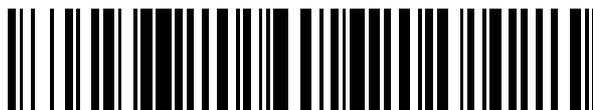


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 592 262**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.08.2004 PCT/US2004/025346**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.02.2005 WO05013879**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.08.2004 E 04780216 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.06.2016 EP 1653905**

54 Título: **Sistema de respirador portátil**

30 Prioridad:

04.08.2003 US 492421 P
18.05.2004 US 847693

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.11.2016

73 Titular/es:

CAREFUSION 203, INC. (100.0%)
3750 TORREY VIEW COURT
SAN DIEGO, CA 92130, US

72 Inventor/es:

DEVRIES, DOUGLAS, F.;
BOYLE, DAVID;
HOLMES, MICHAEL y
WILLIAMS, MALCOLM

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 592 262 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de respirador portátil

5 1. CAMPO DE LA INVENCION

Esta invención se refiere al campo de los respiradores médicos y, más específicamente, a un respirador portátil autónomo.

10 2. ANTECEDENTES DE LA TÉCNICA

15 Los respiradores para pacientes que requieren asistencia respiratoria han sido tradicionalmente dispositivos grandes y pesados, que requieren mucha potencia, que han prestado poca o ninguna movilidad a un paciente. Los recientes avances en la tecnología de los compresores, tales como los descritos en la patente US 6.152.135, concedida a DeVries et al., han permitido una reducción en los requisitos de tamaño y potencia de los respiradores, permitiendo por primera vez la fabricación de respiradores que son capaces de proporcionar un grado limitado de portabilidad autónoma. Equipados con paquetes de baterías, estos respiradores portátiles se podrían unir a una silla de ruedas, proporcionando a un paciente la capacidad de moverse durante una cantidad limitada de tiempo sin tener el respirador conectado a una fuente de alimentación principal.

20 Los respiradores de la técnica anterior se han convertido en más pequeños y más transportables, manteniendo al mismo tiempo la capacidad de suministrar modos de respiración complejos, que utilizan típicamente compresores de arrastre giratorios de baja presión como mecanismo de suministro de respiración. Los compresores de arrastre pueden ser de velocidad variable o de velocidad constante. Los compresores de respiradores de velocidad variable funcionan acelerando rápidamente desde el reposo para proporcionar ayuda en la inhalación (inspiración) a un paciente, y luego desaceleran rápidamente para permitir que un paciente exhale. La rápida aceleración y desaceleración de los respiradores de compresor de velocidad variable de la técnica anterior requieren circuitos de accionamiento del compresor para manejar corrientes muy elevadas, requiriendo sistemas de potencia voluminosos y caros y considerable energía de la batería de reserva cuando el respirador no está conectado a una alimentación principal.

25 Los compresores de velocidad constante no necesitan sistemas de energía voluminosos de compresores de velocidad variable, pero tienen ineficiencias inherentes debido a que el compresor continúa funcionando y consumiendo energía incluso en momentos en que no se está suministrando aire al paciente (por ejemplo, durante la exhalación). El consumo de energía se puede reducir mediante la recirculación del flujo de aire de salida del compresor a la entrada del compresor durante la exhalación. Sin embargo, incluso la potencia reducida consumida reduce significativamente la cantidad de tiempo que el respirador se puede hacer funcionar con energía de la batería incorporada.

30 La solicitud de patente internacional con número de publicación WO 96/11717 divulga un respirador portátil que comprende un soplador, un servomecanismo de velocidad y un servomecanismo de exhalación. La patente US número 5.823.186 divulga el uso de un soplador Roots como compresor en un respirador compacto.

35 COMPENDIO DE LA INVENCION

La presente invención comprende un respirador portátil que utiliza un pequeño soplador de tipo Roots de baja inercia, de alta velocidad, y de alta eficiencia, en el modo de velocidad variable. Los sopladores de tipo Roots son conocidos por su alta eficiencia y reducido tamaño.

45 Sin embargo, son inherentemente ruidosos, y en el pasado no han sido apropiados para su uso en respiradores médicos, donde el ruido excesivo es perjudicial para los pacientes, que a menudo requieren asistencia respiratoria permanente. El respirador de la presente invención supera los problemas de ruido de los sopladores de tipo Roots de la técnica anterior mediante el uso combinado de nuevos orificios de compensación de presión de reducción de ruido en caja o alojamiento del soplador Roots y múltiples cámaras deflectoras dentro de la caja del respirador. El uso de un compresor de tipo Roots en un modo de velocidad variable, junto con sistemas control de flujo y potencia especialmente configurados, reduce tanto el tamaño como el consumo de energía del respirador en conjunto.

50 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un respirador portátil que contiene un soplador Roots que tiene un nivel de ruido reducido, tal como se expone en la reivindicación 1.

Realizaciones de la invención proporcionan plena funcionalidad al respirador, incluyendo la capacidad de funcionar en ambos modos, de control de volumen y de presión, en unidades pequeñas, realmente portátiles que, por primera vez, proporcionan movilidad real para los pacientes. En una realización, el respirador es un respirador portátil autónomo que se aproxima al tamaño de un pequeño ordenador portátil, mientras que proporciona varias horas de asistencia de respiración de servicio completo accionado con baterías.

60 En una o más realizaciones de la invención, el respirador emplea un soplador Roots más pesado con una mayor inercia en el modo de velocidad constante. La eficiencia extraordinaria del soplador Roots permite reducciones del tamaño y del peso en un grado hasta ahora inalcanzable en un respirador con todas las características capaces de

proporcionar modos de respiración complejos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 5 La figura 1 es una vista en perspectiva de la cara frontal de un respirador portátil de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 2A es vista en perspectiva de la parte frontal de un sistema de respirador que incluye un respirador portátil, un asiento o cuna de acoplamiento y un monitor del respirador, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 2B es una vista en perspectiva de la parte posterior del sistema de respirador de la figura 2A.
- 10 La figura 3 es un diagrama de bloques de una arquitectura funcional de un sistema de respirador portátil de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 4 es un diagrama de bloques de una arquitectura electrónica para un sistema de respirador portátil de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- 15 La figura 5 es un diagrama de bloques de una arquitectura electrónica para un asiento de acoplamiento de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra el contexto general de una arquitectura de software para un sistema de respirador portátil de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 7 es un diagrama neumático de un respirador portátil de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- 20 La figura 8 es un diagrama de bloques de alto nivel de un sistema de control de servomecanismo de exhalación de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 9A es un diagrama de bloques de una porción de montaje mecánico de un sistema de control de servomecanismo de exhalación de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 9B es un diagrama de bloques de una porción de montaje electrónico de un sistema de control de servomecanismo de exhalación de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- 25 La figura 9C es un diagrama de bloques de una porción de control de software de un sistema de control de servomecanismo de exhalación de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 10 es un diagrama de bloques de un conjunto de respirador de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- 30 La figura 11 es una vista en despiece de un conjunto de soplador de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- La figura 12 es una vista en perspectiva de un par de impulsores del soplador Roots de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- 35 Las figuras 13A y 13B son vistas de un aparato respirador que tiene cámaras de silenciador con tubos perforados, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.
- Las figuras 14A-14D son diversas vistas de una caja del soplador Roots, que ilustra ranuras graduadas en las salidas de aire, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

40 Se describe un sistema de respirador portátil. En la siguiente descripción se exponen numerosos detalles específicos, tales como las dimensiones físicas de una o más realizaciones, para proporcionar una descripción más completa de la invención. Será evidente, sin embargo, para un experto en la técnica, que la invención puede ponerse en práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, características bien conocidas no se han descrito en detalle para no oscurecer la invención.

45 Realizaciones de la invención implementan un respirador portátil que utiliza un soplador de tipo Roots que opera en un modo de velocidad variable como el mecanismo de suministro de respiración. Las eficiencias y los requisitos de tamaño reducido como resultado del uso de un soplador de tipo Roots, junto con nuevas técnicas de amortiguación de sonido y sistemas electrónicos de control, permiten que el respirador se reduzca de tamaño para ser comparable a un ordenador de mano. El peso y el consumo de energía del mismo modo pueden ser reducidos. El respirador de la presente invención proporciona verdadera movilidad extendida a los pacientes que requieren de asistencia respiratoria continua, facilitando una mejora significativa en su calidad de vida.

I. Realización de Sistema de Respirador con Respirador portátil, Asiento de Acoplamiento y Monitor

55 En una o más realizaciones de la invención, un sistema de respirador portátil incluye un respirador portátil, un asiento de acoplamiento y un monitor. El respirador portátil es preferiblemente, aunque no necesariamente, un dispositivo autónomo pequeño y ligero de soporte de vida, que es muy portátil. En aplicaciones estacionarias, el respirador portátil puede colocarse en un asiento de acoplamiento que actúa como un simple soporte estructural, posiblemente incluyendo una fuente de alimentación y/o sistema de recarga, o que amplía las capacidades de la interfaz de los respiradores portátiles. Por ejemplo, el asiento de acoplamiento también puede incluir un monitor de gráficos para capacidades de visualización mejoradas.

A. Alojamiento de Respirador Portátil

65 En una o más realizaciones, el respirador portátil puede estar empaquetado dentro de un alojamiento moldeado. En algunas realizaciones, el alojamiento está moldeado conjuntamente con una funda de goma blanda. Preferiblemente, aunque no necesariamente, el alojamiento está configurado para tener un factor de forma

relativamente compacto. Por ejemplo, en una realización, un alojamiento que es de 25,4 x 15,24 x 5,08 cm (10" x 6" x 2") puede contener el aparato necesario para que un paciente reciba un soporte de respirador adecuado desde una unidad muy portátil. Otras realizaciones pueden utilizar alojamientos con diferentes factores de forma.

5 La figura 1 es un diagrama que ilustra una vista en perspectiva de la cara frontal de un respirador portátil, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención. En la realización ilustrada, las conexiones neumáticas 101 pueden estar hechas en los lados izquierdo y derecho, por ejemplo, por debajo de la línea central de la caja 100 del respirador. Las interconexiones eléctricas 102 pueden estar hechas en el borde inferior de la parte trasera de la caja 100 (por ejemplo, para proporcionar una interfaz de asiento). Las interconexiones eléctricas también se pueden
10 hacer en los lados izquierdo y/o derecho de la caja 100, por ejemplo, por encima de la línea central.

La caja del respirador puede incluir una interfaz de usuario 106. Por ejemplo, la interfaz de usuario 106 puede implementarse de forma relativamente barata en una realización con LEDs y un panel de interruptor de membrana. Otra realización puede implementar una interfaz gráfica de usuario 106 usando una pantalla LCD en color y una
15 pantalla táctil.

En una o más realizaciones, la parte superior de la caja 100 del respirador puede incluir un asa plegable 103 que actúa como un soporte de mesa cuando se pliega y se abate al ras contra la caja. Unos puntos de conexión 104 de correa para la mano/el hombro se pueden incorporar a la caja 100. Una o más realizaciones también pueden
20 implementar un mecanismo de montaje de perfil bajo al estilo de cola de milano en la parte posterior de la caja 100 para facilitar el montaje en un poste, pared o barandilla de cama sin interferir con aplicaciones de escritorio sin montar.

En una o más realizaciones, un puerto 105 de la batería puede disponerse en la caja 100 para acomodar un paquete de baterías internas extraíbles. El puerto de batería 105 está preferiblemente equipado con un mecanismo de enganche y de expulsión para asegurar una conexión fiable cuando está en uso y un fácil cambio del paquete de
25 baterías extraíbles, incluso cuando la caja está asentada en un asiento (descrita a continuación).

La caja 100 puede diseñarse para caer en un asiento de acoplamiento para un soporte elevado y/o para establecer una conexión entre el respirador portátil y la electrónica del asiento. Una realización de un asiento de acoplamiento se describe a continuación.

B. Asiento de acoplamiento y monitor

Las figuras 2A y 2B proporcionan vistas en perspectiva de la parte delantera y trasera de un sistema de respirador portátil, que comprende un respirador portátil, un asiento de acoplamiento y un monitor, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención. Como se muestra, el asiento de acoplamiento 200 puede incluir una base 201A y un brazo de asiento 201B. Un monitor 202 puede estar unido al brazo 201B para proporcionar una pantalla para capacidades de monitorización expandidas del respirador. La caja 100 del respirador portátil se muestra acoplado a la base 201A del asiento 200.
35

En una o más realizaciones, la base 201A está diseñada para funcionar como un simple soporte de mesa, sin ningún tipo de componentes de energía o lógicos internos. Sin embargo, en la mayoría de las realizaciones, se incluye electrónica interna para proporcionar una estación de acoplamiento inteligente capaz de suministrar energía y ampliar las capacidades de la interfaz del respirador portátil. En este último caso, la base 201A proporciona una interconexión eléctrica con el respirador acoplado, por ejemplo, a través del borde inferior trasero del respirador. El brazo 201B puede estar unido de forma desmontable a la base 201A para proporcionar un soporte para el monitor 202 opcional. Unos cables de alimentación y de datos entre la electrónica en la base 201A del asiento y el monitor 202 pueden estar ocultos dentro de la estructura del brazo 201B.
40 45

El asiento 200 puede incluir un enclavamiento mecánico para asegurar que el respirador acoplado no pueda caerse. Al igual que con la caja 100 del respirador, el asiento 200 también puede incorporar un mecanismo de montaje al estilo de cola de milano para facilitar el montaje a una pared o una barandilla de cama. El asiento de acoplamiento 200 y el monitor 202 pueden contener cada uno componentes moldeados por inyección.
50

C. Arquitectura funcional del sistema respirador

La figura 3 es un diagrama de bloques de una arquitectura funcional del sistema de respirador, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención. Los componentes neumáticos del respirador se pueden basar en un soplador Roots 300 que aspira aire ambiente a través del filtro de entrada 310 y suministra gas a presión a través de la lumbrera o abertura de inspiración 311 al paciente. El sistema neumático puede soportar circuitos del paciente tanto de una sola rama como de dos ramas, permitiendo que la válvula de exhalación 301 sea implementada externa o internamente con respecto a la caja 100 del respirador. Una lumbrera de control de exhalación 302 y un control 303 de PEEP (presión positiva al final de la espiración) generan una presión piloto que se cierra la válvula de exhalación 301 durante la inspiración y la abre en contra de una presión piloto de PEEP controlada por software durante la exhalación. Una lumbrera de barrido 316 se puede usar para reciclar o recircular el aire comprimido que no se usa por parte del paciente durante la exhalación.
55 60 65

El respirador 100 puede suministrar gas mezclado usando un mezclador 304 de O₂, interno opcional. El suministro de gas mezclado en la rama de inspiración 312 puede controlarse a través de un sensor 305 de FIO₂ (fracción de oxígeno inspirado) externo, acoplado a la interfaz 313 de FIO₂, y se muestra en la interfaz de usuario 306. De manera similar, el nivel de O₂ en la sangre del paciente también puede vigiarse a través de un sensor 313 de oxígeno de pulso externo acoplado a un oxímetro 307 de pulso interno opcional, y se muestra en la interfaz de usuario 306. Cuando se suministra oxígeno a alta presión para a la lumbrera de entrada 308 de O₂, el respirador 100 puede accionar un nebulizador externo 309 para la administración de fármacos en aerosol al paciente mientras, al mismo tiempo, se compensa la administración de gas añadido.

Una o más realizaciones pueden utilizar una unión en estrella ("Y") 325 para acoplar la rama de inspiración 312 y la rama de espiración 326 al tubo principal del respirador al paciente. Unas líneas de sensor 327 de las vías respiratorias y de flujo desde la unión en estrella 325 entran en la caja 100 del respirador a través de los puertos de detección 328. Un colector 329 de transductor (XDCR) convierte los valores de las vías respiratorias y el flujo desde los puertos de detección 328 en señales de detección eléctricas para su uso en el bucle de control del respirador.

En una o más realizaciones, el respirador portátil (100) puede funcionar con alimentación de CC suministrada externamente, recibida a través de conector de potencia 317 externo (por ejemplo, desde un cargador 318A de batería externo, una batería externa 318B, un adaptador de CA/CC 318C, un bus de CC 318D, etc.). Una interfaz de asiento 319 puede permitir que la potencia externa se suministre al respirador sin utilizar un cable de conexión. Por ejemplo, la caja 100 del respirador puede colocarse en el asiento de acoplamiento 200, donde los contactos en los dos dispositivos se acoplan automáticamente para proporcionar una trayectoria de alimentación y/o una trayectoria de datos. Además, una batería extraíble 321 puede estar asentada en el bastidor 320 de la batería extraíble para el uso del respirador como un dispositivo autónomo portátil. El respirador puede estar configurado con una batería de puente (322) interna para proporcionar potencia continua al respirador durante un intercambio de las baterías extraíbles (321). Un cargador de batería 323 puede ser utilizado para cargar la batería extraíble 321 y/o la batería de puente 322 cuando se conecta una fuente de alimentación externa a la caja 100 del respirador. Un cargador de batería (324) externo extraíble puede ser utilizado para cargar baterías adicionales.

En la realización mostrada en la figura 3, el asiento de acoplamiento 200 incluye una interfaz 330 de respirador que se acopla con bloque de interfaz 319 del asiento del respirador 100 para transferir energía y proporcionar conexiones eléctricas con la electrónica de la interfaz interna al asiento 200. Un adaptador de CA/CC 331 interno, opcional, dentro del asiento 200, puede proporcionar una fuente de alimentación de CC al respirador 100 a través de bloques de interfaz 319 y 330, así como a los circuitos dentro del asiento 200 y del monitor 202. El asiento 200 puede tener, adicional o alternativamente, un conector de CC que reciba alimentación de CC desde una fuente externa (por ejemplo, las fuentes 318A-318D).

El asiento 200 se puede utilizar para ampliar las capacidades de la interfaz del respirador para incluir, por ejemplo: una interfaz 332 de alarma a distancia/llamada a una enfermera con un cable de salida de alarma; un módem de acceso remoto 333; un puerto ISP/de depuración 334 (puerto de mantenimiento y servicio); un monitor de ETCO₂ (dióxido de carbono de final de espiración) 336 acoplado a un sensor de ETCO₂ 335 externo; una interfaz 337 de monitorización del paciente que soporta los sistemas de monitorización del paciente (tal como HP Valuelink y SpaceLabs Flexport); una ranura 338 para una tarjeta de memoria extraíble, para soportar una tarjeta de memoria 339 extraíble; y una interfaz/controlador de vigilancia 340. La tarjeta de memoria 339 extraíble se puede utilizar para facilitar el movimiento de la información entre el respirador y un ordenador personal para la revisión de datos y su impresión.

