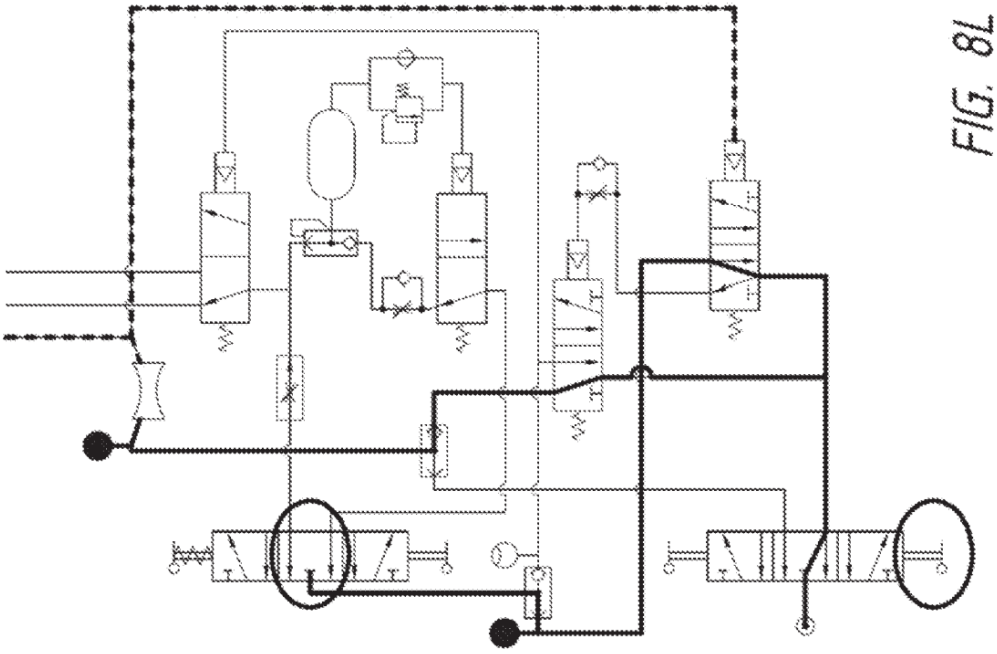
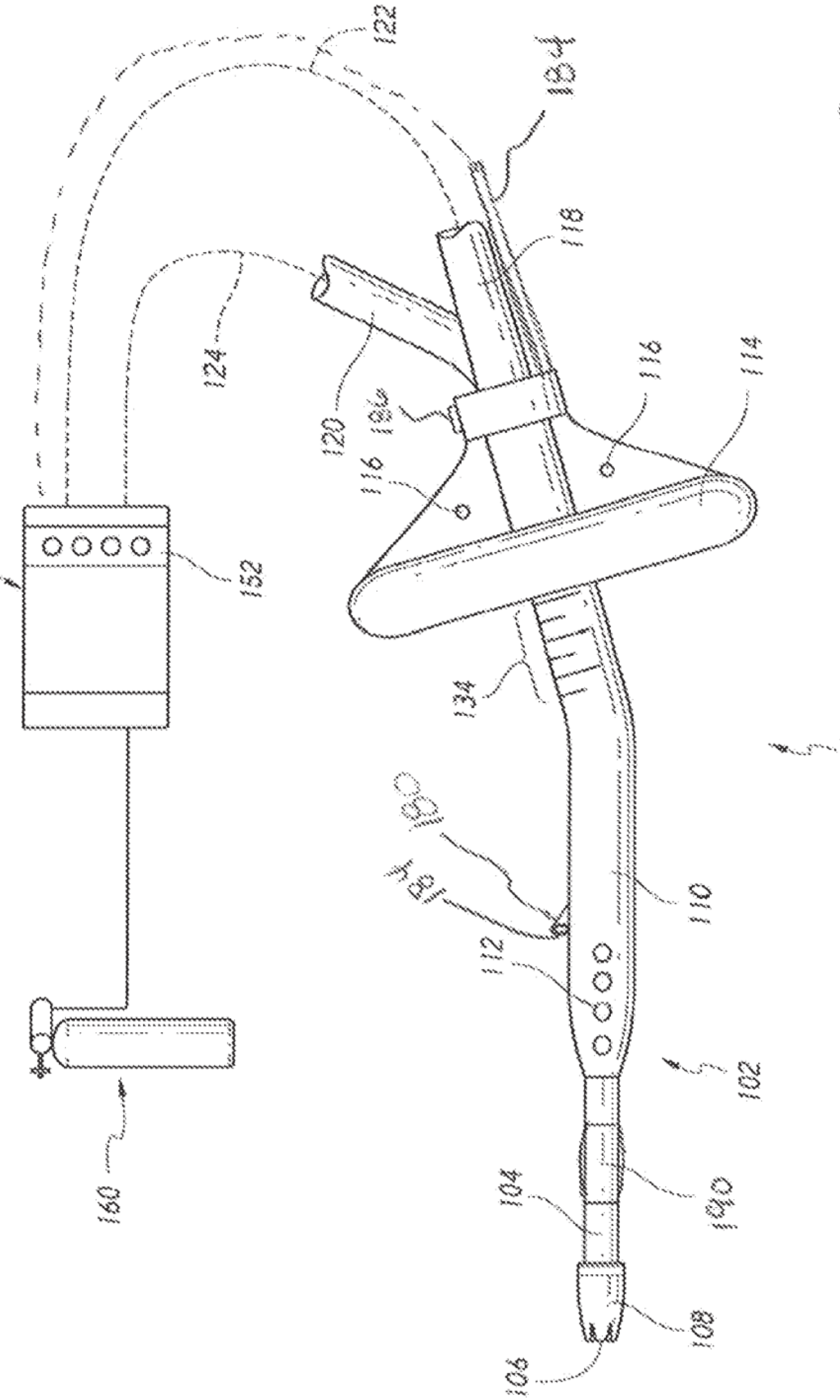


FIG. 8L



122
184
118
124
116
114
120
186
150
152
134
100
180
184
110
112
102
160
104
190
108
106

