

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 400 299**

51 Int. Cl.:

B01D 53/047 (2006.01)

B01D 53/053 (2006.01)

A61M 16/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.10.2005 E 05802506 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.12.2012 EP 1812141**

54 Título: **Concentrador portátil de oxígeno**

30 Prioridad:

12.10.2004 US 617834 P

12.10.2005 US 248783

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

08.04.2013

73 Titular/es:

AIRSEP CORPORATION (100.0%)

401 CREEKSIDE DRIVE

BUFFALO, NY 14228-2085, US

72 Inventor/es:

MCCOMBS, NORMAN R.;

BOSINSKI, ROBERT;

CASEY, ROBERT E. y

CHIMIAK, MICHAEL A.

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 400 299 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

Concentrador portátil de oxígeno

Campo de la invención

5 La presente invención versa, en general, acerca de un aparato de concentración de gas para separar mezclas de gas mediante adsorción por oscilación de presión ("PSA") y adsorción por oscilación de presión de vacío ("VPSA") y, más en particular, acerca de un aparato de PSA y de VPSA concebido para suministrar oxígeno para uso médico.

Antecedentes de la invención

10 El tipo general y los principios de operación de PSA y de VPSA, que son bien conocidos, se describen, por ejemplo, en los documentos US-A- 3.564.816; US-A- 3.636.679; US-A- 3.717.974; US-A- 4.802.899; US-A- 531.807; US-A- 5.755.856; US-A- 5.871.564; US-A- 6.524.370; y US-A- 6.764.534, entre otros. Los aparatos, tanto de PSA como de VPSA, pueden incluir uno o más adsorbentes, teniendo cada uno un lecho de criba fijo de material adsorbente para fraccionar al menos un gas constituyente de una mezcla gaseosa mediante adsorción en el lecho, cuando se dirige secuencialmente la mezcla gaseosa procedente de una corriente de alimentación a través de adsorbentes en una dirección en el sentido de la corriente. Mientras un adsorbente lleva a cabo la adsorción, se purga simultáneamente otro adsorbente de su gas constituyente adsorbido. En un aparato de PSA, la purga se lleva a cabo mediante parte del producto gaseoso que está siendo retirado del adsorbente primero o productor y es dirigido a través del otro adsorbente en una dirección en contra de la corriente. En un aparato de VPSA, la purga se lleva a cabo, principalmente, por medio de vacío producido en la entrada del adsorbente para aspirar el gas purgado del adsorbente. Una vez está purgado el otro adsorbente, se dirige entonces la corriente de alimentación en un momento preestablecido al otro adsorbente en la dirección en el sentido de la corriente, de forma que el otro adsorbente lleve a cabo la adsorción. Entonces, se purga el primer adsorbente bien de forma simultánea, o en otra secuencia temporizada si hay más de dos adsorbentes, todo lo cual se comprenderá después de una lectura de las patentes descritas anteriormente.

25 Cuando se utiliza tal aparato, por ejemplo, para producir una concentración elevada de oxígeno a partir de aire ambiente para ser utilizado en diversas aplicaciones, ya sean médicas, industriales o comerciales, el aire que entra en el aparato normalmente contiene aproximadamente un 78% de nitrógeno, un 21% de oxígeno y un 0,9% de argón, y una cantidad variable de vapor de agua. Principalmente, el aparato elimina la mayor parte de nitrógeno para producir un producto gaseoso, que para fines médicos, por ejemplo, puede contener típicamente al menos aproximadamente un 80% de oxígeno. La mayor parte de tales aparatos para usos médicos son generalmente demasiado voluminosos para ser utilizados por pacientes que están de viaje o que, si no, desean salir del entorno de su hogar por cualquier razón. En esos casos, los pacientes normalmente prescindirán del uso de concentradores de oxígeno y volverán al uso de depósitos presurizados de oxígeno. Aunque los depósitos de oxígeno han sido muy útiles para permitir que los pacientes tengan mayor movilidad, no obstante tienen un uso restringido debido, por ejemplo, a una capacidad limitada de almacenamiento de oxígeno o debido a que su uso puede estar prohibido en ciertos modos de transporte público o emplazamientos en los que los materiales inflamables pueden crear un peligro. Aunque se puede ampliar la vida útil de los depósitos de oxígeno mediante el uso de dispositivos de concentración de oxígeno ("OCD"), como se da a conocer, por ejemplo, en el documento US-A- 6.427.690, su uso no obstante continúa siendo problemático debido a inquietudes de seguridad y de almacenamiento, acceso a recargas de oxígeno, y gastos médicos continuos y papeleo de reembolso por el oxígeno.

40 Se ha desarrollado un concentrador muy portátil de oxígeno particularmente útil utilizado para fines médicos y que opera según los principios de PSA como se da a conocer en el documento US-A- 6.764.534, la presente invención se basa en ese conocimiento por medio de un concentrador de oxígeno aún más compacto, de menor peso y sumamente portátil para usos médicos.

45 Como es bien conocido ahora, el uso más eficaz del oxígeno inhalado se produce en el inicio de la inhalación, y se han construido diversos dispositivos para suministrar oxígeno desde depósitos presurizados de oxígeno únicamente cuando los dispositivos detectan antes una inhalación y únicamente durante la etapa inicial del ciclo de inhalación. Por ejemplo, el documento US-A- 6.764.534 da a conocer un sistema que solo suministra principalmente oxígeno en la etapa inicial de inhalación al detectar una caída en la presión según es detectada por la inhalación de un usuario a través de una cánula convencional (no mostrada) para accionar una circuitería de transductor que provoca que se abra una válvula de control del flujo durante un tiempo predeterminado y permita que una cantidad predeterminada del gas enriquecido con oxígeno sea suministrada al usuario en concentración de oxígeno de hasta aproximadamente un 95%.