Un monitor 202, acoplado al brazo 201B del asiento 200 es una unidad de visualización opcional capaz de, por ejemplo, mostrar formas de onda, bucles, y datos de tendencias de forma continua.

D. Arquitectura electrónica del respirador

En una o más realizaciones, la arquitectura electrónica del respirador portátil puede dividirse en tres subsistemas principales: un subsistema de núcleo del respirador, un subsistema de interfaz de usuario, y un subsistema de potencia. Cada subsistema puede incluir uno o más microcontroladores de software programable distribuidos a través de los subconjuntos junto con una variedad de circuitos digitales, analógicos y de alimentación. Otras realizaciones pueden dividir la arquitectura electrónica a lo largo de diferentes líneas, o no dividir la arquitectura en absoluto.

La figura 4 ilustra una realización de la arquitectura electrónica del respirador, que tiene un núcleo de respirador (subsistema de VC) 401, una interfaz de usuario (subsistema de UI) 400 y un subsistema de alimentación 402. Cada subsistema se describe con más detalle a continuación.

1. Subsistema de núcleo del respirador

En la realización de la figura 4, el subsistema de VC 401 incluye electrónica para implementar las funciones de suministro de gas del núcleo del respirador portátil. Un programa de software que se ejecuta en el procesador 443 del respirador puede controlar la funcionalidad global del núcleo del respirador mediante microcontroladores de mando y vigilancia, situados dentro de cada subconjunto o módulo funcional. Cada uno de estos microcontroladores

5 puede ejecutar programas de software dedicados a una tarea o tareas concretas del respectivo subconjunto. En otras realizaciones, un único procesador se puede usar para ejecutar las tareas de múltiples subconjuntos. En la realización ilustrada, el subsistema de VC 401 incluye un procesador 443 del respirador en comunicación con los respectivos procesadores dentro del módulo 444 del soplador Roots, el módulo de control 454 de la espiración, el módulo mezclador 461, y el módulo transductor 470. (En una realización alternativa, dos o más de los módulos 444, 454, 461 y 470 pueden ser servidos por un solo procesador de módulos).

10 En el módulo 444 del soplador Roots, el procesador 445 del soplador puede controlar la velocidad del soplador a través de la conmutación de software de un motor de corriente continua sin escobillas (BLDC 453) unido a los impulsores de un soplador Roots. Un inversor 449 se puede utilizar para convertir las señales de conmutación de nivel lógico desde el procesador 445 del soplador en corriente alterna de alta potencia para accionar el motor de BLDC 453. Múltiples sensores magnéticos (por ejemplo, sensores Hall analógicos 452) dentro del motor de BLDC 453 transmiten señales de detección al procesador 445 del soplador para determinar la posición y la velocidad del rotor. Un circuito de ADC (conversión de analógico en digital) puede disponerse interno o externo al procesador del soplador IC con el propósito de muestreo y conversión de las señales de detección, tales como las de los sensores Hall 452, en valores digitales para el procesador 445 del soplador.

20 Unos micrófonos 451 en los puertos de entrada y de salida del soplador Roots pueden ser usados para vigilar el ruido audible del aparato soplador Roots. Las señales del micrófono también se muestrean mediante el circuito de ADC antes de ser procesadas dentro del procesador 445 del respirador. Se pueden usar circuitos amplificadores 447 y 448 para amplificar y filtrar las señales de detección del micrófono y del motor, respectivamente, antes del circuito de ADC. Para reducir el nivel de ruido del sistema, el procesador 445 del soplador puede generar señales "anti-ruido" para cancelar el ruido del soplador. Los canales anti-ruido (por ejemplo, cada uno para el ruido en los puertos de entrada y salida del soplador) se pueden amplificar a través de amplificadores de potencia 446 que, a su vez, activan a un par de altavoces 450 colocados dentro de la red de conductos del soplador.

30 El procesador 445 del soplador puede incluir (en chip o fuera de chip) SRAM de datos, memoria FLASH de programa y EEPROM de calibración. Las memorias FLASH y EEPROM pueden estar en el sistema programable para facilitar las actualizaciones del software de fabricación, de servicios y de campo. El procesador 445 del soplador puede comunicarse con el procesador de control 443 del respirador a través de un puerto serie síncrono de alta velocidad (SSIO 479).

35 El procesador 445 del soplador puede proporcionar un mecanismo para la calibración de la electrónica del módulo soplador 444, y para almacenar los datos de calibración dentro de su EEPROM. El procesador 445 del soplador puede proporcionar la capacidad adicional para controlar la salud de la electrónica del módulo soplador 444 y generar una retro-alimentación de auto-comprobación al procesador 443 del respirador (o un aparato de prueba separado).

40 Dentro del módulo de control de exhalación 454, el procesador de exhalación 455 puede controlar varias válvulas de solenoide que generan y pasan la presión piloto al diafragma de globo de la válvula de exhalación. Los accionadores 456 de la válvula de solenoide traducen las señales de control de nivel lógico, generadas por el procesador de exhalación 455, en corriente CC de alta potencia para accionar la válvula de control de exhalación 459 y las válvulas piloto de PEEP 460. El procesador de exhalación 455 vigila el transductor de presión PEEP 458 para permitir un control de bucle cerrado de las válvulas piloto PEEP 460. Las señales analógicas desde el transductor 458 pueden amplificarse y filtrarse mediante el amplificador 457 antes de ser convertidas de A/D y muestrearse mediante el circuito de ADC para el procesador de exhalación 455.

50 Al igual que con el procesador 445 del soplador, el procesador de exhalación 455 puede incluir (en chip o fuera de chip) SRAM de datos, memoria FLASH de programa y EEPROM de calibración. La memoria FLASH y EEPROM pueden ser programables en el sistema para facilitar las actualizaciones del software de fabricación, de servicio y de campo. El procesador de exhalación 455 puede comunicarse con el procesador de control 443 del respirador a través de un puerto serie síncrono de alta velocidad (SSIO 480).

55 El procesador de exhalación 455 puede proporcionar un mecanismo para la calibración de la electrónica del módulo de control de exhalación 454, y para almacenar los datos de calibración dentro de su EEPROM. El procesador de exhalación 455 puede proporcionar la capacidad adicional para controlar la salud de la electrónica del módulo de control de exhalación 444 y generar una retro-alimentación de auto-comprobación al procesador 443 del respirador (o un aparato de prueba separado).

60 Dentro del módulo mezclador 461, el procesador 462 del mezclador controla el flujo de oxígeno en el sistema, controla la función de accionamiento del nebulizador opcional, y vigila el sensor de FIO₂ externo a través de la interfaz 469 del sensor de FIO₂. Los accionadores 463 de la válvula de solenoide traducen las señales de control de nivel lógico, generadas por el procesador mezclador 462, en corriente continua de alta potencia para accionar las válvulas 468 del mezclador y de la válvula 467 del nebulizador. El procesador 462 del mezclador vigila el transductor de presión de oxígeno 465 para activar el control de bucle cerrado de las válvulas 468 del mezclador. Las señales analógicas desde el transductor 465 y la interfaz 469 pueden amplificarse y filtrarse mediante el amplificador 464 y

466, respectivamente, antes de convertirse de A/D y muestrearse mediante el circuito de ADC para el procesador 462 del mezclador.

5 Al igual que con los procesadores del soplador y de exhalación, el procesador 462 del mezclador puede incluir (en chip o fuera de chip) SRAM de datos, memoria FLASH de programa y EEPROM de calibración. La memoria FLASH y EEPROM pueden ser programables en el sistema para facilitar las actualizaciones del software de fabricación, de servicios y de campo. El procesador 462 del mezclador puede comunicarse con el procesador de control 443 del respirador a través de un puerto serie síncrono de alta velocidad (SSIO 481).

10 El procesador 462 del mezclador puede proporcionar un mecanismo para la calibración de la electrónica del módulo mezclador 461, y para almacenar los datos de calibración dentro de su EEPROM. El procesador 462 del mezclador puede proporcionar la capacidad adicional para controlar la salud de la electrónica del módulo mezclador 461 y generar una retro-alimentación de auto-comprobación al procesador 443 del respirador (o un aparato de prueba separado).

15 Dentro del módulo transductor 470, el procesador de presión 471 mide las presiones críticas del sistema y gestiona funciones de auto-cero periódicas y de purga de la línea de detección. Los accionadores 472 de válvula de solenoide traducen las señales de control de nivel lógico generadas por el procesador de presión 471 en corriente CC de alta potencia para accionar las válvulas de auto-cero 473 y las válvulas de purga 474. El procesador de presión 471 vigila el transductor de presión 477 del sensor de flujo y los transductores 478 de las vías respiratorias y de presión del soplador.

20 Unos amplificadores 476 amplifican y filtran las salidas de las señales detectadas de los transductores 477 y 478 antes de que esas señales de detección sean muestreadas y procesadas por el procesador de presión 471. En una realización, dos amplificadores paralelos pueden estar dedicados al transductor de presión 477 del sensor de flujo. Un amplificador puede proporcionar un canal de disparo de flujo de desplazamiento compensado de intervalo estrecho y alta ganancia. La compensación del desplazamiento se proporciona usando un circuito 475 de DAC (convertidor de digital en analógico) controlado por software. Un segundo canal puede proporcionar un amplificador de ganancia inferior para cubrir el intervalo dinámico completo bidireccional del flujo dentro y fuera del paciente. Los amplificadores 476 también proporcionan presión manométrica de las vías respiratorias amplificada y señales de presión diferencial del soplador.

25 Al igual que con los otros procesadores de módulo, el procesador de presión 471 puede incluir (en chip o fuera de chip) SRAM de datos, memoria FLASH de programa, y EEPROM de calibración. La memoria FLASH y EEPROM pueden ser programables en el sistema para facilitar las actualizaciones del software de fabricación, de servicios y de campo. El procesador de presión 471 puede comunicarse con el procesador de control 443 del respirador a través de un puerto serie síncrono de alta velocidad (SSIO 482).

30 El procesador de presión 471 puede proporcionar un mecanismo para la calibración de la electrónica del módulo transductor 470, y para almacenar los datos de calibración dentro de su EEPROM. El procesador de presión 471 puede proporcionar la capacidad adicional de vigilar la salud de la electrónica del módulo transductor 470 y generar una retro-alimentación de auto-comprobación al procesador 443 del respirador (o un aparato de prueba separado).

2. Subsistema de interfaz de usuario

35 El subsistema de interfaz de usuario (UI) 400 incluye la electrónica para crear la interfaz para el usuario del dispositivo y los periféricos externos. En una o más realizaciones, el subsistema de UI 400 puede proporcionar al usuario información, tal como información audible y visual en relación con el estado del paciente, el estado de la máquina, condiciones de alarma, y ajustes de control. El subsistema de UI 400 vigila las entradas del usuario (por ejemplo, pomo y botones) y comunica los ajustes al procesador 443 del respirador del subsistema de núcleo 401 del respirador a través de un canal serie (por ejemplo, UART 438). Además, en una o más realizaciones, el subsistema de UI 400 vigila y controla el subsistema de potencia 402, mantiene los ajustes de configuración y control de dispositivos en la memoria no volátil, actúa como un grabador de eventos y acciones de los usuarios, y se comunica con cualesquiera dispositivos accesorios (por ejemplo, asiento de acoplamiento 200, oxímetro de pulso interno 307, etc.).

40 Dentro del subsistema de interfaz de usuario 400, el procesador de interfaz de usuario 403 ejecuta un programa de software que controla la funcionalidad global de la interfaz de usuario. La memoria FLASH de programa asociada con el procesador de interfaz de usuario 403 puede ser programable en el sistema para facilitar las actualizaciones de software de fabricación, de servicios y de campo. En una o más realizaciones, ciertas tareas, tales como el refresco de pantallas y el escaneado de teclas, puede delegarse en un microcontrolador programable y/o controladores de hardware específicos situados en subconjuntos de interfaz de usuario. La funcionalidad de los posibles subconjuntos de interfaz de usuario se describe a continuación.

45 La interfaz de usuario del respirador puede implementarse con una variedad de mecanismos de visualización y de entrada/salida. Por ejemplo, una realización de interfaz de usuario (con la etiqueta de interfaz de usuario de extremo alto 404) utiliza un panel de gráficos 429 de LCD (pantalla de cristal líquido: por ejemplo, TFT o VGA) de color y un

recubrimiento de pantalla táctil analógica 431 para proporcionar una interfaz de usuario flexible con alto contenido de información. La interfaz 404 está acoplada al procesador de UI 403 a través del bus 435. El controlador de LCD 432 puede realizar la tarea que lleva mucho tiempo de refrescar la LCD 429 desde una memoria intermedia RAM de imágenes (en chip o fuera de chip) a través de una interfaz 428 de LVDS (señal diferencial de baja tensión) de alta velocidad. El software de UI puede restringir las actualizaciones de la memoria intermedia de imágenes para períodos de tiempo durante los cuales el contenido de la pantalla cambia en realidad.

El inversor de luz de fondo 430 activa de la luz de fondo de la LCD. El brillo de la pantalla puede controlarse mediante el software de UI usando el DAC de luz de fondo 433. El ADC/controlador 434 de la pantalla táctil realiza análisis del recubrimiento 431 de la pantalla táctil, y proporciona el software de interfaz de usuario con una interrupción y datos durante los períodos de actividad táctil.

Otra realización de la interfaz de usuario puede, alternativa o adicionalmente, utilizar una interfaz de usuario de gama baja 408 que incluya, por ejemplo, una combinación de LEDs de matriz de puntos, de siete segmentos y/o discretos (representada como matriz de LED 414) y una matriz 415 de teclas de membrana. La matriz de LED 414 es impulsada por accionadores 416 de fuente de LED y los accionadores 417 de colector de LED. El procesador IO (entrada/salida) 410 puede realizar la tarea de actualizar la matriz de LED 414 a partir de una memoria intermedia de imagen RAM. El software de interfaz de usuario puede actualizar la memoria intermedia de imagen cuando cambia su contenido. El procesador de IO 410 también realiza la tarea de escanear de la matriz de teclas 415 y proporcionar el software de interfaz de usuario con una interrupción y datos durante los períodos de actividad de tecla.

Ambas opciones de interfaz de usuario (interfaz de alta gama 404 y la interfaz de gama baja 408) pueden utilizar una interfaz común 409 que incluya un mando (por ejemplo, un interruptor giratorio) 418, una o más teclas físicas 419 para funciones exclusivas, LEDs de estado 420 y un altavoz de alarma de software audible 421. El procesador de IO 410 puede realizar un seguimiento de mando 418 y teclas físicas 419, y proporcionar el software de interfaz de usuario con una interrupción y datos durante los períodos de mando y/o actividad de tecla física. El procesador IO 410 también puede sintetizar también las alarmas de software y LEDs de estado de control 420 basándose en los comandos del software de interfaz de usuario.

Un módulo de oxímetro de pulso interno opcional 426, cuyo sensor externo se coloca en el dedo del paciente, proporciona datos de vigilancia tales como la frecuencia del pulso y el nivel de saturación de oxígeno al procesador de interfaz de usuario 403. El procesador de interfaz de usuario se comunica con el módulo 426 a través de una interfaz en serie, tal como UART 437.

La interfaz de asiento 423 incluye un conector 424, para acoplarse eléctricamente a un conector conjugado en el asiento de acoplamiento, y un transceptor (por ejemplo, ISO XCVR 425) para permitir la comunicación (por ejemplo, a través de una interfaz de UART en serie 438) entre el respirador y la electrónica del asiento de acoplamiento a velocidades de datos moderadas. La alimentación de CC también se puede transferir a través de esta interfaz (véase la línea de potencia de asiento 441 desde el conector 424 al módulo de potencia 483) desde el asiento de acoplamiento al respirador. El respirador también puede proporcionar una alarma remota/señal de llamada de enfermera a través de interfaz de asiento 423 al mundo exterior.

Un circuito de memoria no volátil (por ejemplo, NAND FLASH 427) puede ser incluido en el subsistema de interfaz de usuario 400 para el registro a largo plazo de los acontecimientos del respirador y cambios de ajustes de control (como una grabadora de "caja negra"). El procesador de interfaz de usuario 403 puede escribir directamente en la memoria no volátil 427 a través de un bus paralelo (436), por ejemplo.

El procesador de IO 410 también puede actuar como supervisor de subsistema de alimentación 402. Por ejemplo, el procesador de IO 410 puede controlar todas las entradas de potencia y salidas de suministro de potencia, gestionar la selección de la fuente de alimentación de entrada activa (a través de la matriz 489 de interruptores de fuente de alimentación), y controlar los dos cargadores de baterías internas (485 y 487). Además, el procesador de IO 410 puede vigilar el estado de las teclas físicas de "ENCENDIDO/APAGADO" y "SILENCIO DE ALARMA/REINICIO" y accionar los LEDs de "ENCENDIDO/APAGADO", "VENT INOP", "SILENCIO DE ALARMA", "ALIMENTACIÓN EXTERNA", "ESTADO DE LA BATERÍA", y "ESTADO DE CARGA" en la interfaz común 409.

El procesador de IO 410 puede actuar como el organismo protector del dispositivo. Por ejemplo, en una realización, cada subconjunto debe informar periódicamente de la buena salud en retorno al procesador de IO 410. A su vez, el procesador de IO 410 debe informar periódicamente de la buena salud al accionador de alarma 412 del sistema de alarma 407. Si el controlador de alarma 412 no puede recibir actualizaciones de buena salud, entonces la alarma de hardware audible (INOP) 413 y las salidas de alarma remota/llamada a la enfermera (411) se activan. El accionador de alarma 412 también puede desencadenar el reinicio del aparato para intentar reiniciar la función de soporte de vida.