FIG. 9

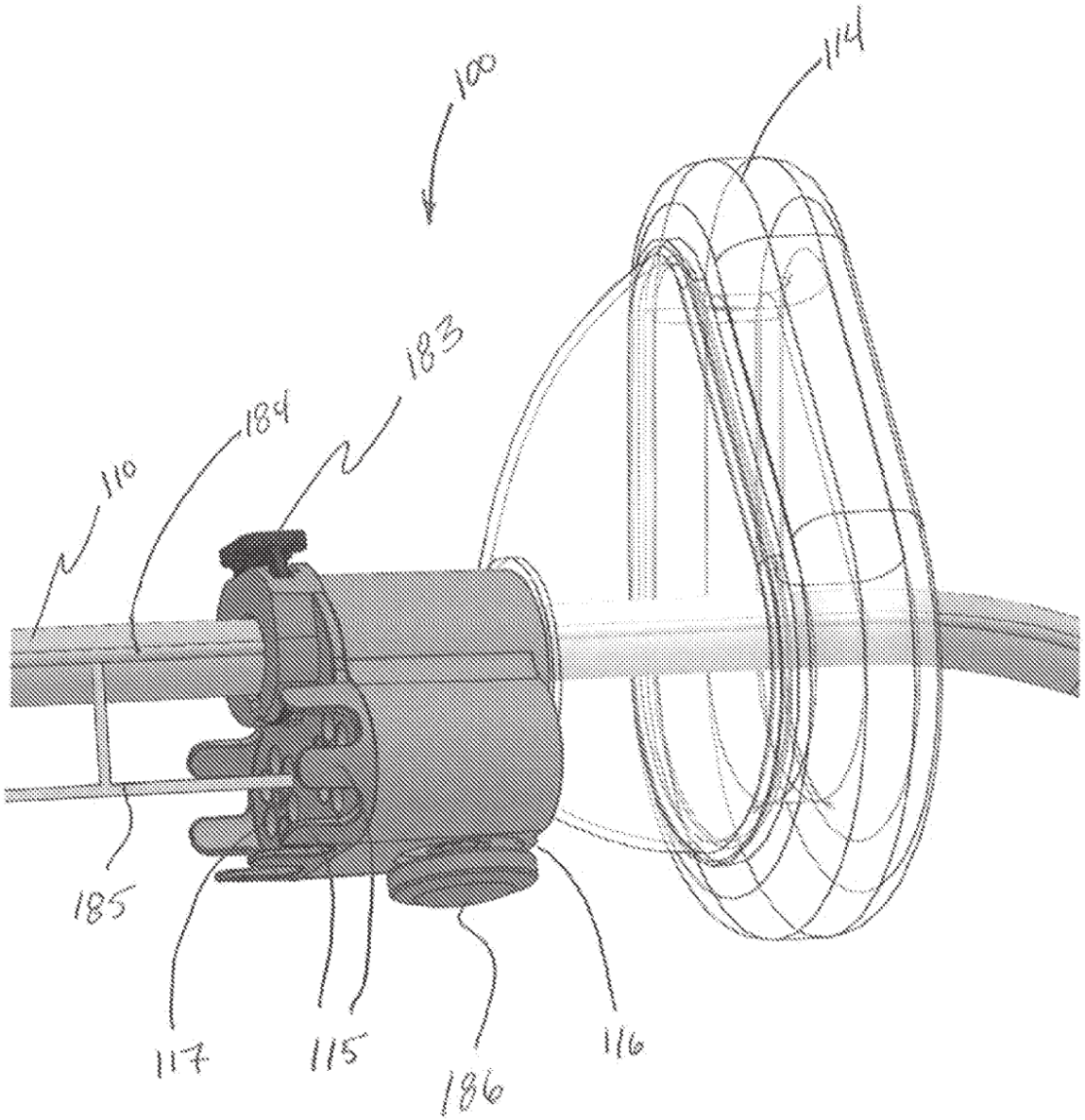


Fig 9B

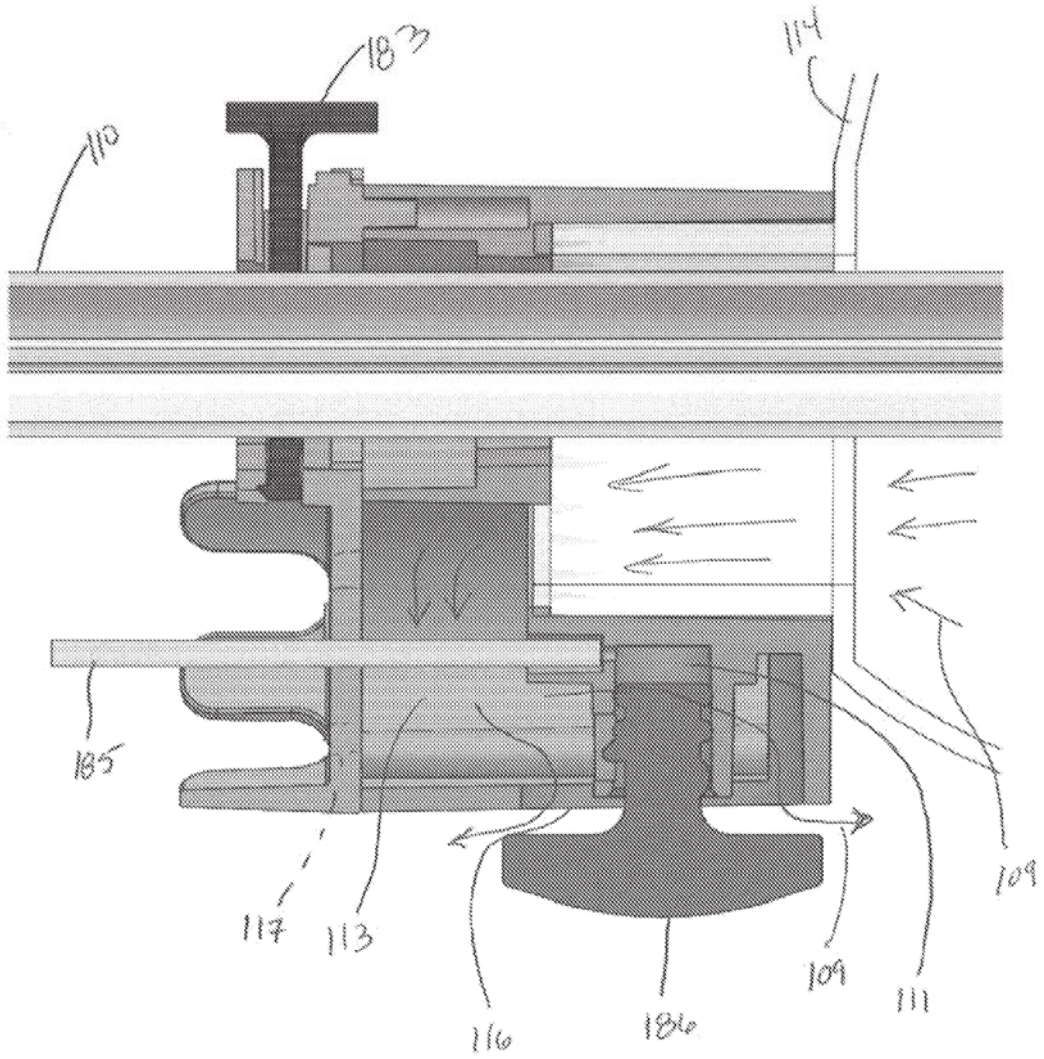


Fig 9C

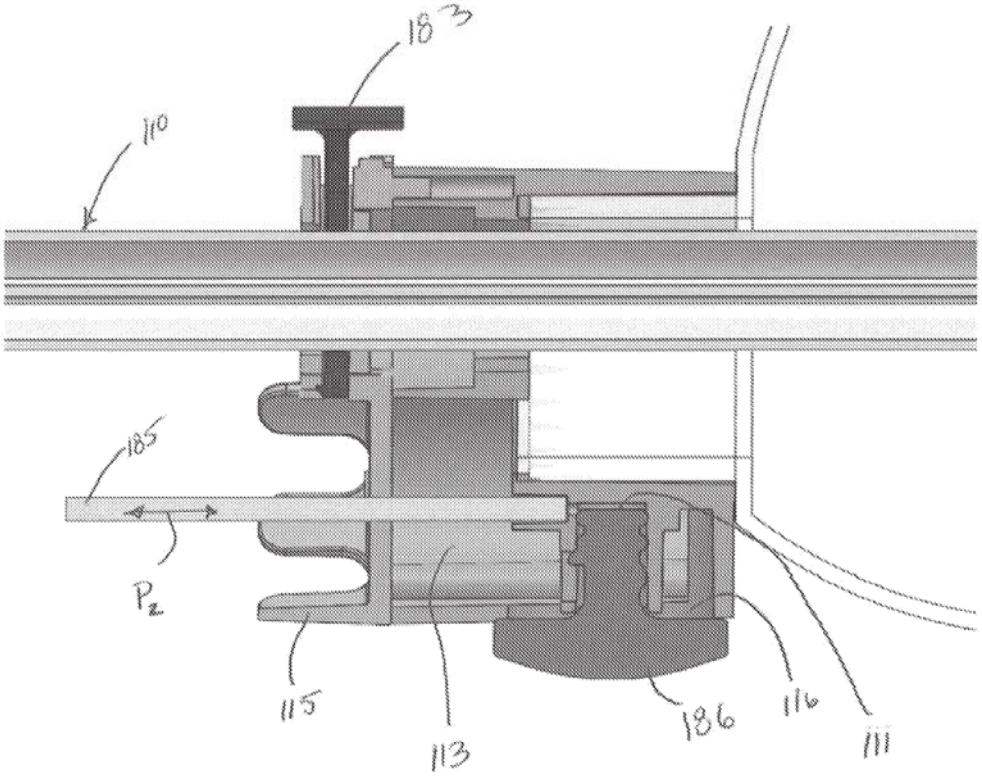


Fig 9D

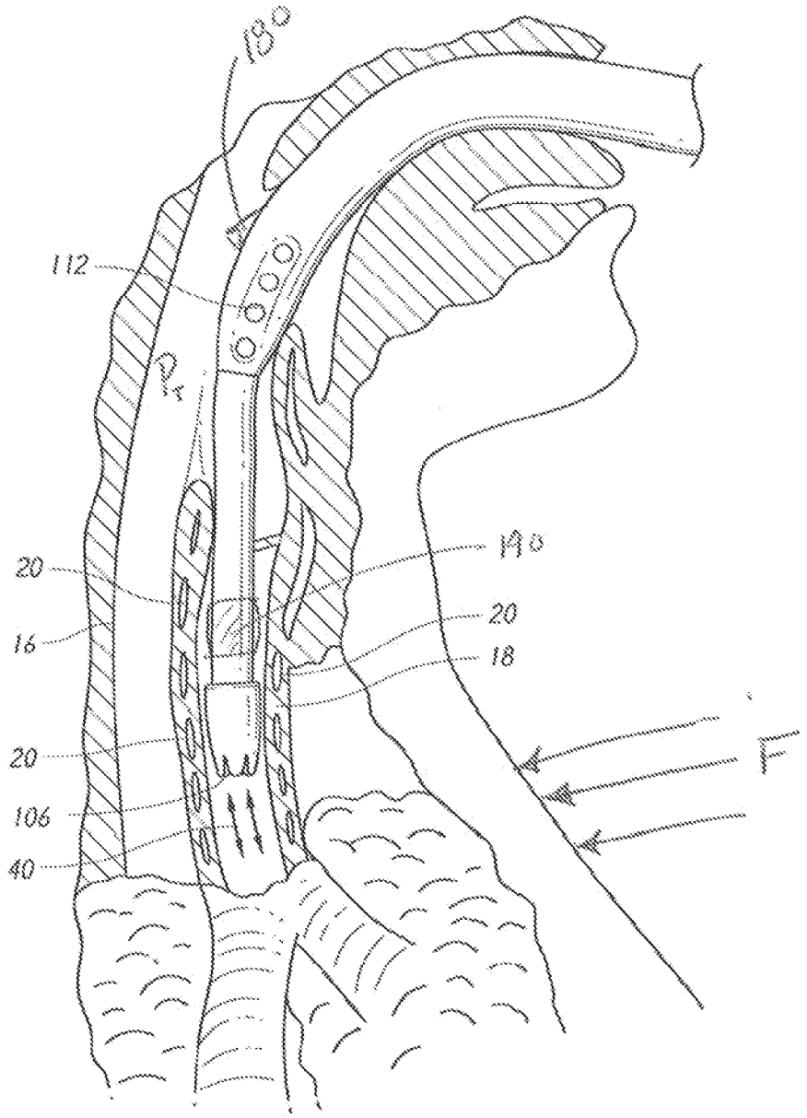


FIG. 10A

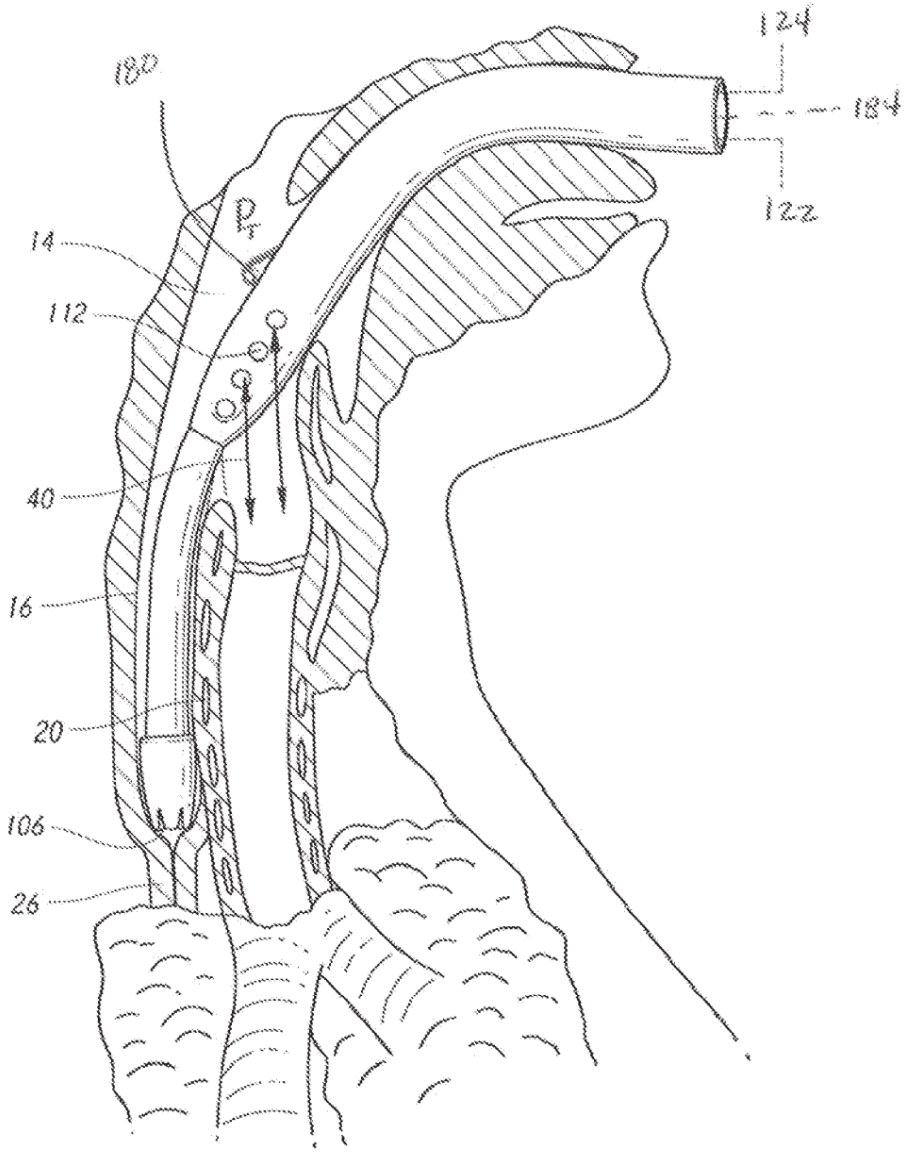


FIG. 10B