55 El documento US-A-4.802.899 da a conocer un separador de aire para separar al menos un elemento constituyente del aire suministrado desde una fuente de aire por medio de un par de lechos de adsorción, un separador de aire que utiliza una caja de control y un conjunto de componentes operativos dispuestos en tal relación mutua dentro de la caja de control, de forma que faciliten el servicio y el mantenimiento del separador de aire. Los componentes operativos del separador de aire incluyen un conjunto de componentes de filtrado, un regulador de presión, un par de válvulas de alimentación, un par de válvulas de desecho, un par de válvulas de producto y de eculización y un

controlador de flujo del producto conectados operativamente en comunicación de flujo entre sí para encaminar el aire de alimentación a través del separador y que están dispuestos en un plano sustancialmente vertical dentro de la caja de control.

5 Debido a que los componentes operativos están dispuestos en una disposición generalmente plana, cada uno de los componentes operativos es inmediata y fácilmente accesible.

10 El documento US-A-5.871.564 da a conocer un aparato de adsorción por oscilación de presión para variar de forma selectiva la concentración de al menos un constituyente de una mezcla gaseosa al enviar una mezcla gaseosa a un adsorbente para generar un producto gaseoso particular mientras que se suministra a otro adsorbente tanto una porción predeterminada del producto gaseoso para purgar el otro adsorbente de su gas adsorbido como una cantidad seleccionada del producto gaseoso, con independencia del caudal y además de la porción predeterminada, para producir una concentración relativa deseada de los constituyentes del producto gaseoso a partir de un intervalo de concentraciones relativas.

15 El documento WO-A-03/090.903 da a conocer un aparato de adsorción por oscilación de presión para producir una mezcla de gases con una mayor concentración de un gas particular, tal como oxígeno, a partir de aire ambiente, en el que los componentes más ruidosos del aparato están contenidos en un módulo desmontable interno que está separado mediante un aislamiento sonoro del resto del aparato para atenuar la vibración transmitida por la estructura, reducir el ruido emitido, y para absorber el sonido aéreo.

20 El documento US-A-4.302.224 da a conocer una máquina para concentrar el oxígeno en el aire para fines médicos utilizando cualquier técnica de adsorción por oscilación de presión (PSA) y que comprende una combinación de características para proporcionar un dispositivo de peso reducido, fiable y compacto, especialmente adecuado para ser utilizado en hogares.

Resumen de la invención

25 La presente invención proporciona un aparato concentrador de oxígeno que puede operar bien mediante principios de PSA o bien de VPSA, consigue las concentraciones requeridas de oxígeno para la o las aplicaciones deseadas, y, no obstante, es muy portátil y fácilmente manipulado y transportado incluso por pacientes con capacidades físicas relativamente limitadas. Esto se consigue mediante una configuración única de componentes operativos combinados en un diseño estructural inventivo.

30 El uso previsto del aparato es suministrar oxígeno suplementario de alta pureza a personas que padecen, por ejemplo, diversas formas de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). Preferentemente, la invención utiliza un concentrador de dos lechos junto con un OCD o controlador de flujo integrado para proporcionar oxígeno en dosis predeterminadas hasta un equivalente de un caudal de aproximadamente 3 litros por minuto (LPM) de un producto gaseoso continuo con una concentración elevada de oxígeno superior al 90%, y con un peso total de únicamente aproximadamente 2,27 Kg.

Breve descripción del dibujo

35 Lo anterior y otros objetos, características y ventajas de la invención serán más evidentes a partir de una lectura de la siguiente descripción en conexión con el dibujo adjunto de una realización preferente de la invención, en la que:

La **FIG. 1** es una ilustración esquemática de un aparato de PSA/OCD combinado según la invención;

la **FIG. 2** es una ilustración esquemática de un aparato de VPSA/OCD combinado según la invención;

la **FIG. 3** es una ilustración esquemática de un controlador alterno de flujo utilizado en la invención;

40 las **FIGURAS 4, 5 y 6** son una vista en perspectiva, una vista en planta y una vista desde abajo de una realización preferente montada de la invención;

la **FIG. 7** es una vista despiezada de la realización preferente;

la **FIG. 8** es una vista montada de los componentes operativos de la realización preferente;

la **FIG. 9** es una vista despiezada de los componentes operativos de la realización preferente;

45 las **FIGURAS 10a - 10f y 11a - 11d** son vistas isométricas y en corte transversal del colector de alimentación/desecho y del colector de producto, respectivamente, de la realización preferente.

Descripción detallada de la realización preferente

50 Con referencia ahora a los dibujos y según la presente invención, se muestra una realización preferente, indicada en general como 20, de un dispositivo combinado 20 concentrador de oxígeno y conservador de oxígeno utilizado para fraccionar al menos un componente, en concreto nitrógeno, de una mezcla gaseosa, generalmente pero no

necesariamente aire ambiente, y para suministrar el producto gaseoso a intervalos específicos y variables bajo demanda de un usuario.