3. Subsistema de energía

El respirador puede ser alimentado desde una fuente externa de corriente continua (por ejemplo, fuente de alimentación externa 492 o interfaz de asiento 423) a través del conector 490, o una fuente interna (por ejemplo, la

batería extraíble 491 o la batería de puente 486). La batería de puente 486 puede estar dimensionada para proporcionar un funcionamiento sin interrupción del respirador, mientras que la batería extraíble 491 se intercambia desde el conector 488. Dos cargadores internos independientes (485 y 487) se pueden incluir con propósitos de mantener la carga de la batería extraíble 491 y la batería de puente 486. La fuente de alimentación 484 puede incluir varios suministros de potencia de conmutación y/o lineales para proporcionar los voltajes de CC utilizados en todo el sistema de respirador.

E. Arquitectura electrónica de la cuna de acoplamiento

La figura 5 es un diagrama de bloques de la arquitectura eléctrica para una realización del asiento de acoplamiento 200. Como se muestra, el asiento de acoplamiento está dividido en un módulo básico 500 y un módulo con todas las funciones 501. El módulo básico 500 proporciona indicadores de potencia y de estado básicos, así como una salida de cable de alarma. El módulo con todas las funciones 501 proporciona potencia adicional de procesamiento, así como otras interfaces de conexión, capacidad de supervisión y apoyo para un monitor de pantalla adicional. La división de funciones se muestra para destacar la gama de capacidades que pueden, pero no tienen necesidad de ser, implementadas dentro del asiento de acoplamiento. Las características ilustradas no pretenden ser exhaustivas, ni representan características requeridas. Diferentes realizaciones del asiento de acoplamiento pueden incluir diferentes combinaciones y diferentes números de características sin apartarse del alcance de la invención.

En la realización ilustrada, el módulo básico 500 incluye conector de interfaz de asiento 503, que se acopla eléctricamente con el conector 424 de interfaz de asiento del respirador. La alimentación de CC se suministra al respirador a través del adaptador de CA/CC 507, que puede recibir alimentación de CA desde una fuente externa (por ejemplo, de un cable enchufado a una toma de corriente de pared). El adaptador de CA/CC 507 también puede proporcionar alimentación de CC al módulo 501 con todas las funciones 501 a través del bloque 506 de monitor de potencia y de controlador. Las salidas de alarma remota/llamada a la enfermera desde el respirador (véase el bloque 411, figura 4) se ponen a disposición para la fijación de un cable de alarma externa (por ejemplo, para conectar a un enchufe de pared o dispositivo en una habitación de hospital) a través de la interfaz 508 de alarma remota/llamada a la enfermera. Si el módulo 501 con todas las funciones está presente, entonces un circuito de (XCVR) transceptor puede ser implementado para facilitar la comunicación con el respirador sobre el conector 503 de interfaz de asiento. El circuito transceptor 504 puede comunicarse con el procesador 509 del asiento a través de una interfaz en serie, tal como una interfaz de UART 526. LEDs de estado 505 accionados por hardware en el módulo básico 500 proporcionan el estado básico del dispositivo, tal como la presencia activa y/o la salud de adaptador AC/DC 507 y de la conexión con el respirador.

El módulo 501 con todas las funciones puede ser implementado para ampliar aún más las capacidades de la interfaz del asiento de acoplamiento para incluir, por ejemplo, las siguientes opciones: soporte para un monitor adicional (502) de pantalla, expansión de memoria mediante la adición de una o más tarjetas de memoria 575 (por ejemplo, tarjetas de memoria compact flash) en la(s) ranura(s) para tarjetas de memoria 514, una interfaz adicional 516 de vigilancia de pacientes, un monitor ETCO₂ interno 518 (acoplado a un sensor de ETCO₂ externo 579), y un módem 520 (por ejemplo, para el acceso a distancia a través del teléfono).

Un programa de software ejecutado por el procesador de asiento 509 controla las características opcionales del módulo 501 con todas las funciones. El procesador de asiento 509 puede incluir (ya sea en chip o fuera de chip) memoria SRAM de datos, memoria FLASH de programa y SRAM con batería de respaldo. La memoria flash puede ser programable en el sistema, a través de ISP/interfaz de depuración (puerto de servicio) 517, para facilitar las actualizaciones de fabricación, servicios y software de campo.

En el módulo 501 con todas las funciones, la fuente de alimentación 521 puede ser proporcionada para realizar la conversión CC-CC para generar todas las tensiones de alimentación que necesitan los circuitos del módulo con todas las funciones. Los LEDs de estado 522 accionados por software se pueden incluir para mostrar el estado de encendido/apagado y la salud de la electrónica del módulo.

Para proporcionar soporte a un monitor de pantalla adicional 502, un módulo 501 con todas las funciones puede estar equipado con el controlador del monitor 510. El controlador del monitor 510 incluye un controlador de LCD 511 (suponiendo que el monitor es un monitor de LCD), un DAC 512 de contraluz y un ADC 513 de pantalla táctil. El controlador de LCD 511 suministra datos y señales de control al panel de LCD 523 a través de un bus de LCD 528 y un bus de control (CTL) 529, respectivamente; el DAC de contraluz acciona el circuito inversor 524 de contraluz; y el ADC 513 de pantalla táctil controla el panel 525 de la pantalla táctil, así como la recepción de datos de la pantalla táctil, a través del bus TS 530. En otras realizaciones, pueden ser incorporadas características adicionales o diferentes dentro del módulo 501 con todas las funciones.

F. Arquitectura de software general para el sistema de respirador

En una o más realizaciones, el respirador y el asiento de acoplamiento contienen software integrado (y/o firmware) que controlan el hardware correspondiente y determinan las características de funcionamiento del sistema. Este software puede dividirse entre varios procesadores distribuidos en todo el sistema en varios subconjuntos. La figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra el contexto de la arquitectura de software general de un sistema de respirador, de acuerdo con una o más realizaciones de la invención.

En la figura 6, el software para el sistema de respirador se distribuye entre los siguientes procesadores: procesador de interfaz de usuario 403, procesador de IO 410, procesador de ventilación 443, procesador del mezclador 462, procesador de exhalación 455, procesador de presión 471, procesador de soplador 445, y procesador asiento 509. Varias funciones del software ejecutadas por los procesadores respectivos se describen a continuación. Las funciones descritas se presentan sólo a efectos ilustrativos, y no deben considerarse como una representación exhaustiva, ni como funciones requeridas para todas las realizaciones. Para facilitar la explicación, el software que se ejecuta en cada procesador se denominará con referencia al nombre del procesador (es decir, el software que se ejecuta en el procesador de interfaz de usuario se identifica como el software de interfaz de usuario, el software que se ejecuta en el procesador del mezclador se identifica como el software mezclador, etc.).

El software de interfaz de usuario (que se ejecuta en procesador de interfaz de usuario 403) puede estar configurado para comunicarse con el procesador de IO 410 y el procesador de asiento 509, así como para enviar datos de control de ventilación (por ejemplo, configuraciones y límites de alarma) al procesador de ventilación 443. El software de interfaz de usuario puede almacenar el código de la aplicación recibido desde el procesador asiento 509 en la memoria FLASH 427, y el código de aplicación de actualización para el procesador de IO 410, el procesador de ventilación 443, el procesador del mezclador 462, el procesador de exhalación 455, el procesador de presión 471 y el procesador del soplador 445. El software de interfaz de usuario puede también almacenar datos de tendencia, configuraciones de ventilación y los datos de configuración de usuario en la RAM no volátil (NVR) 601, y puede registrar todos los eventos, tales como cambios de control, alarmas y fallos, en la parte de "caja negra" de la memoria FLASH 427. El software de interfaz de usuario acciona la interfaz de usuario de LCD (LCD 429, panel táctil 431 y la contraluz 433), por ejemplo, para visualizar los datos de alarma y/o datos vigilados recibidos desde el procesador de ventilación 443.

El software de IO (que se ejecuta en el procesador de IO 410) puede estar configurado para comunicarse con el procesador 403 de interfaz de usuario para proporcionar un controlador inteligente para los circuitos y dispositivos periféricos conectados. Por ejemplo, el software de IO puede proporcionar accionadores de bajo nivel para los LEDs de estado 420, botones comunes (o teclas) 419, el mando 418 y el altavoz 421. Además, el software de IO puede estar configurado para actualizar la matriz de LED 414, escanear la matriz de teclas 415, y controlar la matriz de interruptor de alimentación 489 y el(los) cargador(es) de la batería 603 (485, 487).

El software de ventilación (que se ejecuta en el procesador de ventilación 443) puede estar configurado para controlar las funciones principales, tales como la generación de respiraciones, la implementación de servo de presión, y la formación de secuencia de maniobras (por ejemplo, la activación del nebulizador, mantenimiento de I (mantenimiento de inhalación), mantenimiento de E (mantenimiento de exhalación), etc.). El software de ventilación también puede estar configurado para calcular parámetros vigilados, comparar los valores vigilados a los límites de alarma, y programar funciones auto-cero para el procesador de presión 471.

El software del mezclador (que se ejecuta en procesador de mezclador 462) puede estar configurado para controlar la válvula 467 del nebulizador y aplicar el servo de mezcla para controlar las válvulas de mezcla 468. El software del mezclador también puede vigilar y calibrar el transductor de O₂ 465, gestionar la calibración del sensor de FIO₂ 469 y pasar los datos de FIO₂ al procesador de ventilación 443.

El software de exhalación (que se ejecuta en el procesador de exhalación 455) puede estar configurado para aplicar el servo de PEEP para el control de la válvula de entrada de PEEP 604 y la válvula de salida de PEEP 605 basándose en la entrada del transductor de presión piloto 458. El software de exhalación también puede controlar la válvula de exhalación 459 y gestionar la calibración del transductor de presión piloto y el servo de PEEP.

El software de presión (que se ejecuta en el procesador de presión 471) puede estar configurado para proporcionar lecturas de la presión de activación calibrada y lecturas de presión del sensor de flujo desde el transductor de flujo 477, lecturas de presión diferencial de soplador calibrada desde el transductor de soplador 607 y lecturas de la presión de la vía aérea calibrada desde el transductor de la vía aérea 606 al procesador de ventilación 443. El software de presión también puede implementar funciones de auto-cero y de purga con válvulas de auto-cero 473 y válvulas de purga 474.

El software del soplador (que se ejecuta en el procesador del soplador 445) puede estar configurado para aplicar el servomecanismo de velocidad y conmutar el motor del respirador 453. Para facilitar la aplicación del servomecanismo de velocidad y la conmutación de motor 453, el software del soplador también puede calibrar los sensores de posición del motor (por ejemplo, sensores Hall 452) y calcular la posición y la velocidad del rotor a partir de de las salidas de los sensores 452 de posición del motor. El software del soplador también puede aplicar el frenado activo del motor 453 y la cancelación de sonido activo (por ejemplo, utilizando entradas de los micrófonos 451 y generando salidas anti-ruido a través de los altavoces 450).

El software de asiento (que se ejecuta en el procesador de asiento 509) puede estar configurado para comunicarse con el procesador de interfaz de usuario 403, y para mostrar los datos de ventilación (por ejemplo, ondas, bucles, datos, resumen y tendencias) en la pantalla de LCD 523. El software de asiento también se puede configurar para

almacenar los datos de tendencias e imprimir imágenes en la tarjeta de memoria 575. El software de asiento puede recopilar datos ETCO₂ desde el monitor de ETCO₂ 518 y transmitir esos datos al respirador a través del procesador 403 de interfaz de usuario. Además, los datos y las alarmas del paciente pueden ser enviados a otros sistemas de monitor del paciente (por ejemplo, a través del puerto 516).

5 II. Neumática del respirador en una realización

La neumática del respirador comprende varios subconjuntos electromecánicos en una o más realizaciones de la invención. La funcionalidad de ventilación es proporcionada por el control por ordenador de las funciones neumáticas de esos subconjuntos electromecánicos. La figura 7 es un diagrama neumático de una realización del respirador.

15 En el sistema de la figura 7, el aire de la habitación es aspirado a través del filtro de entrada 700, después de lo cual el aire se desplaza a través de una combinación de cámara 701 de acumulador/silenciador donde el aire puede mezclarse con el oxígeno. La cámara 701 también sirve para absorber el ruido producido en el lado de entrada del soplador Roots 702. El soplador de ventilación, accionado por ejemplo por un motor de corriente continua sin escobillas, es una máquina rotativa de desplazamiento positivo que añade energía a la mezcla de gases y suministra gas al paciente en el flujo y la presión deseados.

20 En una realización, el soplador Roots 702 se puede caracterizar de acuerdo con la velocidad, flujo, presión diferencial y los datos de flujo asociados almacenados en la memoria electrónica para uso por el procesador de respirador 443, alternativamente para la aceleración y desaceleración del soplador para efectuar la inspiración y permitir la espiración. Sensores de posición analógicos (por ejemplo, sensores Hall) miden la posición del rotor dentro del motor, desde la que el procesador del soplador 445 puede calcular la velocidad de rotación del soplador Roots 702. El transductor de presión diferencial 703 mide la presión a través del soplador. El procesador de respirador 443, que trabaja juntamente con el procesador de soplador 445, puede ajustar la velocidad del respirador a lo largo de la fase inspiratoria para obtener el flujo, el volumen y la presión deseados. Las válvulas de solenoide 704 y 705 proporcionan capacidad de auto-cero para el transductor de presión diferencial 703.

30 Una cámara silenciadora 706 en el lado de salida del gas del soplador Roots 702 reduce el ruido del soplador. El gas se desplaza entonces a través de la válvula de polarización 707, configurada, por ejemplo, en o aproximadamente de 5 cm de H₂O.

35 El transductor 708 de flujo del paciente, un transductor de presión diferencial del tipo de orificio fijo, mide el flujo hacia y desde el paciente. Una válvula de alivio de sobrepresión 709 y la válvula de alivio sub-ambiente 710 son internas y proporcionan seguridad frente a fallos mecánicos para garantizar la seguridad del paciente en caso de mal funcionamiento del respirador principal. Una bobina de bloqueo MIP/NIF 711 está incluida en la válvula de alivio sub-ambiente 710 para evitar la apertura de la válvula durante los procedimientos de presión inspiratoria máxima (MIP).

40 Un módulo de transductor de presión 712 proporciona las capacidades de medición de presión básica del sistema. Por ejemplo, tres transductores de presión piezo-resistivos forman un transductor 713 de presión diferencial del sensor de flujo para medir la presión diferencial a través del transductor de flujo del paciente 708 y un transductor 714 de presión de calibre de la vía aérea para medir la presión en la vía respiratoria del paciente. Las válvulas de solenoide 715 y 716 proporcionan la capacidad de auto-cero para el transductor de presión diferencial 713 del sensor de flujo, mientras que las válvulas 717 y 718 envían periódicamente gas seco desde la salida del soplador a través de las tuberías de detección del transductor de flujo del paciente como parte de un ciclo de purga.

50 El módulo de control de exhalación 719 permite que el paciente exhale de acuerdo con la PEEP deseada. Durante la inspiración, el solenoide de control de exhalación 720 alimenta la presión de gas desde la salida del soplador al diafragma de globo de la válvula de espiración 721, que cierra la válvula de exhalación. Durante la exhalación, la presión piloto desde el acumulador de presión piloto 722 se alimenta al globo, que establece el nivel de PEEP. La presión piloto en el acumulador 722 se controla a través de la modulación de ancho de impulso (PWM) de la válvula de solenoide piloto 723 y la válvula de solenoide del piloto de salida 724, mediante realimentación desde el transductor de presión piloto 725.

55 El mezclado de oxígeno y el accionamiento del nebulizador se controlan en el módulo mezclador 726. El gas presurizado es recibido de una fuente externa 726, filtrado, y alimentado a la cámara 701 bajo el control de PWM de las válvulas de solenoide 727, 728, 729 y 730 que tienen orificios asociados. Cada orificio de la válvula de solenoide puede caracterizarse durante el montaje inicial, y los datos de flujo asociados se pueden almacenar en la memoria electrónica en una PCB dentro del módulo 726. El transductor de presión de O₂ 731 mide la presión de entrada de la válvula. Usando la presión de entrada, las caracterizaciones de orificios almacenadas, y la PWM, el controlador del mezclador puede suministrar el intervalo de flujos de oxígeno deseado. El nebulizador acciona la válvula de solenoide 732 y su orificio asociado puede suministrar el contenido, tal como la medicación en forma de aerosol, al puerto de accionamiento de las válvulas 727-730 durante la fase inspiratoria. La cantidad de contenido puede ser, por ejemplo, en o alrededor de 6 lpm de flujo de oxígeno. El software del sistema puede ajustar el suministro de oxígeno y el volumen para compensar el flujo de nebulizador añadido.

Como se describió previamente, la velocidad variable del soplador Roots 702 se acelera y se desacelera de forma alternativa por el procesador de respirador 443 según sea necesario para efectuar la inspiración y la espiración. En una realización alternativa, soplador Roots 702 se mantiene por el procesador de respirador 443 a una velocidad relativamente constante, generando un flujo relativamente constante de gas a un caudal y presión adecuados para la ventilación de los pulmones de un paciente. Una válvula de control de flujo aguas abajo se utiliza para controlar el flujo de gas al paciente, abriendo para efectuar la inspiración y cerrando para permitir la exhalación. En esta realización alternativa, no es necesario medir la única salida de presión y flujo de cada soplador Roots 702 durante la producción y no hay datos de caracterización del respirador individualizados que necesiten ser almacenados para su uso por el procesador 443 del respirador.

III. Realización del servo control de exhalación

Una o más realizaciones de la invención implementan un servo control de exhalación para generar una presión PEEP real desde un valor de presión PEEP deseado. El valor de la presión PEEP deseado es un valor digital representativo de una presión PEEP. La presión PEEP real es una fuerza controlada por unidad de superficie generada a partir de la presión del soplador del soplador Roots 702. El servo de exhalación comprende un aparato electromecánico para lograr esta conversión desde el dominio digital al dominio neumático.

La figura 8 es un diagrama de bloques que muestra un bucle de servo de exhalación, de acuerdo con una realización de la invención. El servo control de la exhalación de la figura 8 incluye un bloque de control de software 800, un conjunto mecánico 801 y un montaje eléctrico 802. En funcionamiento, el bloque de control de software 800 recibe el valor deseado digital de PEEP 804 (por ejemplo, desde el procesador del respirador 443) y un valor digital de la corriente de la presión piloto aproximada actual 808, y genera una orden o comando de carga 805 para aumentar la presión de salida del bucle de servo y una orden de descarga 806 para la reducción de la presión de salida. Las órdenes 805 y 806 están en forma eléctrica (por ejemplo, digital).