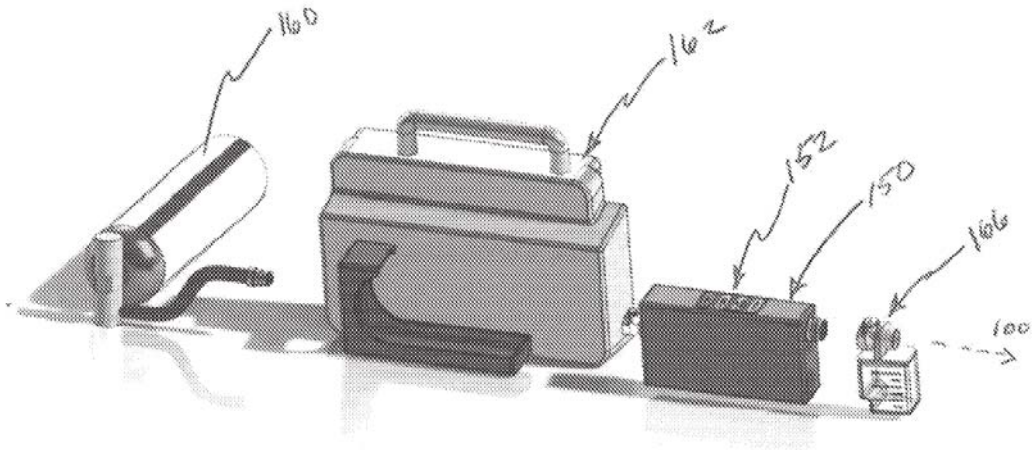


Fig. 11A

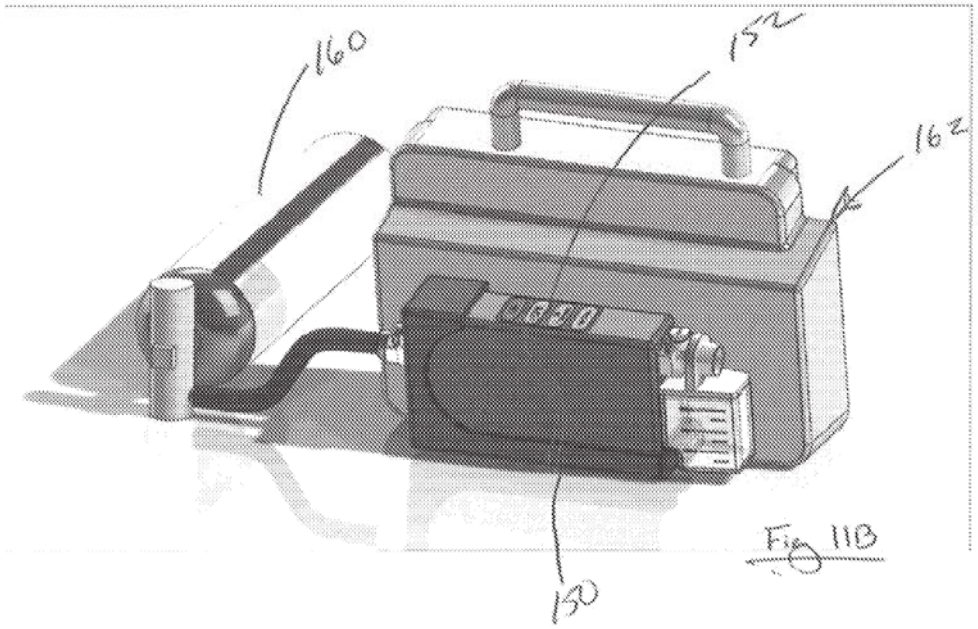


Fig. 11B

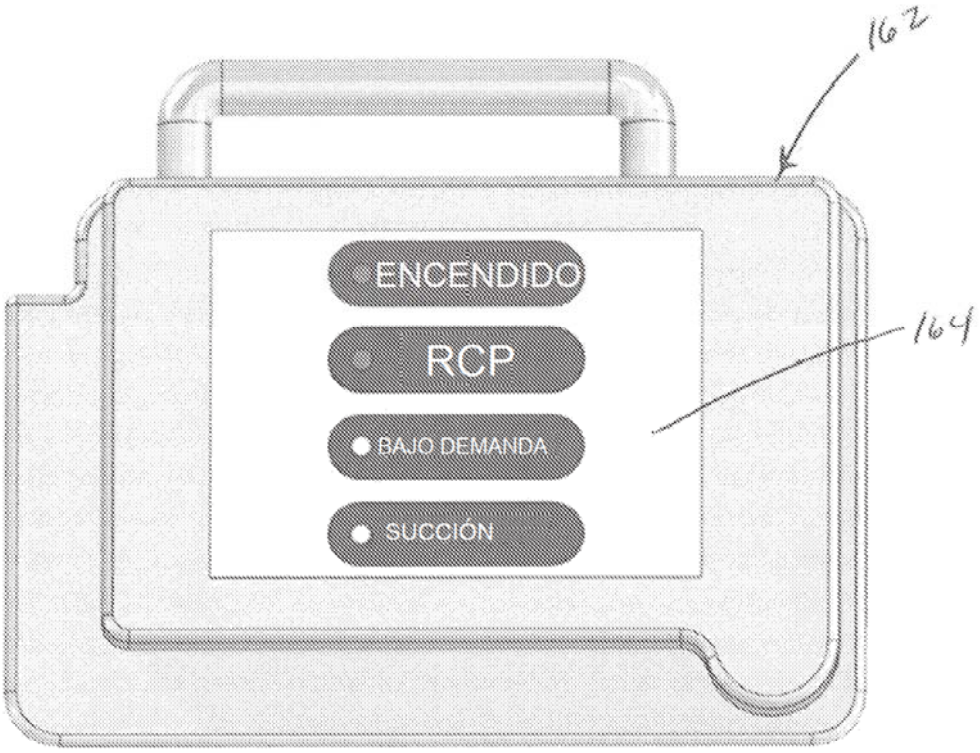


Fig 11c

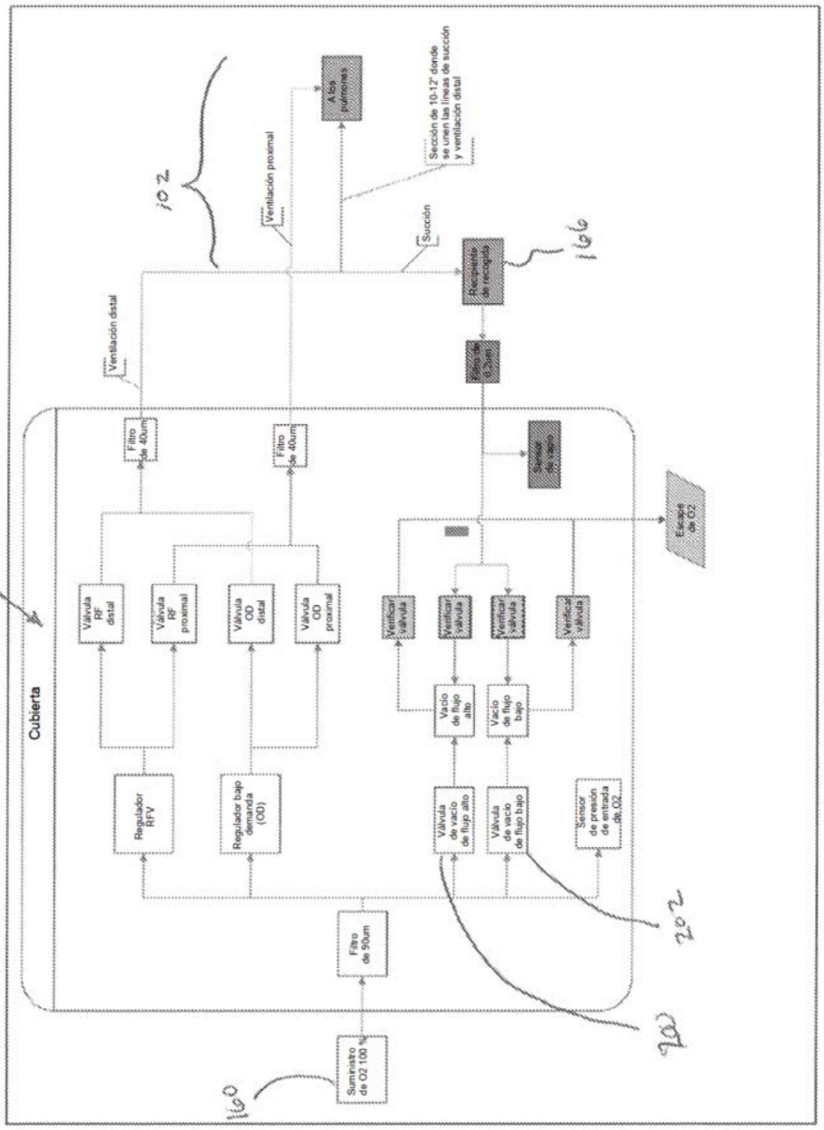

Cubierta
Suministro de O2 100 %
Filtro de 90um
Regulador RFV
Regulador bajo demanda (OD)
Válvula RF distal
Válvula RF proximal
Válvula OD distal
Válvula OD proximal
Filtro de 40um
Filtro de 40um
Válvula de vacío de flujo alto
Válvula de vacío de flujo bajo
Sensor de presión de entrada de O2
Vacío de flujo alto
Vacío de flujo bajo
Verificar válvula
Verificar válvula
Verificar válvula
Verificar válvula
Escape de O2
Recipiente de recogida
A los pulmones
Ventilación distal
Ventilación proximal
Succión
Sección de 10-12' donde se unen las líneas de succión y ventilación distal
102
166
160
200
202