Con referencia a la FIG. 1, se suministra aire ambiente a un aparato 20 de PSA/OCD a través de una entrada filtrada 21 y un resonador 22 de entrada para reducir el ruido de la entrada de la corriente de alimentación de aire ambiente. La corriente de alimentación continúa desde el resonador 22 y es movida por un conjunto 24 compresor de aire de alimentación/intercambiador de calor alternativamente a adsorbentes primero y segundo 30, 32 a través de válvulas 40 y 42 de alimentación, respectivamente.

Cuando la corriente de alimentación entra alternativamente en las entradas 30a, 32a de los adsorbentes 30, 32 en una dirección en el sentido de la corriente, el adsorbente respectivo fracciona la corriente de alimentación en la concentración deseada de producto gaseoso. El material adsorbente utilizado para los lechos para separar nitrógeno del aire ambiente puede ser una zeolita sintética u otro material adsorbente que tenga propiedades equivalentes.

La porción sustancial o utilizable del producto gaseoso enriquecido con oxígeno generado por el aire ambiente que fluye en la dirección en el sentido de la corriente secuencialmente en cada uno de los adsorbentes 30, 32 es dirigido a través de la salida 30b, 32b y de la válvula 34, 36 de retención del adsorbente correspondiente a un colector 48 de producto y luego a un conjunto 60 de control de suministro, como se describirá. El resto del producto gaseoso generado por cada adsorbente es temporizado para ser desviado a través de un orificio 50 de purga y una válvula 52 de ecualización temporizada de forma apropiada y un reductor opcional 53 de flujo para fluir a través del otro adsorbente 30 o 32 en la dirección contraria al sentido de la corriente desde la salida respectiva 30b, 32b y a la entrada respectiva 30a, 32a del otro adsorbente para purgar los gases adsorbidos, principalmente nitrógeno. Entonces, se descargan a la atmósfera el producto gaseoso y los gases purgados en un sentido contrario a la corriente de los adsorbentes a través de válvulas 44, 46 de desecho temporizada de forma apropiada, de un conducto 47 de desecho común y de un silenciador insonorizante 48.

El conjunto 60 de control, al que se dirige la porción utilizable del producto gaseoso según la invención, incluye un depósito 62 de mezcla que también puede estar lleno de zeolita sintética y sirve de reservorio para almacenar oxígeno producto antes del suministro al usuario a través de una salida 68 del aparato en el modo de dosis por impulsos, un regulador 64 de control de la presión de tipo pistón para regular la presión del producto gaseoso que va a ser suministrado al usuario, un filtro 66 de bacterias, y un sistema 70 de suministro de oxígeno que incluye un transductor 72 de dosis por impulsos que incluye el controlador 80 de flujo, que será descrito más adelante, una válvula 74 de control del flujo operada por solenoide, y un sensor 76 de baja presión. El suministro del gas concentrado de oxígeno generado por PSA desde el depósito 62 de mezcla al usuario está controlado por medio del sistema 70 de suministro según se describirá.

Un aparato de VPSA/OCD como se muestra de forma esquemática en la FIG. 2 opera de forma similar al aparato de PSA de la FIG. 1, excepto que se puede eliminar el orificio 50 de purga. En su lugar, se proporciona una bomba 90 de vacío en el conducto común 47 de desecho para aspirar el nitrógeno de desecho alternativamente de cada uno de los lechos adsorbentes 30, 32 tras la apertura temporizada de la respectiva válvula 44, 46 de desecho. El ciclado de aire ambiente y la operación de las válvulas de alimentación y de desecho para producir el producto gaseoso enriquecido con oxígeno, al igual que el suministro de producto gaseoso al depósito 62 de mezcla y el suministro del producto gaseoso mediante el controlador 80 de flujo, son, por lo demás, como se describe con respecto a la FIG. 1.

Como se muestra en las FIGURAS 4 a 6, el aparato 20 según una realización preferente de la invención incluye una cubierta frontal 104 del alojamiento, una cubierta trasera 106 del alojamiento, y un chasis central 108 sobre el cual están montados la mayoría de los componentes operativos del aparato 20. Las porciones externas 104, 106 del alojamiento y el chasis 108 pueden ser de cualquier material adecuado resistente a los impactos, pero preferentemente son de plástico ABS moldeado por inyección. Según se muestra, el chasis 108 también incluye un mango pivotante 109 de transporte.

Dentro de la cubierta frontal 104 hay un orificio 110 de ventilación de acceso mediante el cual se aspira aire ambiente a través de un filtro 112 de aire por medio de un ventilador interno 92 en el interior del aparato 20, y dos orificios laterales 114 de salida mediante los cuales sale del aparato 20 el aire de enfriamiento que circula a través del interior y los gases de desecho procedentes de los lechos 30, 32.

La eficacia y el tamaño muy compacto y el peso ligero de la invención son posibles en gran medida debido a una estructura novedosa de colector y a la interconexión de los componentes de la invención, como se describirá ahora.