El conjunto mecánico 801 recibe las órdenes de carga y de descarga (805, 806) procedentes del control de software 800, así como una presión del soplador físico 803, en forma neumática. El conjunto mecánico 801 aplica la presión del soplador 803 de acuerdo con las órdenes de carga y descarga para generar un valor de realimentación 807 de la presión piloto y el valor real de la PEEP 809, ambos en forma neumática. El conjunto electrónico 802 transforma la presión piloto 807 en una señal de presión piloto aproximada 808, en forma digital para su procesamiento por el control de software 800.

La figura 9A es un diagrama de bloques de conjunto mecánico 801, de acuerdo con una realización de la invención. En el conjunto mecánico 801, la orden de carga 805 se aplica a la válvula de carga 723 para controlar la cantidad de presión de soplador 803 que se libera en la cámara piloto 722. La orden de descarga 806 se aplica a la válvula de descarga 724 para controlar la liberación de la presión de la cámara piloto 722. En una realización, la orden de carga 805 y la orden de descarga 806 se implementan como señales de PWM. La cámara piloto 722 acumula los efectos de la presión de apertura y cierre de las válvulas 723 y 724. La presión acumulada se emite como la presión de piloto 807. La cámara 900 puede incorporar el diafragma de balón de la válvula de control de la exhalación, que impone la presión PEEP real 809.

La figura 9B es un diagrama de bloques de una realización del conjunto electrónico 802. La presión piloto 807 se convierte en una señal 901 de detección de la presión piloto por el transductor de presión 714. Un preamplificador 902 amplifica la señal 901 de detección de presión piloto y el filtro de paso bajo 903 eliminan cualquier ruido y armónicos superiores en la señal amplificada. La señal de detección amplificada y filtrada es muestreada por el circuito de muestreo y retención 904 y a continuación convertida en el valor aproximado 808 de la presión piloto digital en el bloque de ADC 905.

La figura 9C es un diagrama de bloques de una realización del bloque de control de software 800. En el bloque 906, el valor de PEEP deseado 804 se aplica a una función para generar valor de presión piloto deseado 907. La función implementada dentro del bloque 906 puede ser una simple tabla de consulta basada en los valores conocidos (es decir, calibrados) de la presión piloto para un valor dado de PEEP. Alternativamente, esta función puede ser un modelo matemático que se aproxime a la inversa de la relación entre una entrada de presión piloto en la cámara 900 y el valor de PEEP que resulta.

El filtro de paso bajo digital 908 recibe la señal de presión piloto aproximada 808 y limita la banda de esa señal para mantener una respuesta de servo bucle deseada. El bloque 909 implementa una función matemática que se aproxima a la inversa de las características del transductor en el bloque 714. Cualquier variación en los valores de presión piloto, debida al comportamiento del transductor, puede ser corregida por el bloque 909.

El modelo matemático para el bloque 909 puede ser creado por la calibración del transductor durante la producción y el almacenamiento de los valores de presión piloto aproximado y real. Una ecuación matemática puede entonces ser construida para invertir aproximadamente los efectos del transductor mediante la determinación de los coeficientes para la ecuación mediante la aplicación de ajuste de la curva de mínimos cuadrados o técnicas similares en los datos de calibración.

En el bloque 911, la presión piloto deseada 907 y la presión piloto real 910 se comparan para determinar un valor de error, y que el valor de error se aplica a un algoritmo de control (por ejemplo, un algoritmo de PI o de PID) para generar la orden de carga 805 y la orden de descarga 806. En una realización, los estados binarios de las órdenes de carga y descarga se determinan a intervalos periódicos. Si la presión piloto medida supera la presión piloto deseada en una cantidad umbral, entonces se da la orden de descarga durante ese intervalo, mientras que, si la presión piloto medida cae por debajo de la presión piloto deseada en más de una cantidad umbral, la orden de carga se da durante ese intervalo. Cuando la presión piloto medida se encuentra dentro del intervalo del umbral de la presión piloto deseada, no se da ninguna orden (se mantiene el status quo para el intervalo actual).

IV. Realización del conjunto del soplador Roots

La presente invención implica el control de velocidad de precisión de un motor eléctrico que puede ser usado para accionar un compresor en un respirador mecánico. Los respiradores mecánicos pueden tener varios modos de operación, por ejemplo, control de presión y control de volumen. Un hilo común entre la mayoría de los respiradores mecánicos es que el modo de funcionamiento deseado se consigue controlando el caudal de gas producido por el compresor de gas. Un ejemplo de un sistema de control de compresor adecuado para un conjunto de soplador se describe adicionalmente en la Solicitud de Patente U.S. n.º de serie 10/847.693, presentada el 18 de mayo de 2004, las cuyas memoria y figuras se incorporan aquí como referencia.

En una realización, el motor del compresor es un motor sin escobillas de CC (BLDC) que acciona un soplador Roots utilizado como un compresor en un respirador mecánico portátil. El caudal y la presión proporcionados por el compresor son controlados por la velocidad del motor de BLDC. A diferencia de los sistemas de la técnica anterior, en los que se utilizan sensores de efecto digital de Hall para proporcionar muestras discretas de la posición del rotor y transductores de velocidad separados se utilizan para proporcionar realimentación de velocidad del motor BLDC, realizaciones de la presente invención pueden emplear sensores analógicos (por ejemplo, sensores de efecto Hall analógico, sensores anisotrópicos magneto-resistivos (AMR), etc.) para proporcionar la posición del rotor continua y la realimentación de velocidad para el control en bucle cerrado.

La figura 10 es un diagrama de bloques de un sistema de motor/compresor de acuerdo con una realización de la presente invención. En esta ilustración, el sistema motor/compresor comprende un soplador Roots 1002 acoplado a motor BLDC 1004. Un gas (es decir, aire) entra en el soplador Roots 1002 por la entrada 1008. El aire de entrada 1008 es comprimido por el soplador Roots 1002, y luego se pasa al paciente y/u otras secciones del respirador mecánico través de la salida 1010. Están dispuestas trayectorias de comunicación de fluido desde la entrada del soplador Roots 1002 a la válvula de solenoide 1012, y desde la salida del soplador Roots 1002 a la válvula de solenoide 1014. La presión del aire ambiente también se canaliza a las válvulas de solenoide 1012 y 1014 por las entradas ambientales 1016 y 1018, respectivamente.

Los canales de comunicación del fluido de salida de las válvulas de solenoide 1012 y 1014 se proporcionan al transductor de presión diferencial del soplador 1040 para convertir la diferencia de presiones entre los dos canales en una señal eléctrica representativa de dicha diferencia de presiones. Durante el funcionamiento normal, el transductor 1040 mide la diferencia entre la presión de salida y la presión de entrada del soplador Roots 1002. Mediante el control de las válvulas de solenoide 1012 y 1014, el transductor 1040 puede también medir la diferencia de presiones entre las dos entradas de presión ambiental durante una fase de "auto-cero" del transductor 1040. El procesador 1020 proporciona el control de válvulas de solenoide 1012 y 1014, con los impulsores de solenoide 1032 que transforman las señales digitales de control procedentes del procesador 1020 en señales de corriente continua de potencia capaces de impulsar las válvulas de solenoide.

Un transductor de presión absoluta 1022 y un transductor de temperatura 1024 generan señales eléctricas que representan el nivel de presión absoluta y la temperatura. Cada uno de los transductores 1022, 1024 y 1040 están acoplados al bloque de interfaz 1026 del transductor (XDCR), que puede proporcionar la amplificación de la señal y el filtrado de las señales analógicas que se proporcionan a continuación al circuito convertidor A/D (analógico a digital) 1038. El convertidor A/D 1038 transforma las señales analógicas en valores digitales que pueden ser procesadas por el procesador 1020.

Además del circuito convertidor A/D 1038, el procesador 1020 también tiene los siguientes circuitos asociados: memoria flash 1048, circuitos de prueba de JTAG 1046, memoria de acceso aleatorio (RAM) 1044, y UARTs (receptores-transmisores asíncronos universales) 1042 y 1036. Un conector de JTAG externo 1050 está acoplado al circuito de JTAG 1046 para facilitar pruebas de hardware y de depuración de acuerdo con la norma de JTAG. Un conector de telemetría 1052 está acoplado al UART 1042 para la transmisión de parámetros del respirador medidos a un sistema remoto, por ejemplo, para fines de control. El conector de comunicación y energía 1054 está acoplado al UART 1036 para facilitar la comunicación adicional externa con el sistema de respirador, por ejemplo, para la comprobación y el control operativos. El conector 1054 también proporciona cualquier señal de potencia necesaria al sistema de motor/compresor (por ejemplo, 3,3, 5,0 y/o 15 VCC (voltios de CC)).

Los sensores analógicos 1006 (por ejemplo, sensores analógicos de efecto Hall) están dispuestos en una tarjeta de PC en un patrón circular perpendicular al eje del rotor de motor de BLDC 1004 y adyacente a un imán de dos polos unido al extremo del eje del rotor. Los sensores analógicos 1006 proporcionan medidas necesarias para el cálculo

de la posición del rotor de BLDC. Las salidas analógicas de los sensores 1006 se pasan a través de la interfaz de sensor 1028 (por ejemplo, para la amplificación y filtrado) y, a continuación, en un circuito convertidor A/D 1038, donde las señales de sensor analógicas se convierten en valores digitales para procesamiento dentro del procesador 1020.

5 El procesador 1020 ejecuta las instrucciones de software para implementar ciertos elementos del bucle de control del motor/compresor. El procesador 1020 puede implementarse, por ejemplo, con un procesador de propósito general o con un procesador de señal digital (DSP). Otras realizaciones pueden implementar la funcionalidad de procesador 1020 en firmware (por ejemplo, instrucciones almacenadas en una EPROM) o como lógica equivalente en un dispositivo de hardware (por ejemplo, un ASIC (circuito integrado de aplicación específica) o una FPGA (matriz de puertas programable en campo)).

10 El procesador 1020 recibe las señales del sensor y las mediciones de presión digitalizadas a través del bloque convertidor A/D 1038 (los valores pueden utilizar RAM 1044 para el almacenamiento temporal), y determina un valor de control de velocidad apropiado basado en el proceso de control aplicado (por ejemplo, control de la presión o de control de volumen). El procesador 1020 también genera las señales de control de conmutación apropiadas dado el estado de conmutación actual, y modula las anchuras de impulso de esas señales de control de conmutación en función del valor de control de velocidad. Las señales de control de conmutación moduladas se proporcionan a un inversor trifásico 1030.

15 El inversor trifásico 1030 genera señales de excitación para las bobinas de estator individuales en el motor de BLDC 1004, como se describió anteriormente. El sistema también puede incluir un circuito de limitación de corriente 1034 acoplado al bloque inversor trifásico 1030.

20 La figura 11 es una vista en despiece ordenado de la estructura física de un soplador Roots, de acuerdo con una realización de la invención. Como se muestra, la estructura 1100 incluye el motor de BLDC. El estator del motor de BLDC rodea un orificio hueco 1108, en el que se inserta un rotor 1101 durante la fabricación. El rotor 1101 gira bajo la influencia de las bobinas del estator energizadas dentro del motor de BLDC. El estabilizador 1102 soporta el eje de rotación compartido por el rotor 1101 y el impulsor 1103 del soplador Roots. El eje común obliga a girar al impulsor 1103 cuando el motor de BLDC obliga al rotor 1101 a girar.

25 El impulsor 1103 gira dentro de la caja 1104 del soplador Roots, con un extremo del eje impulsor acoplado a engranajes 1105. Un segundo impulsor (no mostrado) también está acoplado a engranajes 1105 de tal manera que el segundo impulsor gira en sentido opuesto del impulsor 1103. Durante el funcionamiento, la rotación de los impulsores fuerza a que el aire fluya entre los impulsores con energía adicional, creando presión. Las aberturas en ambos lados de la caja 1104 proporcionan las rutas de entrada y salida de aire.

30 Como se muestra, los elementos del conjunto de soplador están acoplados a las estructuras circundantes en la dirección lateral por amplios conectores 1106, y en la dirección longitudinal por conectores largos 1107. El mayor tamaño de esos conectores proporciona un mayor apoyo para el aparato, mientras que proporciona amortiguación de las vibraciones debido al movimiento del aparato soplador.

35 La figura 12 ilustra la naturaleza entrelazada de los impulsores de soplador Roots 1103 y 1203. El eje impulsor compartido del impulsor 1103 y del rotor 1101 es visible en esta imagen, que muestra el mecanismo por el cual se accionan los impulsores del soplador Roots. El acoplamiento de los engranajes 1201 y 1202 proporciona la transferencia de energía de rotación en oposición desde el eje de impulsor 1103 al eje del impulsor 1203.

V. Reducción de ruido

40 Dado que los sopladores Roots son relativamente ruidosos, y porque realizaciones de la invención están diseñadas para uso en estrecha proximidad al paciente, uno o más métodos y características de amortiguación del ruido generado por el soplador se implementan de acuerdo con la invención. Tales métodos y características pueden incluir la formación de los rotores del soplador con una torsión helicoidal (como se muestra en la figura 12), y el uso de múltiples técnicas de amortiguación de sonido, tales como los métodos de cancelación anti-ruido descritos anteriormente.

45 La presente invención incluye el uso de silenciadores de tubos perforados, en los que numerosas perforaciones sobresalen del cuerpo de cada tubo perforado en ángulo recto en forma de pequeños tubos, creando una trayectoria de amortiguación eficaz más larga, capaz de atenuar de manera eficiente las ondas de sonido sin aumento concomitante en peso y tamaño del silenciador. Los silenciadores de tubos perforados se construyen preferiblemente de un polímero de peso ligero o de otro material resistente pero ligero.

50 La figura 13A muestra una vista de las trayectorias neumáticas y cámaras de reducción de ruido de una realización de la invención. Como se muestra, el aire entra en el respirador a través de la entrada filtrada 1300, y atraviesa un camino neumático torcido hasta que alcanza la parte inferior de la cámara de silenciador 1303. Cerca de la parte superior de la cámara de silenciador 1303, el aire se dirige hacia un orificio de entrada del conjunto de soplador Roots 1302. El aire comprimido se emite desde el conjunto de soplador Roots hacia la porción superior de la cámara

de silenciador 1304, y luego se dirige desde la parte inferior (1301) de la cámara 1304.

5 Las cámaras de silenciador 1303 y 1304 incluyen cada una dos tubos perforados 1305 y 1306 del silenciador situados en paralelo, por ejemplo, uno encima del otro. La figura 13B ilustra las cámaras del silenciador con el tubo superior (1305) retirado, proporcionando una visión más clara del tubo subyacente 1306. La entrada a cada cámara de silenciador es a través de un extremo del tubo 1305, siendo la salida a través del extremo opuesto del tubo 1306. Por lo tanto, el aire debe fluir fuera del tubo 1305, y entrar a través del tubo 1306. Los transitorios de presión asociados con el ruido del compresor se amortiguan por la resistencia presentada por las pequeñas perforaciones tubulares. Además, la coherencia de las ondas de presión de ruido se ve interrumpida por los recorridos obligados de múltiples pequeñas trayectorias de diferentes longitudes. Las trayectorias de longitud variable hacen que el flujo de aire de las respectivas trayectorias se recombine fuera de fase una con la otra, difundiéndose el ruido previamente coherente. Como resultado, gran parte del ruido del compresor se atenúa durante el tránsito por las cámaras del silenciador.

15 Las realizaciones de la invención también pueden incluir ranuras graduadas en la caja del soplador Roots que permiten un reflujo suave y gradual del gas cuando el borde de ataque de los rotores del soplador se acerca a la lumbrera de salida del respirador, reduciendo así los efectos pulsantes típicos del soplador Roots, responsables de gran parte del ruido. Las ranuras graduadas en la caja del soplador Roots maximizan la reducción de ruido reduciendo al mínimo la reducción en la eficiencia asociada al permitir el reflujo gradual hacia las cámaras del soplador durante la rotación.

25 Las figuras 14A-14D proporcionan diferentes vistas de la caja del soplador Roots 1400. El orificio 1401 se enfrenta a la dirección del motor de BLDC, y recibe el par de impulsores. En la cara opuesta 1402 de la caja 1400, están dispuestos dos orificios a través de los cuales se extienden los ejes de los impulsores para acoplar la estructura de engranajes 1105. Perpendicular al eje definido por el orificio 1401 y la cara opuesta 1402, están dispuestas una entrada de aire 1403 y una lumbrera de salida de aire comprimido 1404. Los orificios de entrada y de salida están configurados con una depresión circular inicial 1405, por ejemplo, para recibir un aparato de guía de aire tubular. Dentro de la indentación circular hay un orificio 1406 que tiene una sección transversal aproximadamente triangular en el plano de la depresión 1405, y una forma de ala curva, donde el corte triangular se encuentra con la cámara doble redondeada que abarca los impulsores rotativos. Además, una ranura 1407 está formada en el interior del orificio 1406 aproximadamente a medio camino a lo largo del lado del triángulo, alineada en el mismo plano que el apilamiento de los impulsores. Las ranuras 1407 tienen la mayor profundidad en el borde de orificio triangular 1406, y disminuyen gradualmente hasta el nivel de la cámara interior al alejarse del orificio 1406.

35 Las técnicas, métodos y características anteriores reducen el ruido comúnmente asociado con los sopladores Roots, minimizando cualquier molestia auditiva para el paciente, permitiendo así que el dispositivo de respirador sea utilizado en estrecha proximidad de un paciente sin aumentar significativamente el peso o las dimensiones de las realizaciones de la invención, y facilitando de ese modo la portabilidad.

40 El empleo en el respirador de un soplador Roots, en combinación con las técnicas de reducción de ruido descritas anteriormente, permite la mejora de la miniaturización del respirador hasta ahora inalcanzable sin sacrificar modos de ventilación sofisticados o la comodidad del paciente.