Fig 12

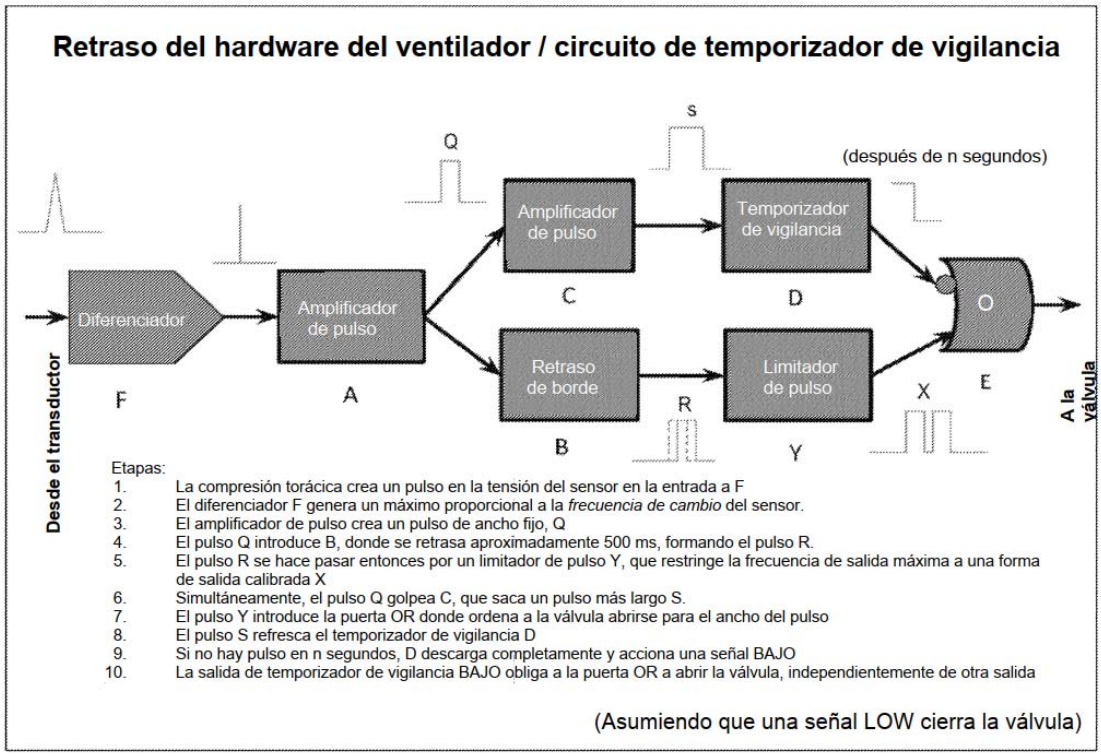

Retraso del hardware del ventilador / circuito de temporizador de vigilancia
S
Q
(después de n segundos)
Amplificador de pulso
Temporizador de vigilancia
C
D
Diferenciador
Amplificador de pulso
O
Retraso de borde
Limitador de pulso
Desde el transductor
F
A
R
X
E
A la válvula
B
Y
Etapas:
1. La compresión torácica crea un pulso en la tensión del sensor en la entrada a F
2. El diferenciador F genera un máximo proporcional a la frecuencia de cambio del sensor.
3. El amplificador de pulso crea un pulso de ancho fijo, Q
4. El pulso Q introduce B, donde se retrasa aproximadamente 500 ms, formando el pulso R.
5. El pulso R se hace pasar entonces por un limitador de pulso Y, que restringe la frecuencia de salida máxima a una forma de salida calibrada X
6. Simultáneamente, el pulso Q golpea C, que saca un pulso más largo S.
7. El pulso Y introduce la puerta OR donde ordena a la válvula abrirse para el ancho del pulso
8. El pulso S refresca el temporizador de vigilancia D
9. Si no hay pulso en n segundos, D descarga completamente y acciona una señal BAJO
10. La salida de temporizador de vigilancia BAJO obliga a la puerta OR a abrir la válvula, independientemente de otra salida
(Asumiendo que una señal LOW cierra la válvula)

FIG. 13

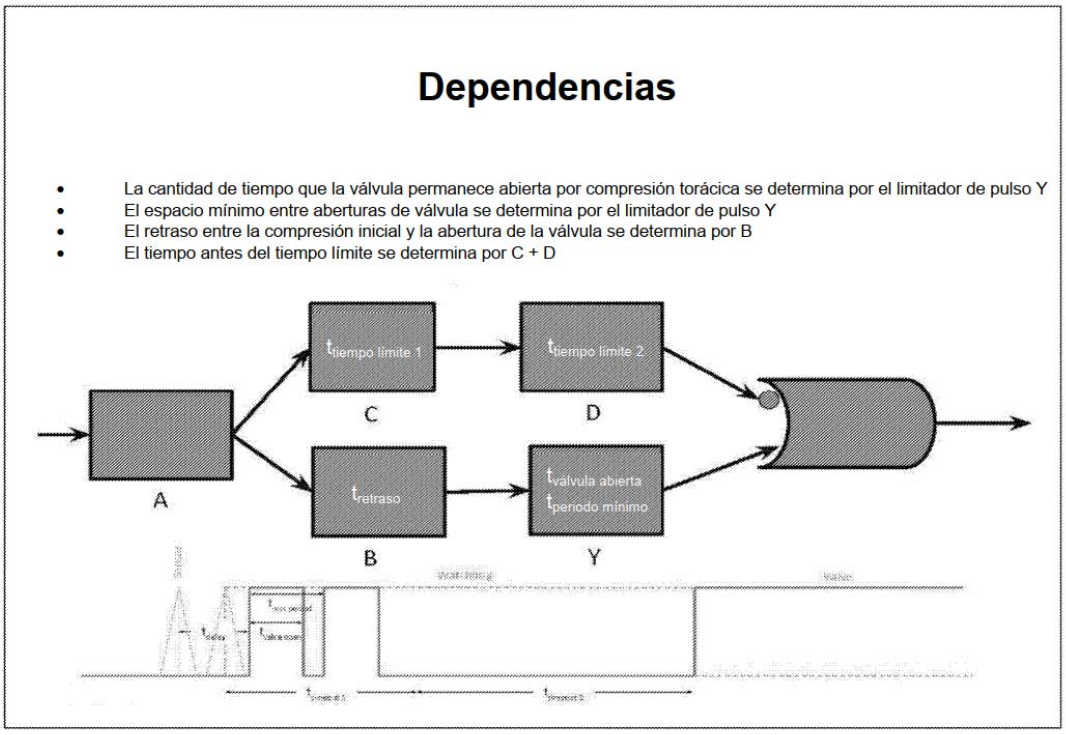

Dependencias
La cantidad de tiempo que la válvula permanece abierta por compresión torácica se determina por el limitador de pulso Y
El espacio mínimo entre aberturas de válvula se determina por el limitador de pulso Y
El retraso entre la compresión inicial y la abertura de la válvula se determina por B
El tiempo antes del tiempo límite se determina por C + D
t tiempo límite 1
t tiempo límite 2
C
D
A
t retraso
t válvula abierta
t periodo mínimo
B
Y

FIG. 14

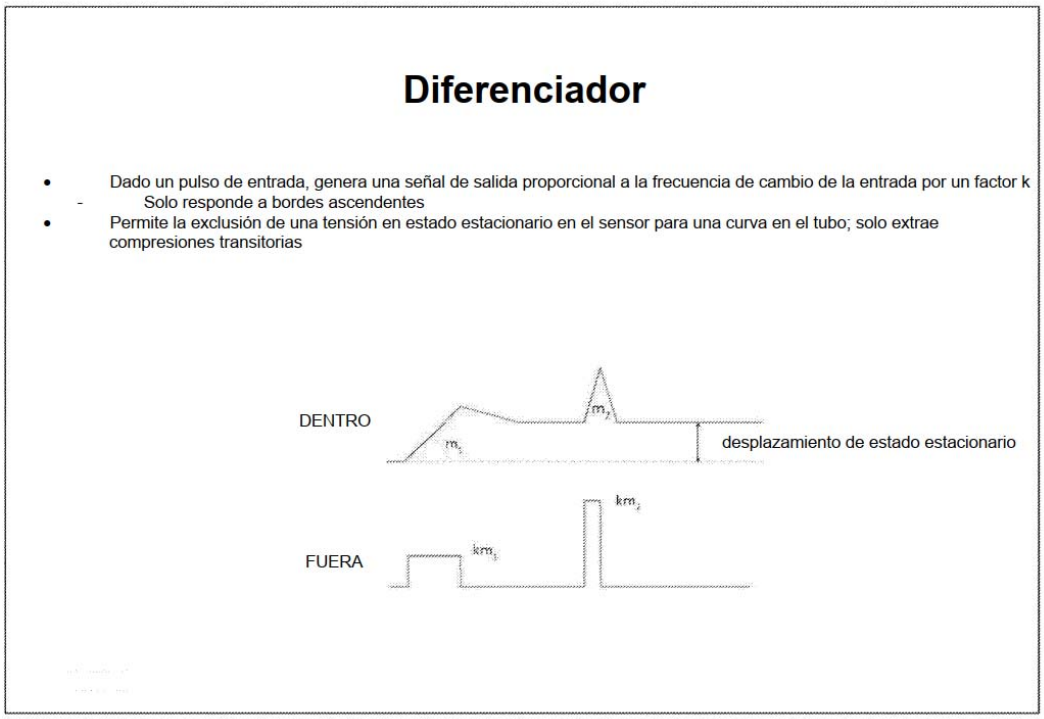

Diferenciador
Dado un pulso de entrada, genera una señal de salida proporcional a la frecuencia de cambio de la entrada por un factor k
Solo responde a bordes ascendentes
Permite la exclusión de una tensión en estado estacionario en el sensor para una curva en el tubo; solo extrae compresiones transitorias
DENTRO
desplazamiento de estado estacionario
FUERA