Según la invención, todos los componentes operativos de diseño único son montados en una configuración integrada como se ilustra en las FIGURAS 7 a 13b. Como se muestra, los lechos adsorbentes 30, 32 están montados verticalmente entre tanto el colector 120 de alimentación/desecho como un colector 122 de producto, y se encuentran en comunicación de fluido con los mismos. Hay montadas en los lados de los lechos 30, 32 en el colector 120 de alimentación/desecho válvulas 40, 42 de alimentación y válvulas 44, 46 de desecho, respectivamente. Debajo de las válvulas y para proporcionar una comunicación de fluido con ambos cabezales del compresor 24 de doble cabezal (que será descrito más adelante) hay elementos 124, 126 de conexión de acceso fijados al colector 120 de alimentación/desecho y que conectan las salidas del compresor 24 para suministrar el aire

ambiente desde el compresor 24 al colector 120, donde es dirigido por canales internos a las respectivas válvulas 40, 42 de alimentación para ser alimentado alternativamente a través del colector 120 a los lechos 30, 32. En la realización de VPSA de la invención, uno de los cabezales del compresor está configurado para proporcionar vacío para eliminar los gases de desecho de ambos cabezales. En esta realización, el colector 120 está configurado para proporcionar una conexión de fluido únicamente desde el lado de presión del compresor 24 a ambos lechos a través de las válvulas 40, 42 de alimentación, mientras que el colector 120 tiene una conexión de fluido aparte al lado de vacío del compresor 24 a través de las válvulas 44, 46 de desecho a ambos cabezales.

El producto gaseoso es suministrado desde los lechos 30, 32 por medio de la conexión de fluido de las salidas 30b, 32b de los lechos al colector 122 de producto, en el que se cortan canales para suministrar el producto gaseoso a través del elemento 122a de conexión y por medio de un tubo (no mostrado) al lado 62a de entrada del depósito 62 de mezcla. En la realización de PSA del aparato 20, se vuelve a dirigir una porción del producto gaseoso por medio del orificio 50 de purga conectado entre los elementos 50a y 50b de conexión y la válvula 52 de equalización al lecho adsorbente inactivo, mientras que en la realización de VPSA, se elimina el orificio de purga y se suministra casi todo el producto gaseoso al depósito 62 de mezcla. El depósito 62 de mezcla está montado en el colector 122 de producto en su lado 62b de salida, donde se encuentra en conexión de fluido a través del colector 122 con el conjunto 60 de control del suministro también fijado al colector 122 como se muestra.

Entonces, se mantienen conjuntamente los dos lechos 30, 32, los dos colectores 120, 122 y el compresor 24 como una unidad compacta, como se muestra, por medio de un único tornillo alargado 130 que pasa a través de los colectores 120, 122, entre los lechos 30, 32 y que está roscado al compresor 24. Entonces, se fija la unidad según está montada al chasis central 108 mediante medios adecuados de amortiguación de impactos. Al estar construido de esta manera, es evidente que los componentes mecánicos del aparato 20 pueden ser montados ahora en producción y se puede acceder a los mismos fácilmente para un servicio de mantenimiento.

Un compresor preferente según es utilizado en la invención es el compresor compacto dado a conocer como una segunda realización de la invención. Para el aparato que opera en el modo de PSA, el compresor incluye un motor con un único eje, un alojamiento central, y dos cargas de presión opuestas. Sin embargo, para una operación en el modo de VPSA, un cabezal comprende el cabezal de compresión del lado de presión, y el otro cabezal comprende el cabezal de compresión del lado de vacío.

El motor es un motor eléctrico estándar que está montado firmemente en el alojamiento central con el eje motor penetrando el alojamiento central. El alojamiento central está configurado para soportar ambos cabezales de compresión, cada uno de los cuales incluye una cámara de entrada con un filtro de entrada, una cámara de salida con un filtro de salida, un contrapeso, una placa de soporte del eje motor, y un cojinete de apoyo del eje motor. Dependiendo de la función y de los gases que van a ser movidos, uno de los cabezales de compresión puede tener una carrera mayor y, por lo tanto, tener un núcleo excéntrico mayor. El contrapeso está configurado para igualar la distribución de pesos sobre el eje motor para reducir, de ese modo, la vibración del eje motor. La placa de soporte del eje motor cierra el alojamiento central y soporta el cojinete de apoyo del eje motor, que soporta el extremo libre del eje motor.

En el modo de VPSA en el que un cabezal de compresión suministra presión y el otro cabezal de compresión suministra un vacío, el cabezal de compresión del lado de presión incluye un conjunto de pistón del lado de presión y un conjunto de cámara del lado de presión. el conjunto de pistón del lado de presión incluye un núcleo excéntrico del lado de presión, un cojinete, un pistón del lado de presión, una junta de pistón, una placa de retención del lado de presión, y una paleta de entrada del lado de presión. El cabezal de compresión del lado de vacío incluye un conjunto de pistón del lado de vacío y un conjunto de cámara del lado de vacío. En este caso, el núcleo excéntrico del lado de vacío puede tener un radio distinto que el núcleo excéntrico del lado de presión, de forma que el conjunto de pistón del lado de vacío tenga una carrera mayor o menor que el conjunto de pistón del lado de presión. además, el núcleo excéntrico del lado de vacío puede tener una fase distinta que el núcleo excéntrico del lado de presión. Por ejemplo, el núcleo excéntrico del lado de vacío puede estar desfasado en aproximadamente 180° desde el núcleo excéntrico del lado de presión, de forma que el conjunto de pistón del lado de vacío se encuentre en la posición de punto muerto superior cuando el conjunto de pistón del lado de presión también se encuentre en la posición de punto muerto superior.