45 Por lo tanto, un respirador portátil ha sido descrito. Realizaciones particulares descritas en este documento son sólo ilustrativas y no deben limitar la presente invención por ello. La invención se define por las reivindicaciones y todo su alcance de los equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un respirador portátil que comprende:

5 un soplador Roots (702), proporcionando dicho soplador Roots (702) ventilación a un paciente;
un servomecanismo de velocidad;
un servomecanismo de exhalación; y
un silenciador

10 **caracterizado por que** dicho silenciador comprende cámaras de silenciador (701, 706, 1303, 1304) en la entrada y la salida del soplador Roots (702), en el que las cámaras de silenciador (701, 706, 1303, 1304) contienen cada una dos silenciadores de tubo perforado (1305, 1306), en el que cada silenciador de tubo perforado (1305, 1306) incluye un cuerpo de tubo perforado con perforaciones que sobresalen del cuerpo en ángulo recto en forma de tubos más pequeños.

15 2. El respirador portátil de la reivindicación 1, en el que el soplador Roots (702) opera en modo de velocidad variable, el servomecanismo de velocidad está configurado para acelerar y desacelerar dicho soplador Roots (702), y el servomecanismo de exhalación está configurado para proporcionar una presión de PEEP deseada a partir de una salida de dicho soplador Roots (702).

20 3. El respirador portátil de la reivindicación 1, en el que el soplador Roots (702) funciona a una velocidad sustancialmente constante, estando el servomecanismo de exhalación configurado para cerrar una válvula de salida durante una fase de exhalación, y estando el servomecanismo de velocidad configurado para mantener dicho soplador Roots (702) a dicha velocidad sustancialmente constante para proporcionar un caudal deseado.

25 4. Un sistema de respirador portátil, que comprende:

una caja o alojamiento de respirador que comprende el sistema de respirador portátil de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, comprendiendo dicho alojamiento de respirador una primera interfaz de usuario (106, 306, 404, 408) y una interfaz de asiento (319, 423);
30 un asiento de acoplamiento (200) que tiene una interfaz de respirador (330) configurada para acoplarse a dicha interfaz de asiento (319, 423);
un monitor (202, 502) acoplado a dicho asiento de acoplamiento (200), proporcionando dicho monitor (202, 502) una segunda interfaz de usuario.