FIG. 15

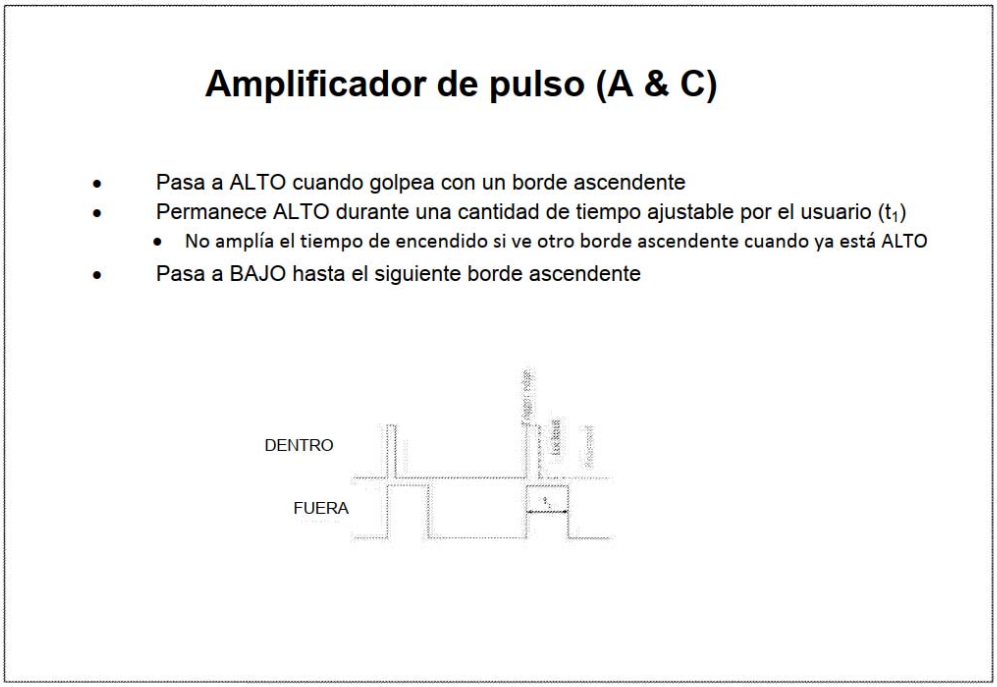

Amplificador de pulso (A & C)
Pasa a ALTO cuando golpea con un borde ascendente
Permanece ALTO durante una cantidad de tiempo ajustable por el usuario (t_1)
No amplía el tiempo de encendido si ve otro borde ascendente cuando ya está ALTO
Pasa a BAJO hasta el siguiente borde ascendente
DENTRO
FUERA

FIG. 16

Retraso de borde (B)

- Cambia un pulso completo una cantidad ajustable por el usuario (t_1)

FIG. 17

Limitador de pulso

- Realiza tres operaciones:
  1. Genera un pulso que limita el periodo – esto determina la frecuencia máxima de las aberturas de válvula que realizará el sistema
  2. Extrae el borde principal del pulso– esto garantiza que la válvula solo se dispara *una vez* por compresión torácica
  3. Usa el borde principal para accionar un pulso de tiempo de encendido – esto se mejora para permitir un ciclo completo de la válvula

- La salida resultante tiene una frecuencia limitada, y un tiempo de encendido fijo.
  - La frecuencia está limitada a aproximadamente 100 ppm
  - El tiempo de encendido se calibra para permitir un ciclo neumático completo
  - Cualesquiera compresiones torácicas realizadas antes del final del límite del periodo se ignoran
  - La abertura de válvula coincide *siempre* con una compresión torácica, aunque no todas las compresiones torácicas generarán un pulso (para compresiones demasiado rápidas)