En operación, el ventilador 92 provoca que el aire ambiente entre en el interior cerrado del aparato 20 a través de la entrada 110 en la cubierta frontal 104 y soporta un filtro 112 de una espuma de material particulado denso, diseñado para eliminar polvo y otras impurezas del aire que entra en el interior del aparato. El compresor 24 provoca que una porción del aire ambiente que entra en el interior del aparato 20 fluya en el interior del resonador 22 a través de un segundo filtro fabricado de material de fieltro en la entrada 21 para filtrar adicionalmente el aire que va a ser fraccionado. El ventilador 92, el deflector 132, y las paletas 134 de dirección del flujo estático provocan que el resto del aire ambiente que fluye al interior del aparato 20 fluya en una vía controlada por todo el interior cerrado del aparato para enfriar los elementos operativos del aparato 20 antes de salir por los orificios laterales 114 de salida.

Un PSA/OCD combinado basado en la realización preferente puede suministrar fácilmente una concentración de oxígeno, en una atmósfera estándar, superior a aproximadamente un 90% en dosis por impulsos en cada ciclo de

5 inhalación de aproximadamente 8,75 mL para la configuración de 1 LPM, de aproximadamente 17,5 mL para la configuración de 2 LPM, y de aproximadamente 26,25 mL para la configuración de 3 LPM. Sorprendentemente, se puede conseguir este rendimiento en un aparato con un peso inferior a aproximadamente 2,27 Kg, que tiene una medida total en profundidad de menos de 10,16 cm (o aproximadamente 9,14 cm), una anchura de menos de 17,78 cm (o aproximadamente 16,76 cm) y una altura de menos de 22,86 cm (o aproximadamente 21,94 cm), y emite un nivel de ruido inferior de menos de aproximadamente 55 decibelios.

10 En las realizaciones mostradas, cada uno de los lechos adsorbentes 30, 32 para una aplicación médica puede tener una capacidad de aproximadamente medio litro y tener una longitud de aproximadamente 13,34 cm y un diámetro de aproximadamente 3,49 cm, con un material de criba de zeolita que pesa aproximadamente 50 gramos por cada lecho adsorbente. Preferentemente, los lechos 30, 32 están empujados por resorte para no "fluidificar" el material de criba en sus etapas de despresurización o de ecualización de la presión. Se proporciona la corriente de alimentación de aire con una tasa nominal de aproximadamente 6 LPM, para producir un producto gaseoso dentro de un intervalo aproximado de presión del sistema operativo desde aproximadamente 0,19 MPa hasta aproximadamente 0,27 MPa con la configuración en 3 LPM y una frecuencia respiratoria del usuario de aproximadamente quince respiraciones por minuto.

15 Los componentes de circuito en una placa 81 de circuito impresor controlan el ciclo de PSA y la dosificación por impulsos de oxígeno desde el aparato. Una banda flexible 88 de conexión conecta los conmutadores accesibles 86 de operación y los indicadores en el panel 84 de control a la placa 81 de circuito.

20 Esos componentes operativos de PSA pueden ser los mostrados y configurados para operar como se describe en el documento US-A- 6.764.534. En una realización alternativa como se muestra en la FIG. 3, el aparato como se muestra parcialmente en la FIG. 3 no utiliza un regulador de presión. El volumen deseado de oxígeno que va a ser suministrado con la inhalación se determina por medio de una detección de la presión "volumétrica" por medio del transductor 84 de presión en el depósito 62 de mezcla, que luego cuando es leído por el microprocesador 82 junto con una lectura de la etapa del ciclo operativo accederá a la tabla de consulta en busca de la configuración de flujo seleccionado y provocará que se abra la válvula 74 de demanda de control del flujo durante el tiempo especificado en la tabla.

25 Se han determinado las máximas frecuencias respiratorias para el aparato para la combinación de cada configuración de los conmutadores de control de flujo e intervalo de tensiones que controlan el aparato. Preferentemente, el aparato está diseñado para operar en tres configuraciones de 1, 2 y 3 litros por minuto (LPM) con un tiempo total de ciclo de PSA de 11 segundos.

30 La concentración del oxígeno suministrado por el aparato para cada configuración de los conmutadores 86 de control del flujo depende de la presión del sistema, de la tensión operativa (batería o alimentación externa), y frecuencia de respiración del paciente en intervalos permisibles de estos parámetros. Como en la realización mostrada en el documento US-A- 6.764.534, el microprocesador calcula, a partir de lecturas continuas o muestreadas de la posición del selector, de la tensión operativa, y de la frecuencia de accionamiento del controlador 80 de flujo, la concentración previsible de oxígeno que está siendo suministrada al usuario. Si cualquiera de estas se acerca a los umbrales superior o inferior, por ejemplo una concentración de solo un 85%, se puede proporcionar una alarma intermitente para avisar al usuario de que puede continuar utilizando el aparato pero debería actuar para evitar que el rendimiento se encuentre fuera de las especificaciones. Si cualquiera de los parámetros supera regularmente los umbrales predeterminados, por ejemplo una concentración calculada de oxígeno de 80% o menos, la alarma puede estar programada para sonar continuamente para notificar al usuario de que el rendimiento del aparato 20 se encuentra fuera de las especificaciones y deje de utilizarse.

35 Por ejemplo, aunque se ha diseñado el aparato para acomodar frecuencias respiratorias razonables, un aumento muy significativo en la actividad física de un usuario y la mayor frecuencia respiratoria resultante podrían provocar que el aparato tenga una sobrecarga de demanda de oxígeno procedente del aparato 20 mayor de la que puede suministrar. Preferentemente, la realización mostrada incluye una señal audible en el arranque del aparato, alarmas tanto audible como de luz visual roja para señalar una presión elevada o reducida, sobrecarga del sistema, y una situación de apnea (es decir, la ausencia de una inhalación dentro de un tiempo preestablecido), alarmas audible y de luz visible amarilla para señalar una condición de batería baja, y una luz verde intermitente para indicar una operación normal del aparato en un modo de impulsos.