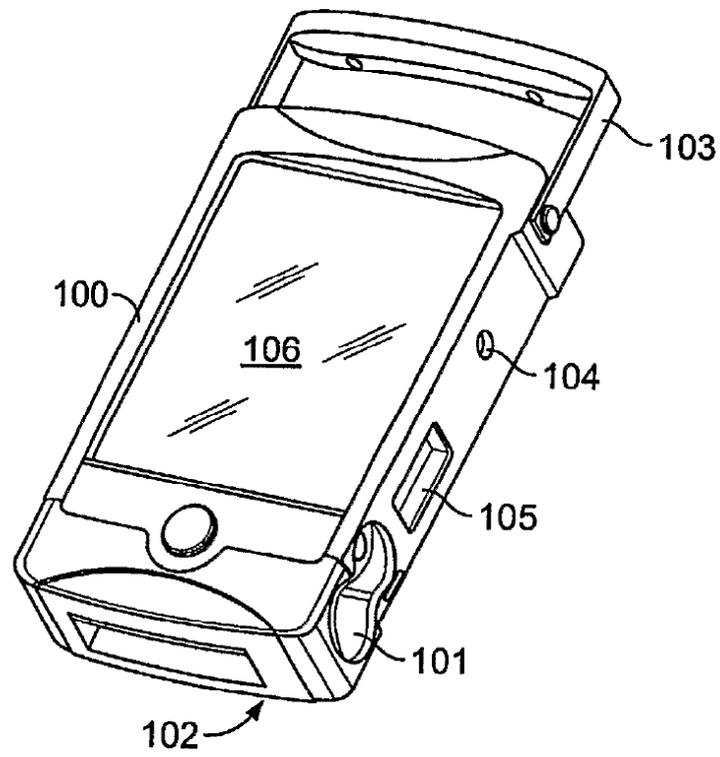


FIG. 1

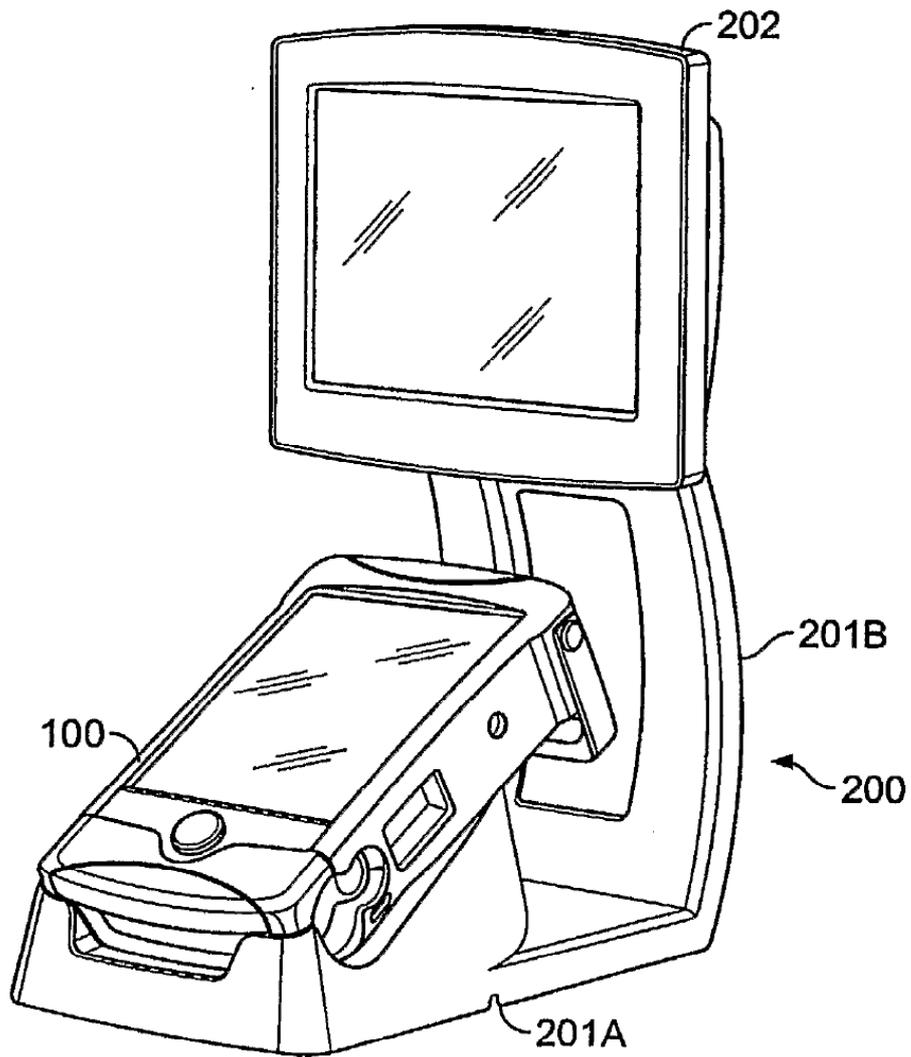


FIG. 2A

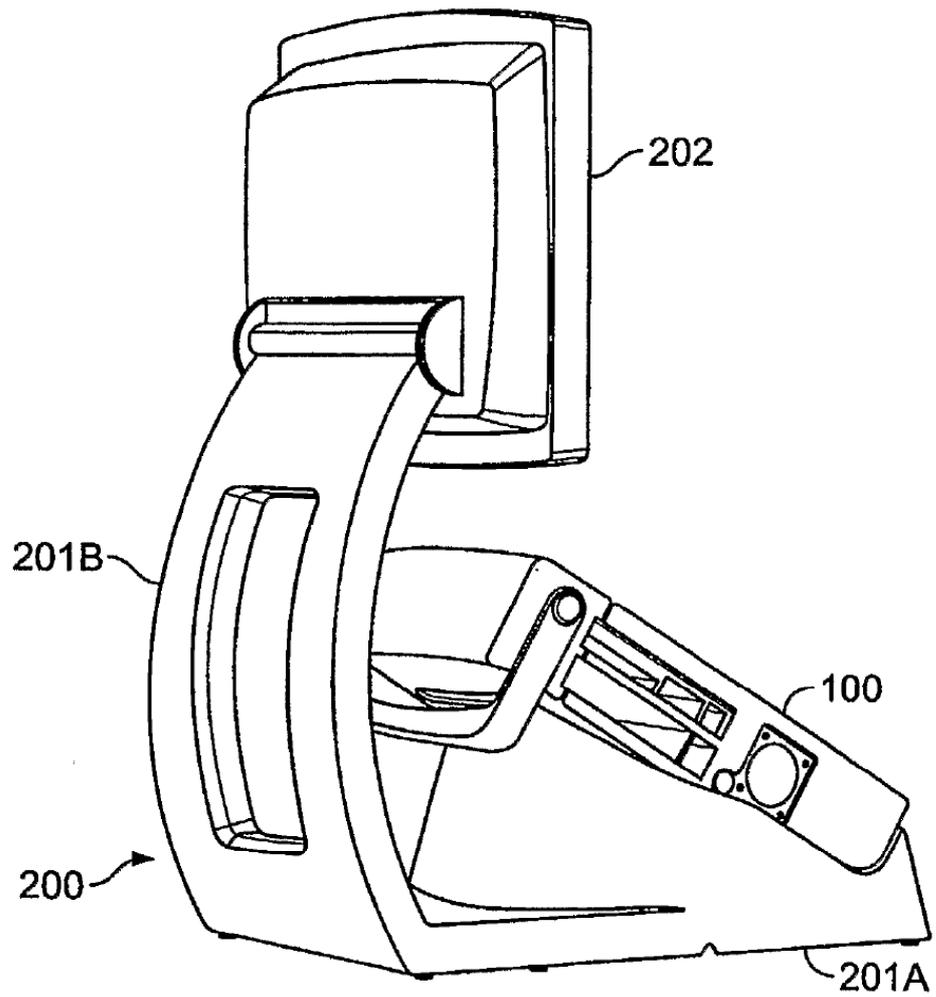


FIG. 2B

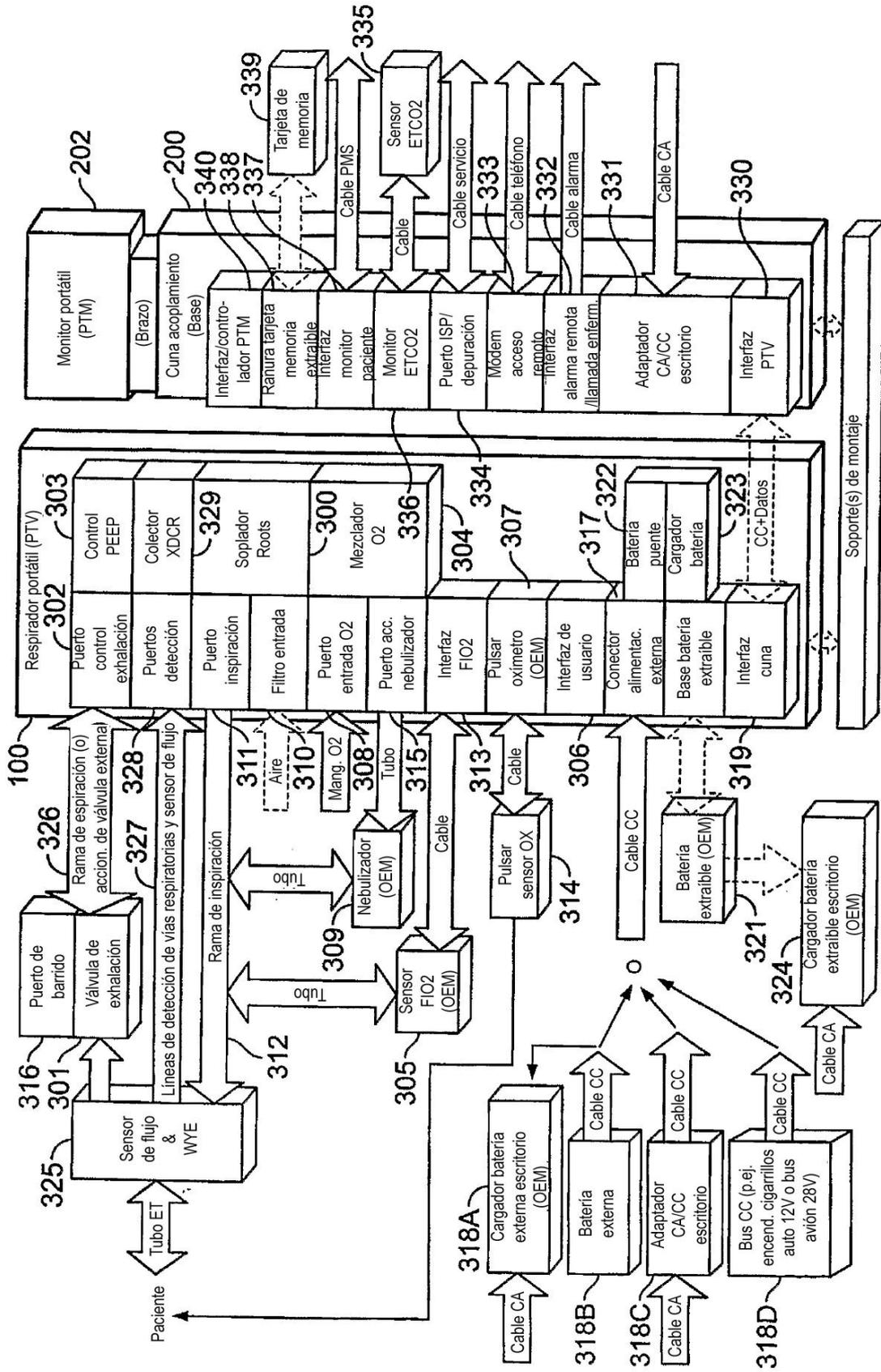


FIG. 3

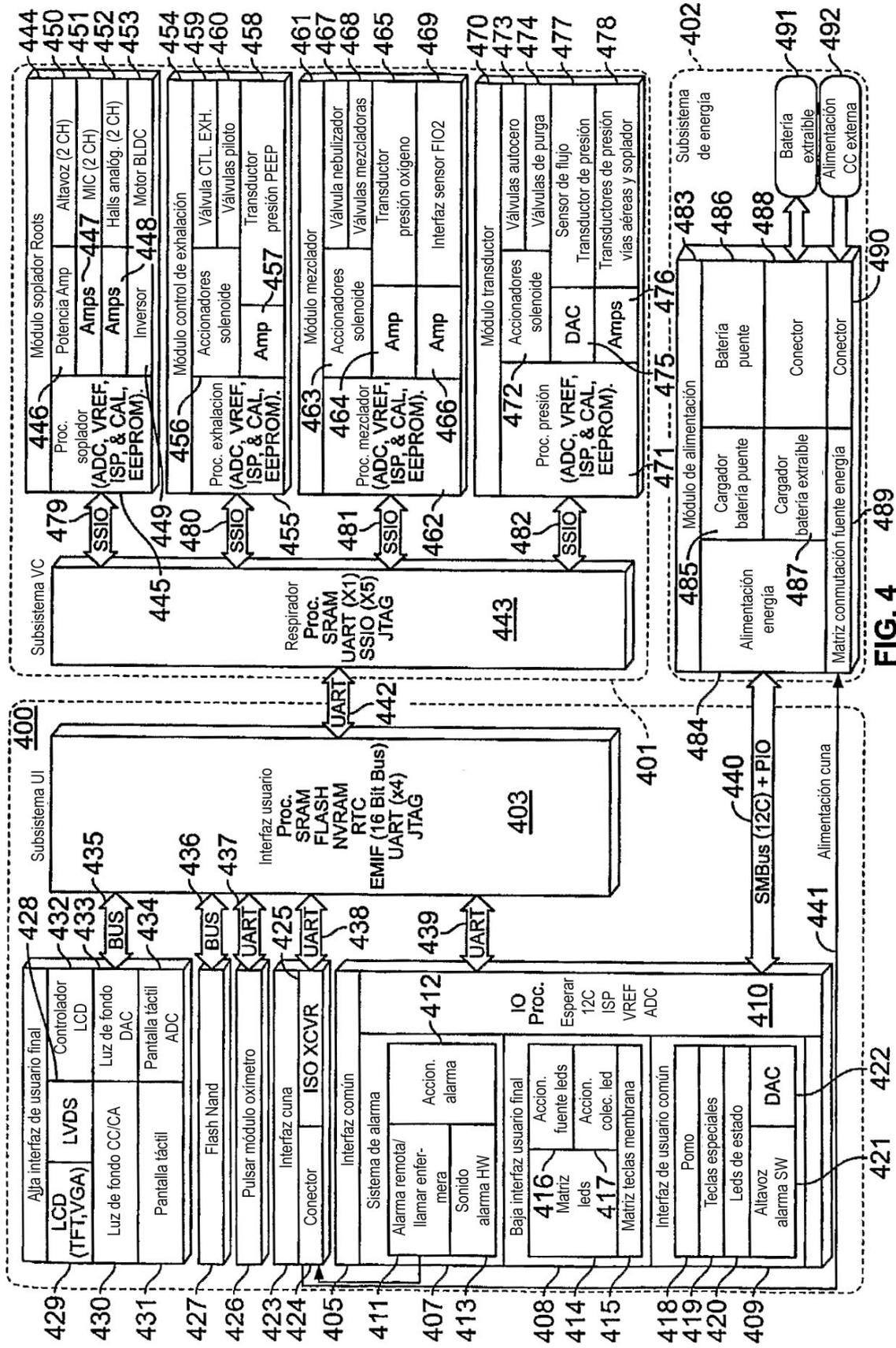


FIG. 4 489

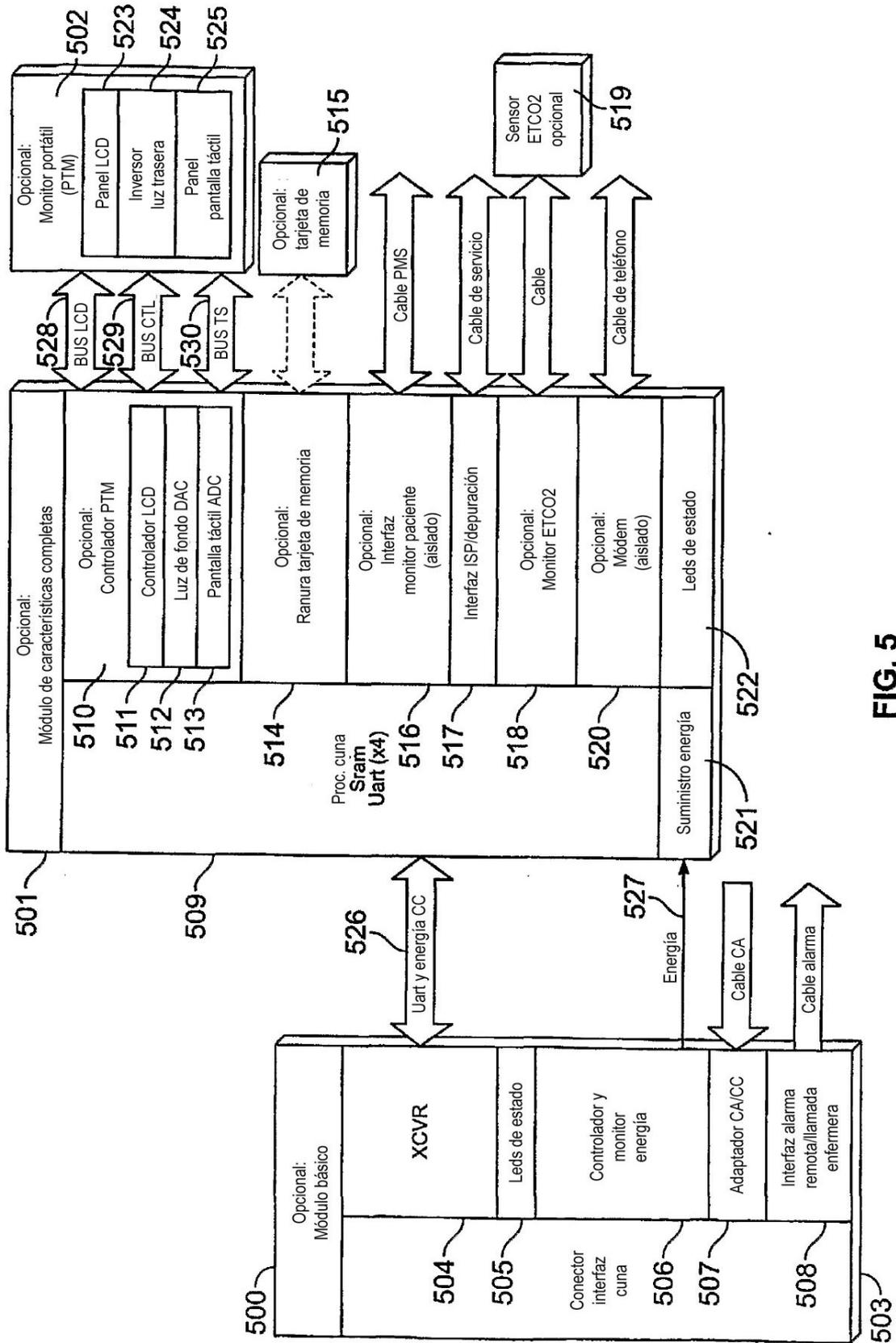


FIG. 5

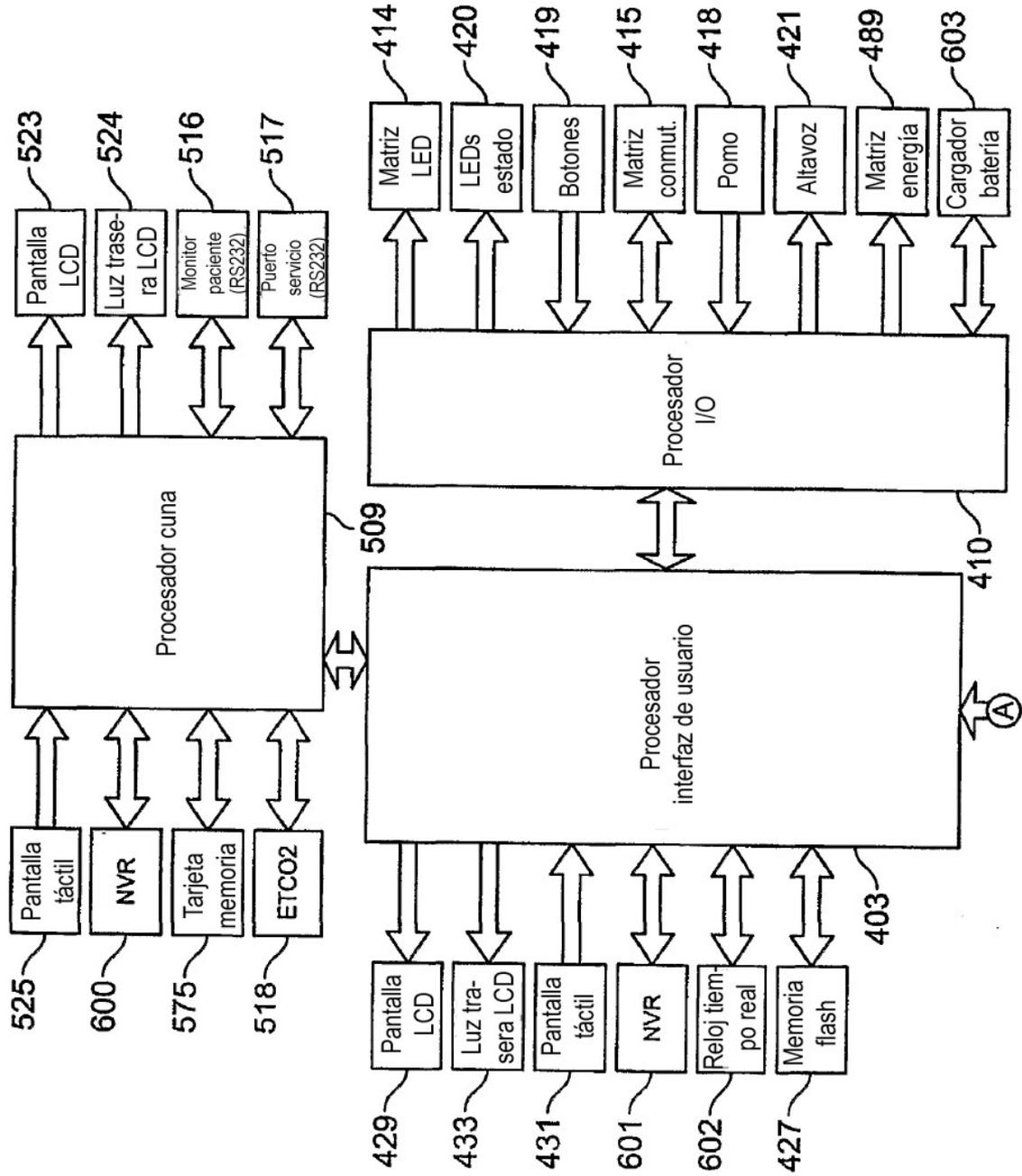


FIG. 6A

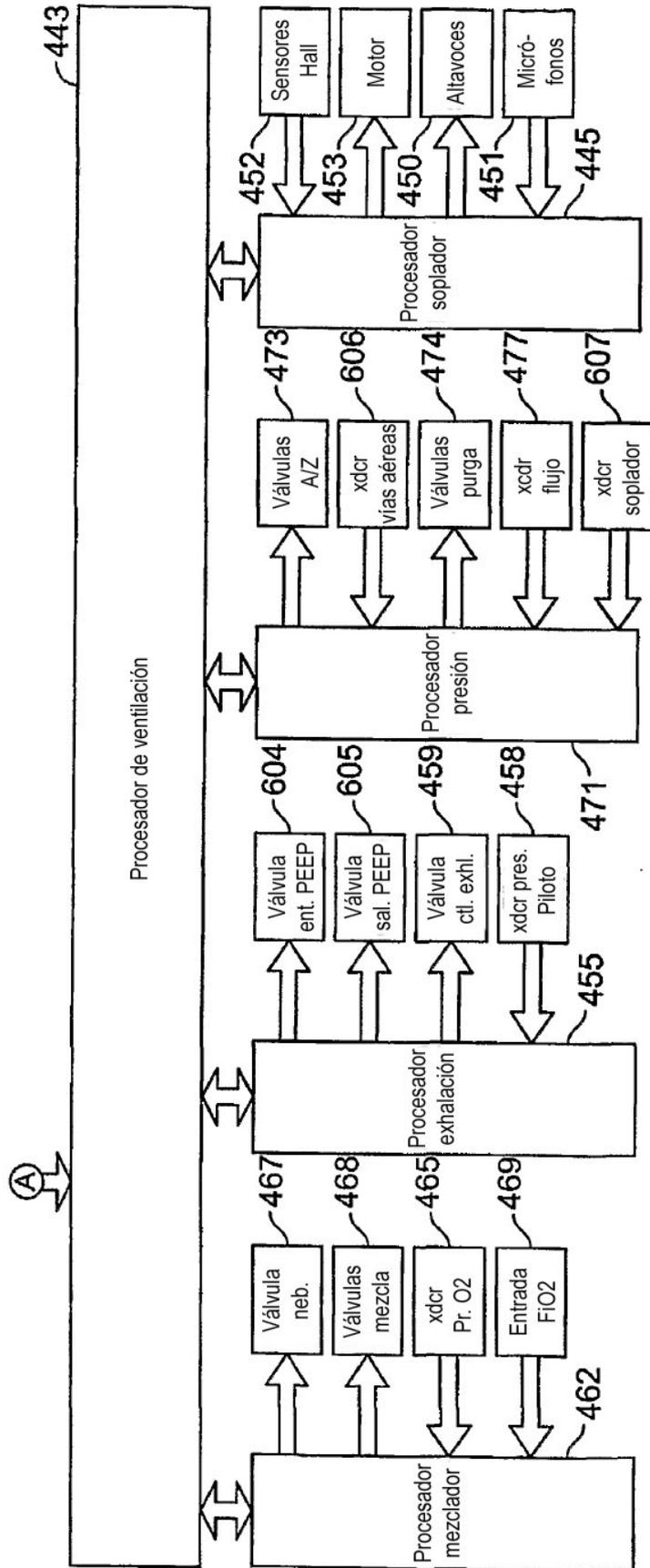