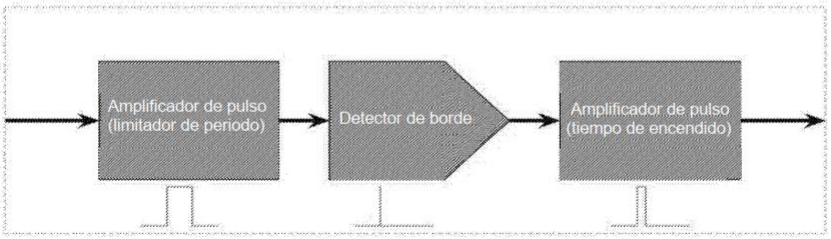


FIG. 18

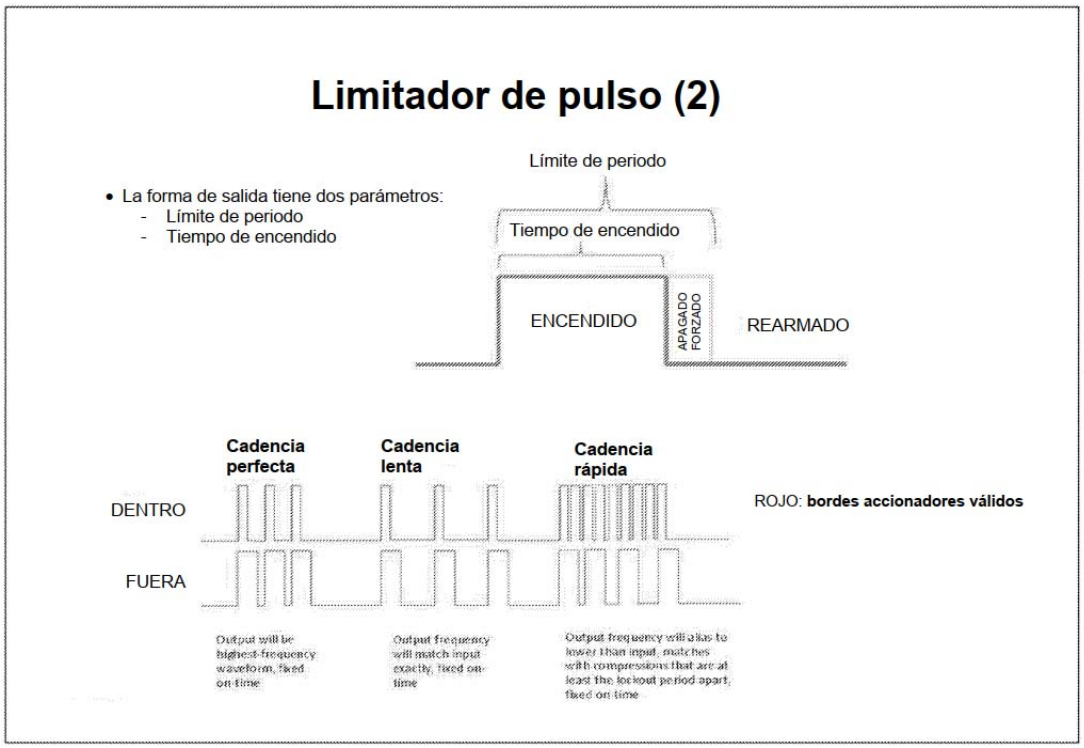

Limitador de pulso (2)
• La forma de salida tiene dos parámetros:
- Límite de periodo
- Tiempo de encendido
Límite de periodo
Tiempo de encendido
ENCENDIDO
APAGADO FORZADO
REARMADO
Cadencia perfecta
Cadencia lenta
Cadencia rápida
DENTRO
FUERA
ROJO: bordes accionadores válidos
Output will be highest-frequency waveform, fixed on-time
Output frequency will match input exactly, fixed on-time
Output frequency will alias to lower than input, matches with compressions that are at least the lockout period apart, fixed on-time

FIG. 19

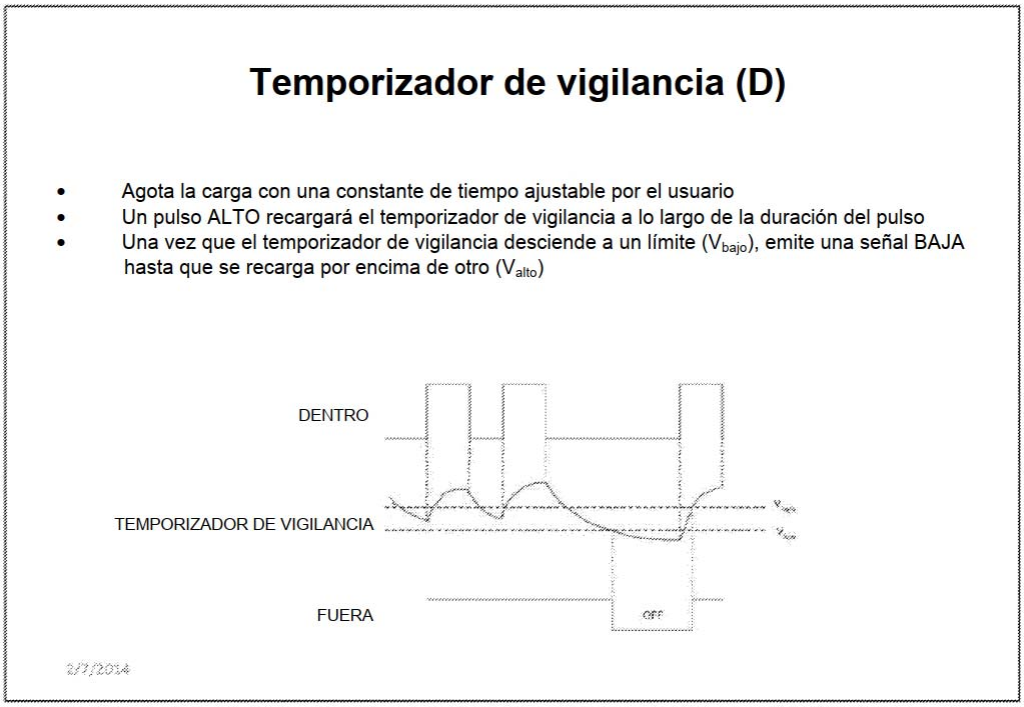

Temporizador de vigilancia (D)
• Agota la carga con una constante de tiempo ajustable por el usuario
• Un pulso ALTO recargará el temporizador de vigilancia a lo largo de la duración del pulso
• Una vez que el temporizador de vigilancia desciende a un límite (V_{bajo}), emite una señal BAJA hasta que se recarga por encima de otro (V_{alto})
DENTRO
TEMPORIZADOR DE VIGILANCIA
FUERA
off
2/7/2014

FIG. 20

Puerta OR (E)

- Emite una señal ALTA si cualquier entrada es ALTA
- En esta implementación, una salida BAJA cierra la válvula
  - La entrada de temporizador de vigilancia se invierte antes de entrar en la puerta

BAJA	ALTA	BAJA	ALTA	ABIERTA	Tiempo límite
BAJA	ALTA	ALTA	ALTA	ABIERTA	Tiempo límite (durante una compresión torácica – realmente imposible alcanzar este estado)
ALTA	BAJA	BAJA	BAJA	CERRADA	Entre compresiones torácicas, no se alcanza el tiempo límite
ALTA	BAJA	ALTA	ALTA	ABIERTA	500 ms después de una compresión torácica, válvula de abertura para admitir aire, no se alcanza el tiempo límite

FIG. 21

Posible mejora

El limitador de periodo puede ser innecesario; el amplificador de pulso A podría realizar la misma función

- Actualmente, el amplificador A solo sirve para quitar ruido a la salida del diferenciador F.
- La salida de ancho de pulso de A tiene un valor mínimo encima que es necesario para quitar ruido; el retraso de borde B requiere un ancho de pulso mínimo para funcionar (actúa como un filtro de paso bajo)
- No tiene sentido elegir máximos que salgan de F más rápido que el límite de periodo; [ilegible]
- Como tal, ampliar el ancho de pulso de A y eliminar el limitador de periodo del limitador de pulso sería funcionalmente idéntico con un grado de libertad menor

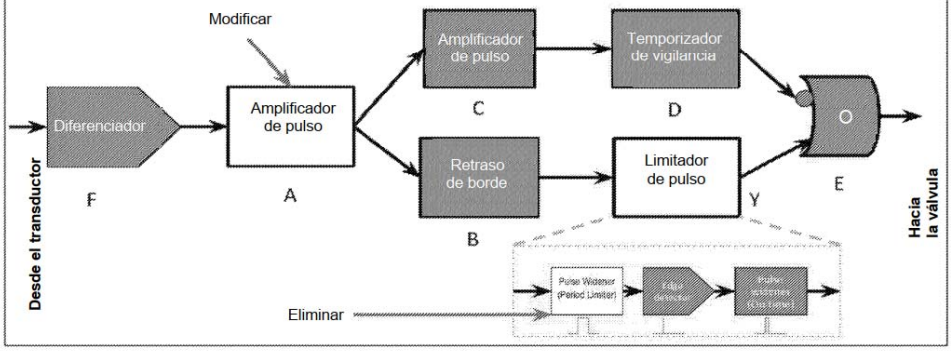


FIG. 22