40 El controlador 80 de flujo monitoriza continuamente la tensión de la batería, la configuración del conmutador de control del flujo, y la frecuencia respiratoria del paciente. Si la frecuencia respiratoria provoca que el aparato se acerque a una condición de sobrecarga (una concentración de oxígeno de aproximadamente un 85%) o que alcance una sobrecarga (una concentración de aproximadamente un 80% o menos), la alarma bien avisa o bien alerta al paciente para que modere su actividad física.

45 Como en la realización mostrada en el documento US-A- 6.764.534, el aparato 20 puede estar alimentado por medio de una batería interna 98 o por una fuente de alimentación externa que también puede cargar la batería interna. Además, se puede controlar el ciclo operativo para funcionar en secuencia y durante los momentos dados a conocer en el documento US-A- 6.764.534 u otros momentos adecuados a las selecciones deseadas de salida del producto

5 gaseoso. De forma similar, la circuitería, las alarmas y los indicadores pueden funcionar de forma similar. Por ejemplo, en la realización descrita anteriormente y como se muestra en el documento US-A-6.764.534, el microprocesador monitoriza la tensión de la batería, la presión del sistema y el caudal; realizaciones adicionales pueden incluir un sistema de monitorización del oxígeno con el uso de un detector de oxígeno en sangre conectable al usuario para medir la concentración real, en vez de la calculada, de oxígeno que está siendo suministrada al usuario. Además, los expertos en la técnica pueden incluir otras características conocidas de seguridad para ser utilizadas con fines médicos monitorizados y/o no monitorizados.

10 Se comprenderá que se pueden realizar diversas modificaciones y sustituciones en la realización descrita sin alejarse del alcance de la invención como se define mediante las reivindicaciones adjuntas. En consecuencia, se concibe que la realización preferente descrita sea para fines ilustrativos y no limitantes.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato portátil (20) de suministro de oxígeno de adsorción por oscilación de presión o por oscilación de presión de vacío para usos médicos, que tiene componentes operativos dentro de un alojamiento (104, 106) que contiene un chasis central (108), incluyendo los componentes operativos:
- 5 al menos dos lechos adsorbentes (30, 32) para adsorber nitrógeno del aire ambiente y para producir un producto gaseoso que tiene una mayor concentración de oxígeno con respecto a la del aire ambiente, teniendo cada lecho (30, 32) un extremo (30a, 32a) de entrada para recibir el aire ambiente y descargar nitrógeno adsorbido,
- 10 y un extremo (30b, 32b) de salida para suministrar en momentos seleccionables el producto gaseoso a una salida (68) del aparato (20),
un colector (120) de alimentación/desecho sobre el que están montados directamente los lechos (30, 32) en sus extremos (30a, 32a) de entrada;
un colector (122) de producto sobre el que están montados directamente los lechos (30, 32) en sus extremos (30b, 32b) de salida;
- 15 un compresor (24) montado de forma desmontable directamente sobre el colector (120) de alimentación/desecho;
canales internos en el colector (120) de alimentación/desecho y configurados para estar en comunicación de fluido con las entradas (30a, 32a) de los lechos y el compresor (24);
canales cortados dentro del colector (122) de producto y configurados para estar en comunicación de fluido
- 20 con las salidas (30b, 32b) de los lechos y una salida (68) del aparato (20);
al menos dos válvulas (40, 42) de entrada y al menos dos válvulas (44, 46) de desecho montadas en el colector de alimentación/desecho, estando cada una de las válvulas de entrada en comunicación de fluido por medio de un canal del colector de alimentación/desecho con el compresor (24) y uno de los extremos (30a, 32a) de entrada de los lechos y controlando el flujo de aire ambiente al interior del lecho adsorbente, y
- 25 cada una de las válvulas (44, 46) de desecho montadas en el colector de alimentación/desecho y controlando el flujo de gases de desecho procedente de uno de los lechos adsorbentes (30, 32);
un conjunto (60) de control que incluye un depósito (62) de mezcla montado de forma desmontable en el colector (122) de producto y en comunicación de fluido con los extremos de salida de los lechos adsorbentes;
- 30 una válvula (74) de control del flujo montada de forma desmontable en el colector (122) de producto y en comunicación de fluido con la salida del aparato, estando el depósito de mezcla y la válvula de control del flujo en comunicación de fluido mutua, y accionada la válvula de control del flujo mediante la inhalación del usuario para controlar el suministro del producto gaseoso procedente de los lechos adsorbentes a la salida del aparato; y
- 35 un orificio de purga y una válvula de equalización de un aparato de suministro de oxígeno de adsorción por oscilación de presión, o un aparato de suministro de oxígeno de adsorción por oscilación de presión de vacío;
manteniéndose conjuntamente los dos lechos (30, 32), los dos colectores (120, 122) y el compresor (24) como una unidad compacta por medio de un único tornillo alargado (130) que pasa a través de los colectores (120, 122) entre los lechos (30, 32) y está roscado en el compresor (24); y
- 40 todos los componentes operativos están mantenidos conjuntamente como una unidad compacta y como una unidad enganchable al chasis central (108).