FIG. 6B

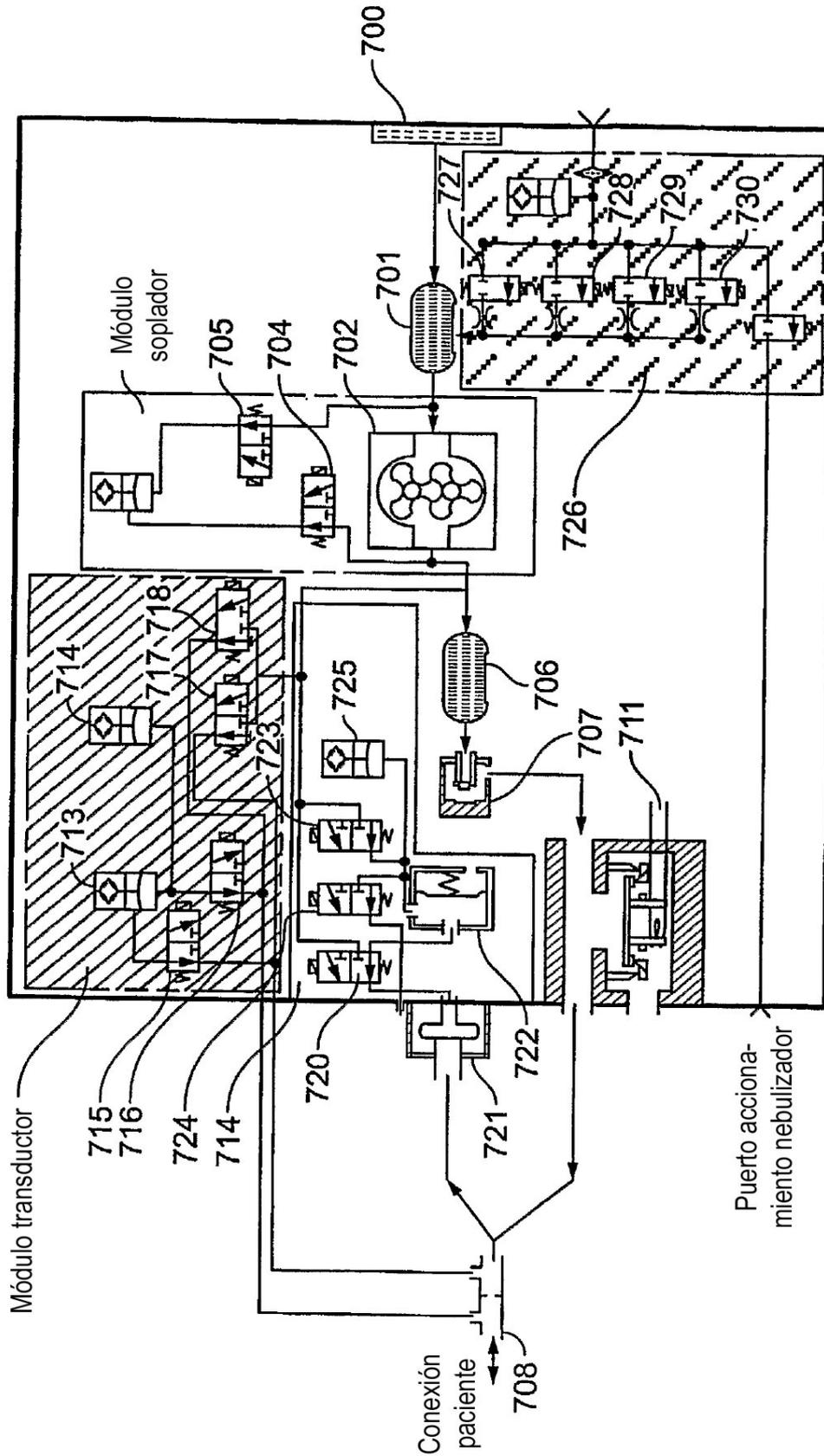


FIG. 7

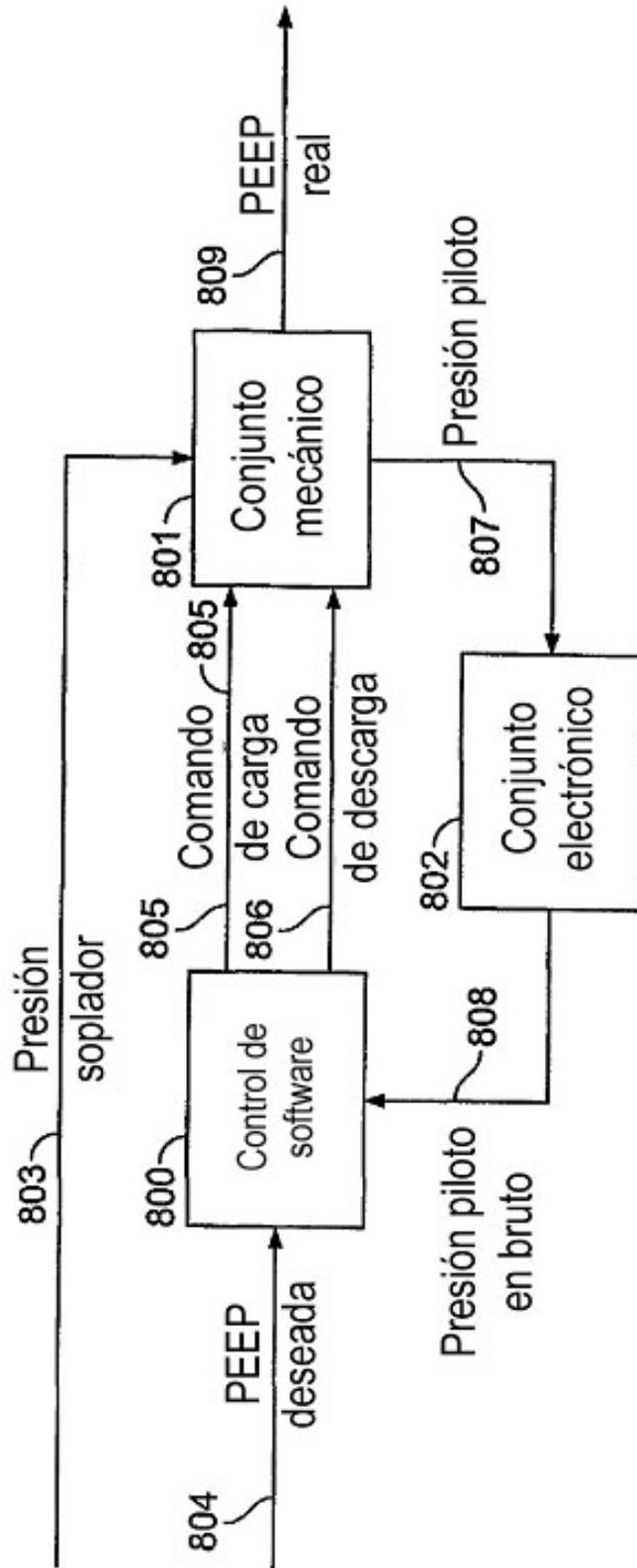


FIG. 8

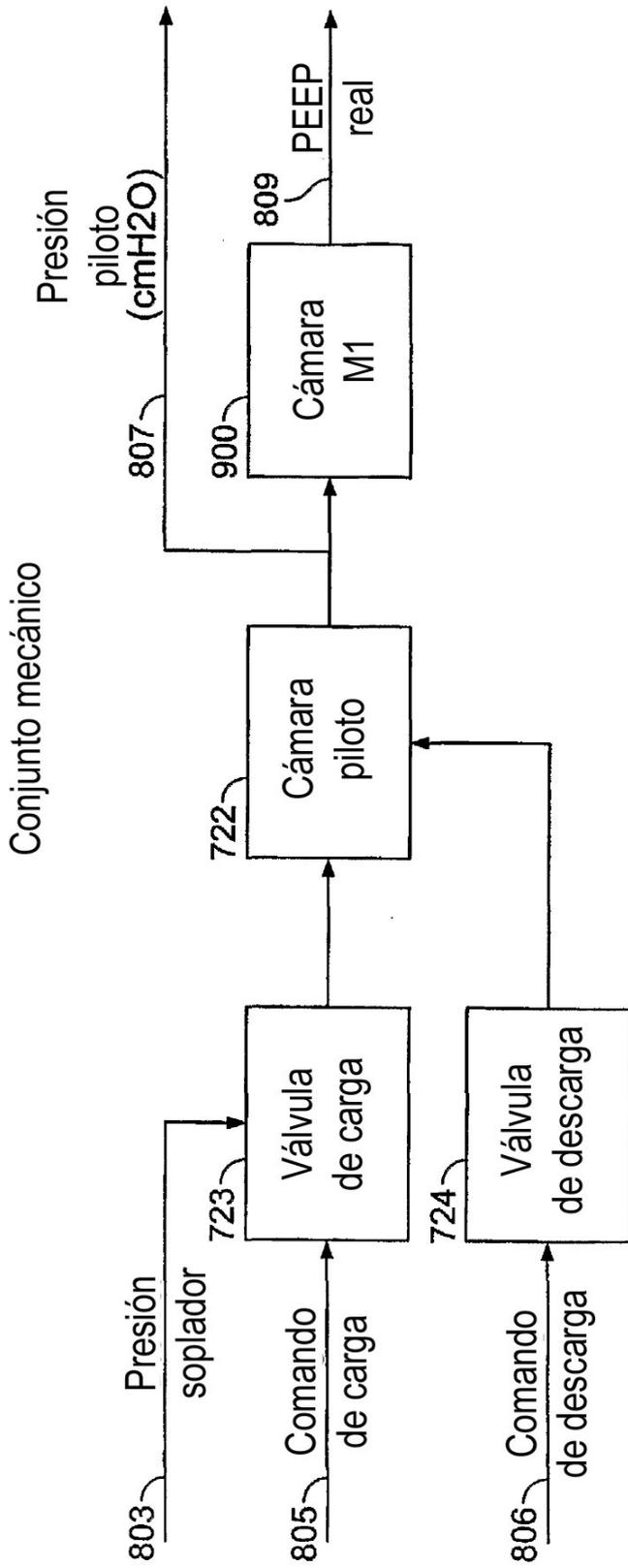


FIG. 9A

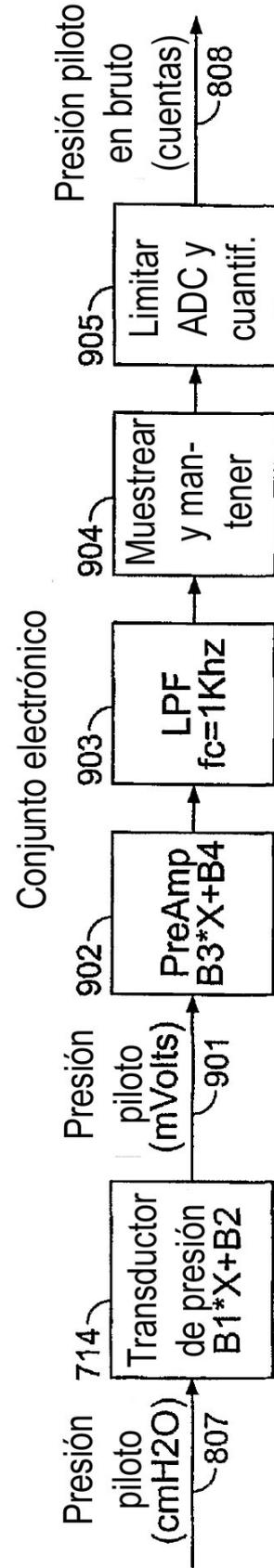


FIG. 9B

Control de software

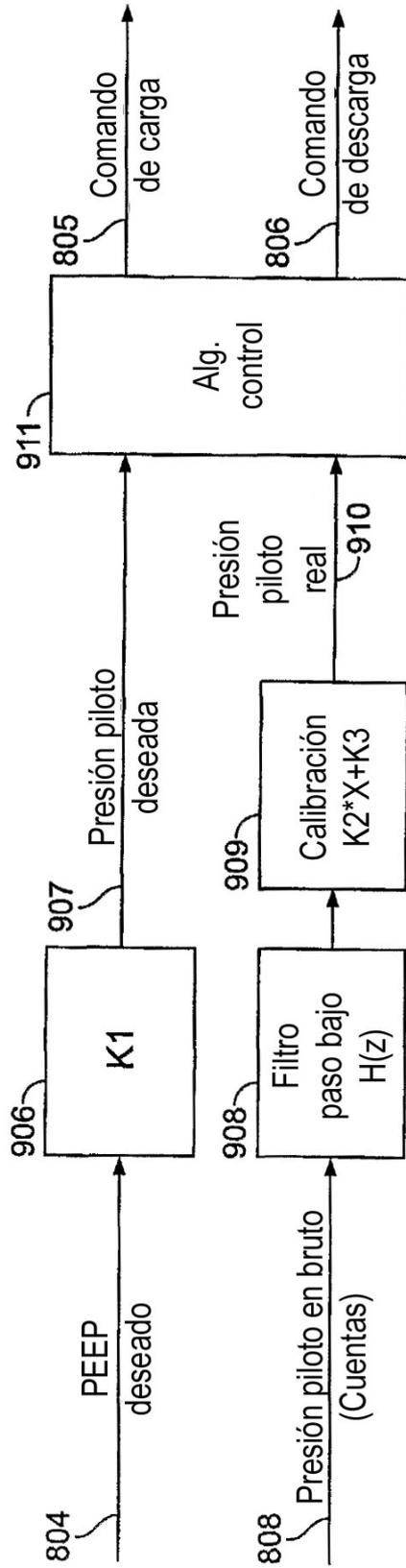


FIG. 9C

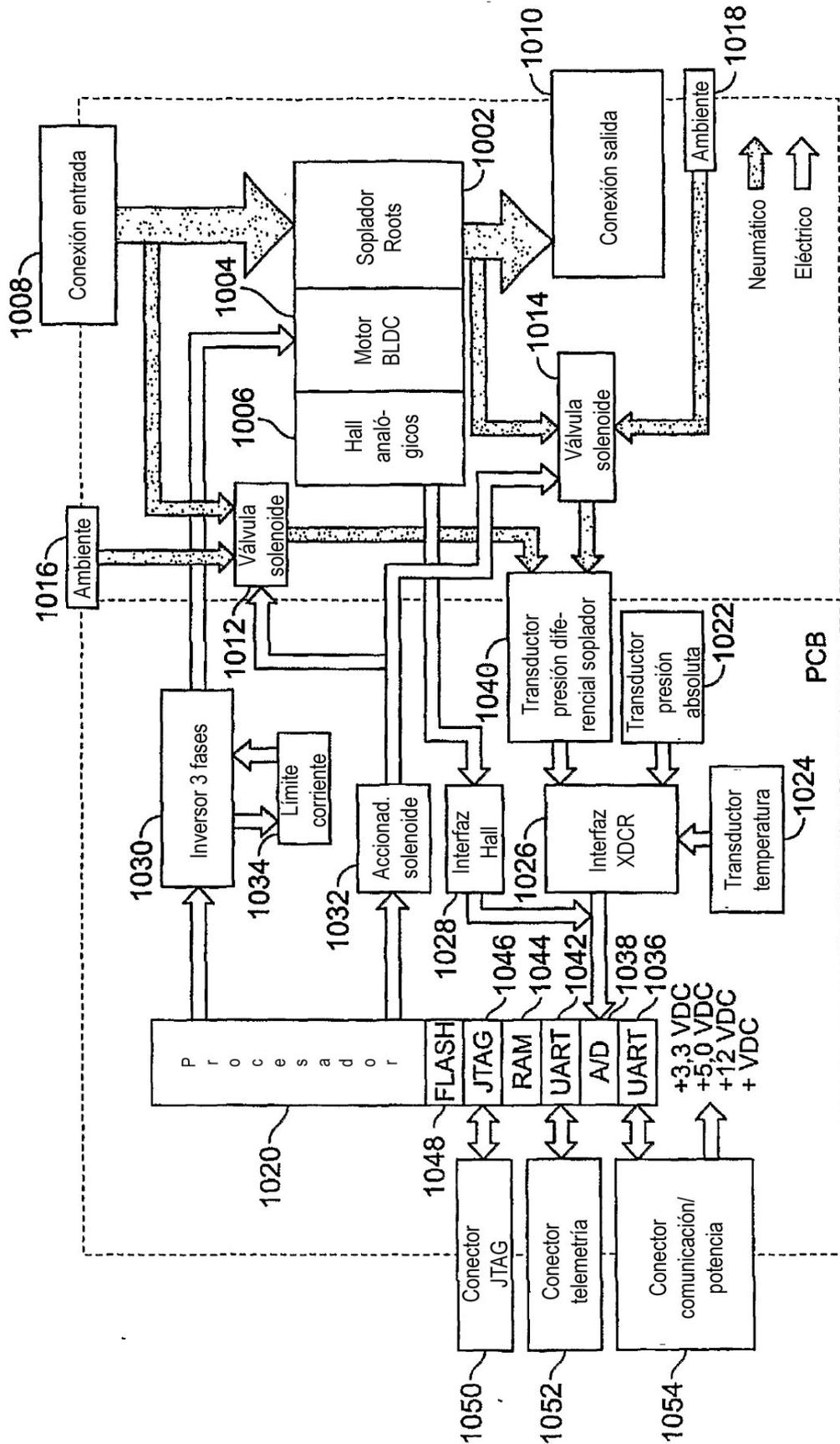


FIG. 10

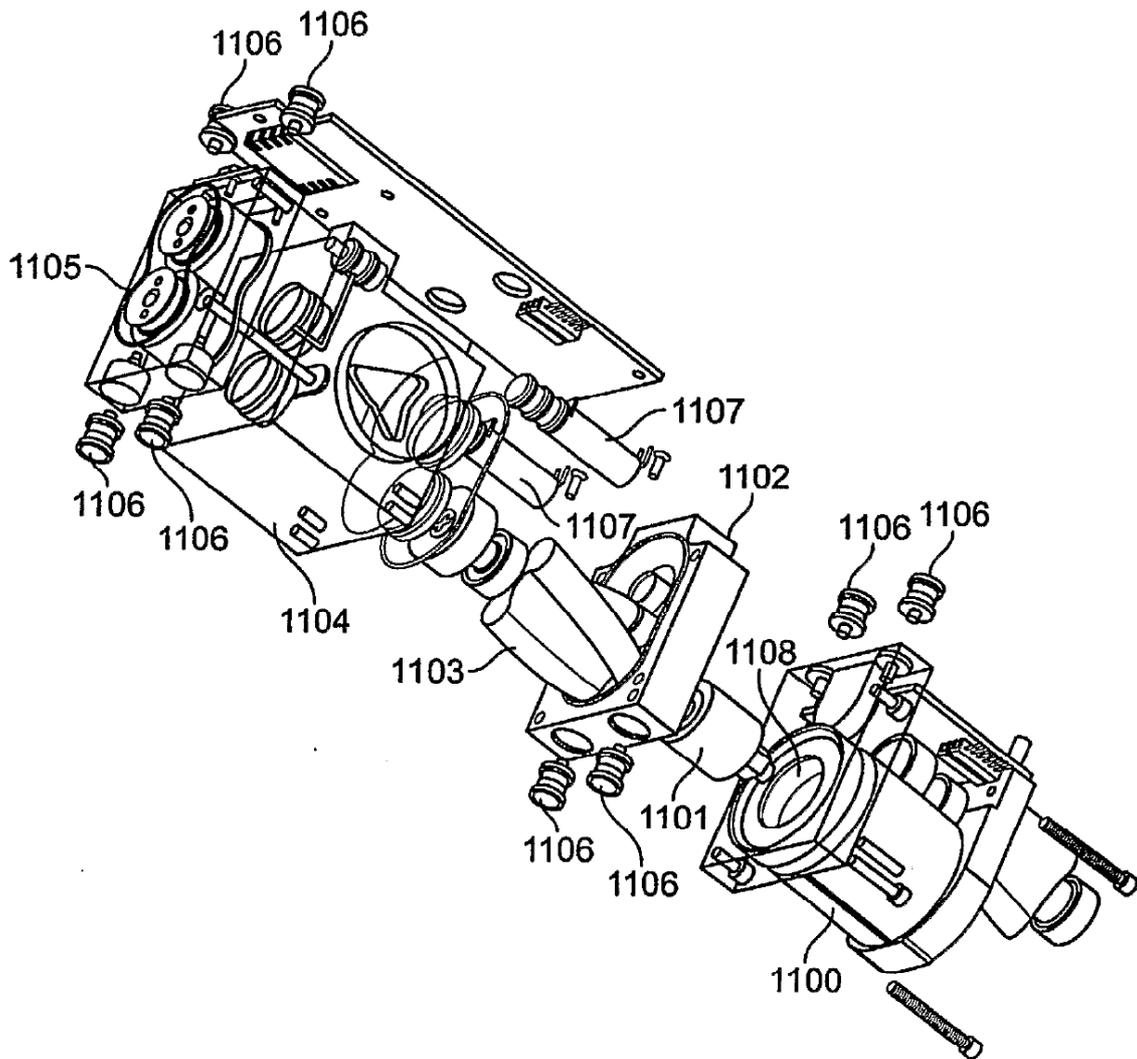