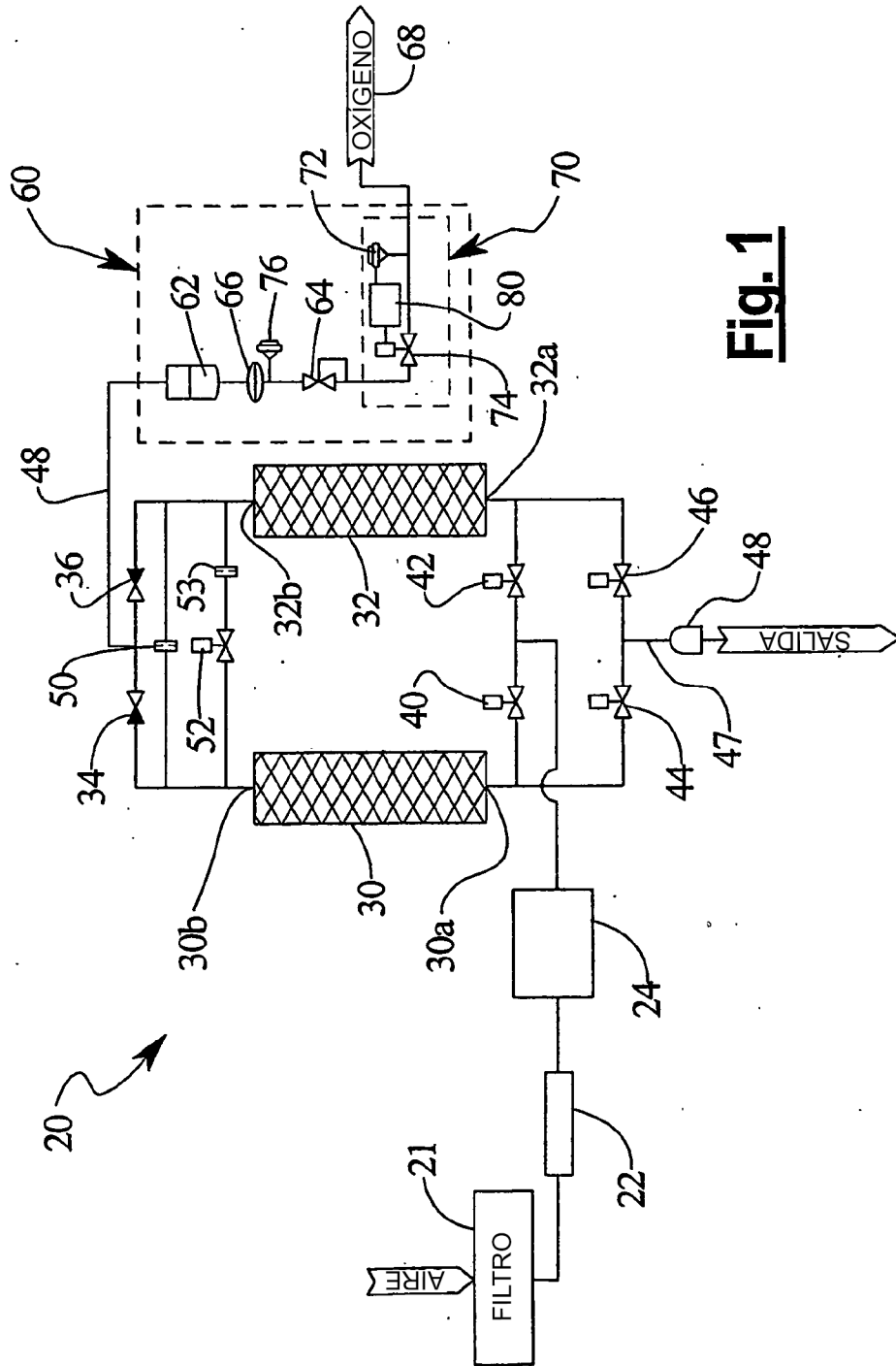


Fig. 1

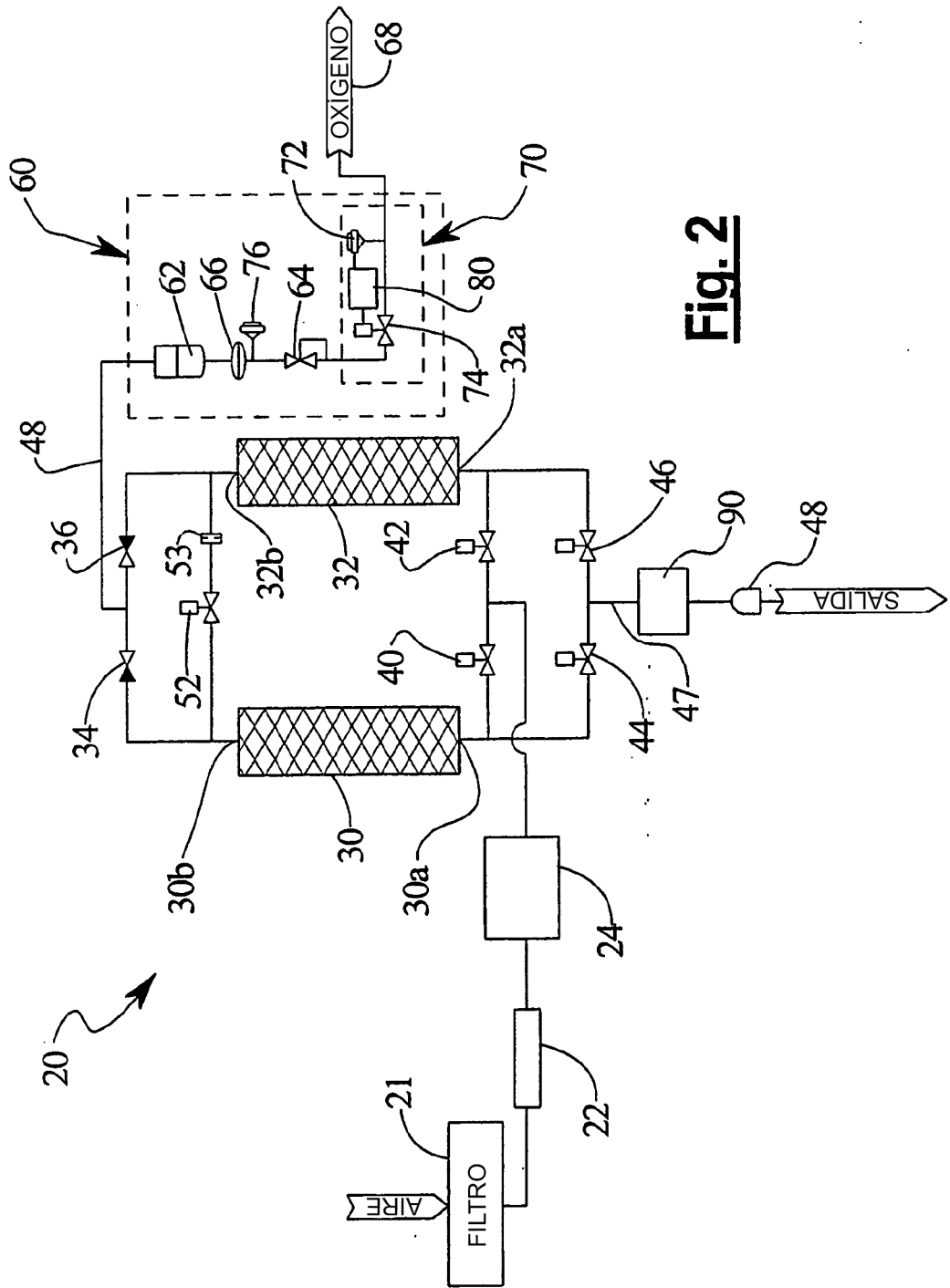