FIG. 11

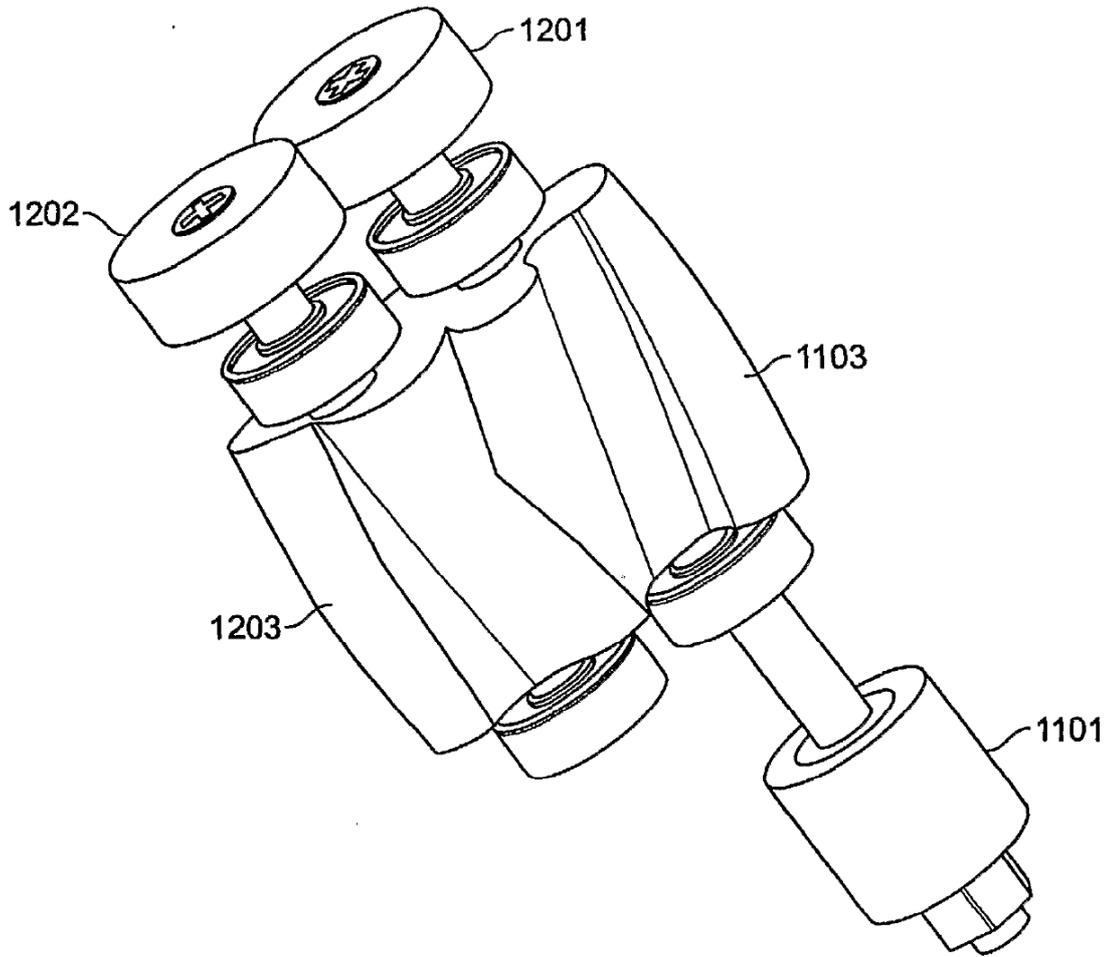


FIG. 12

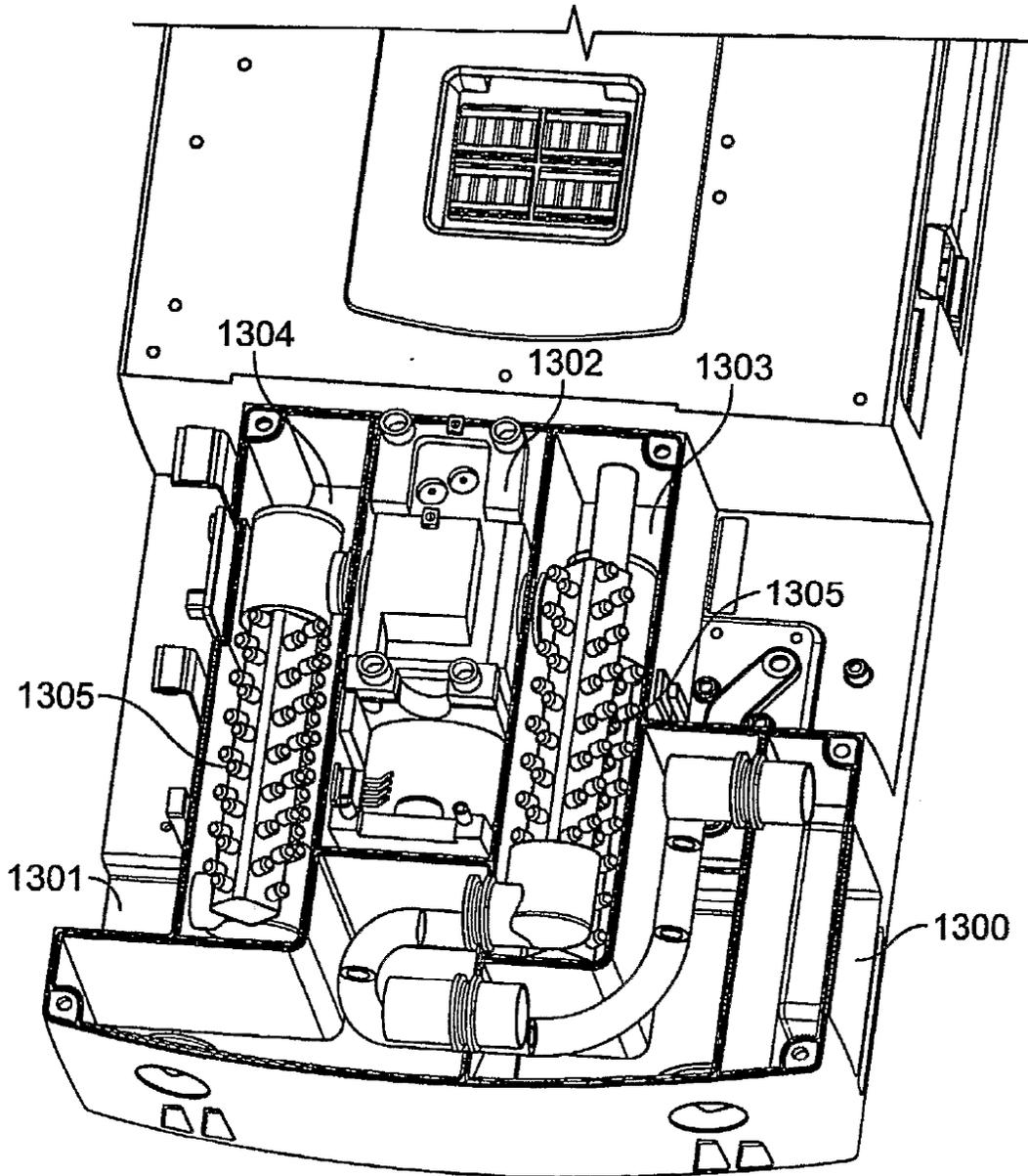


FIG. 13A

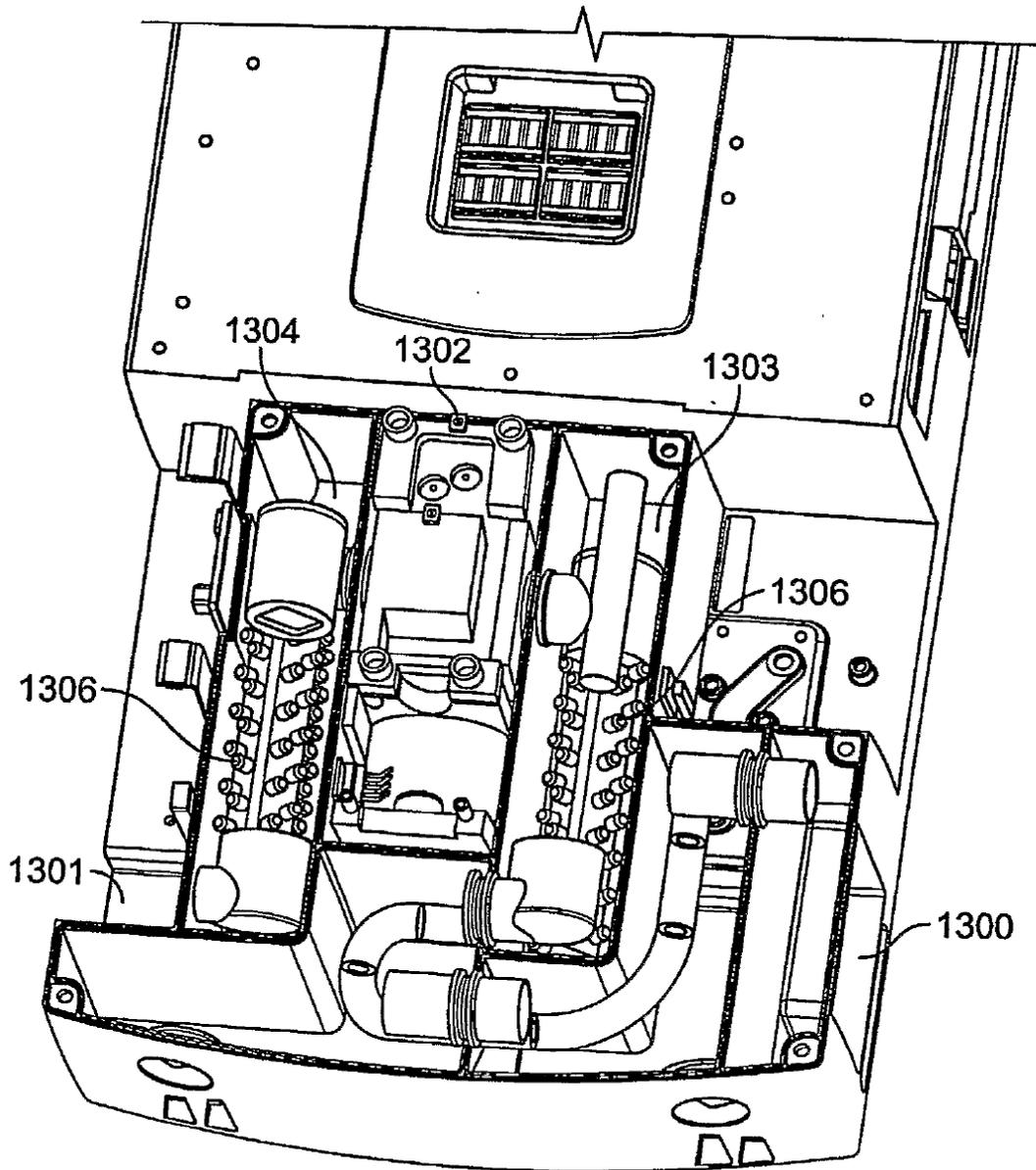


FIG. 13B

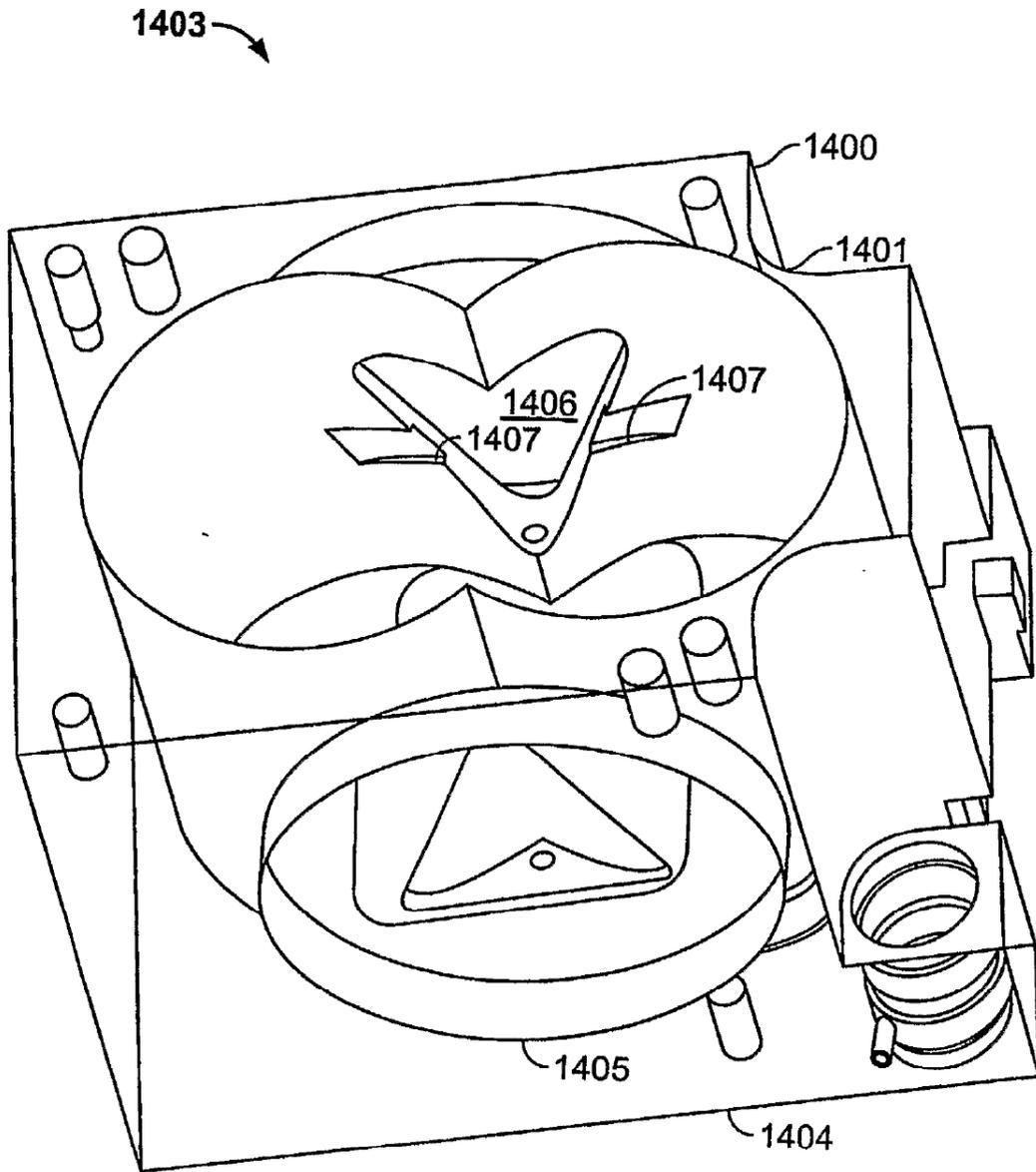


FIG. 14A

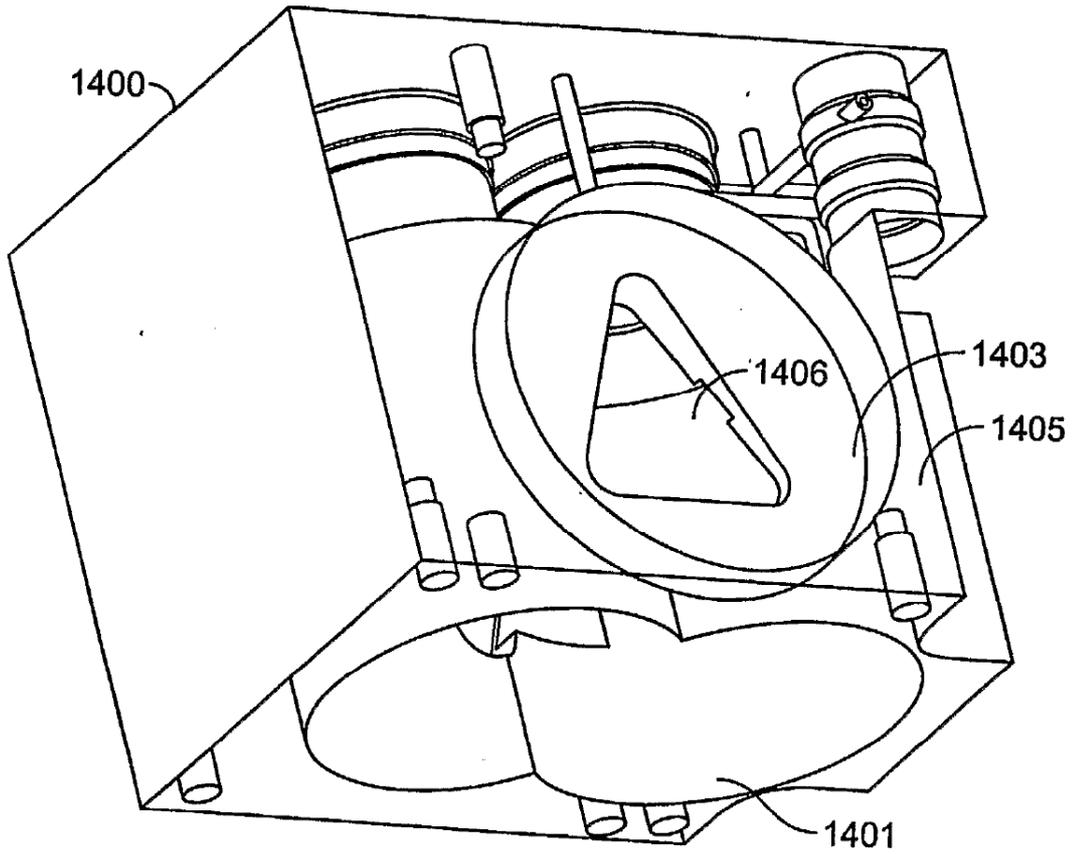


FIG. 14B

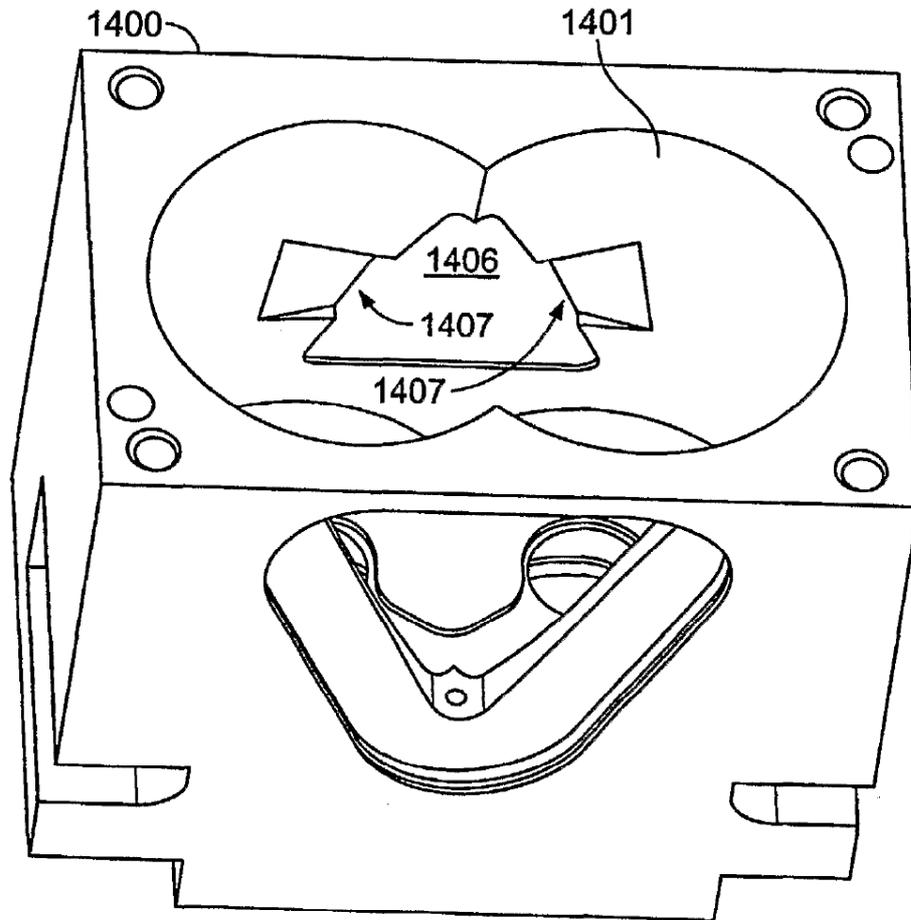


FIG. 14C

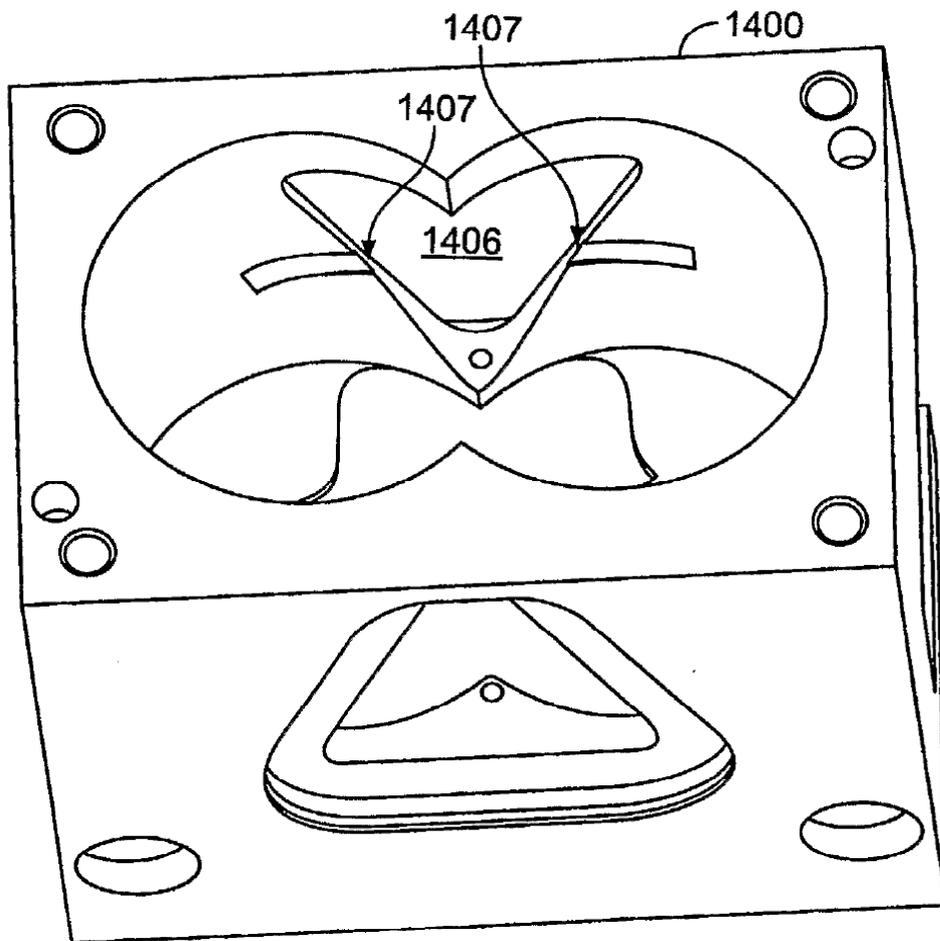


FIG. 14D