Fig. 2

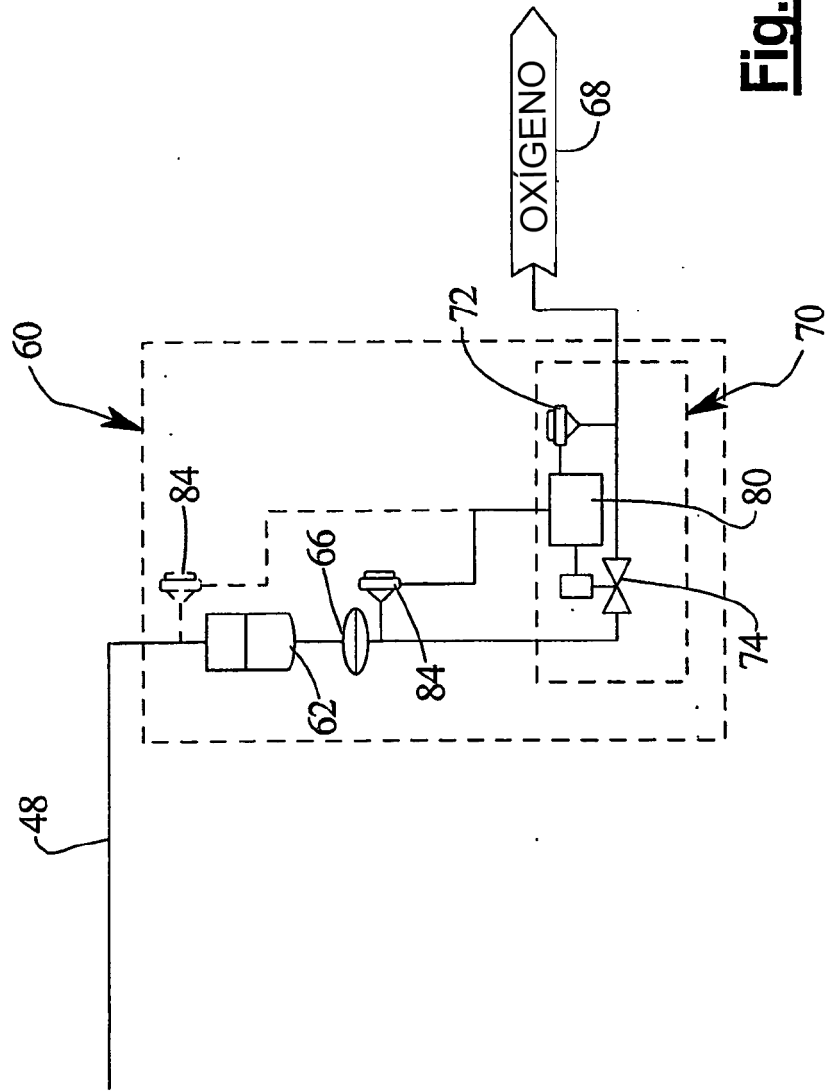


Fig. 3

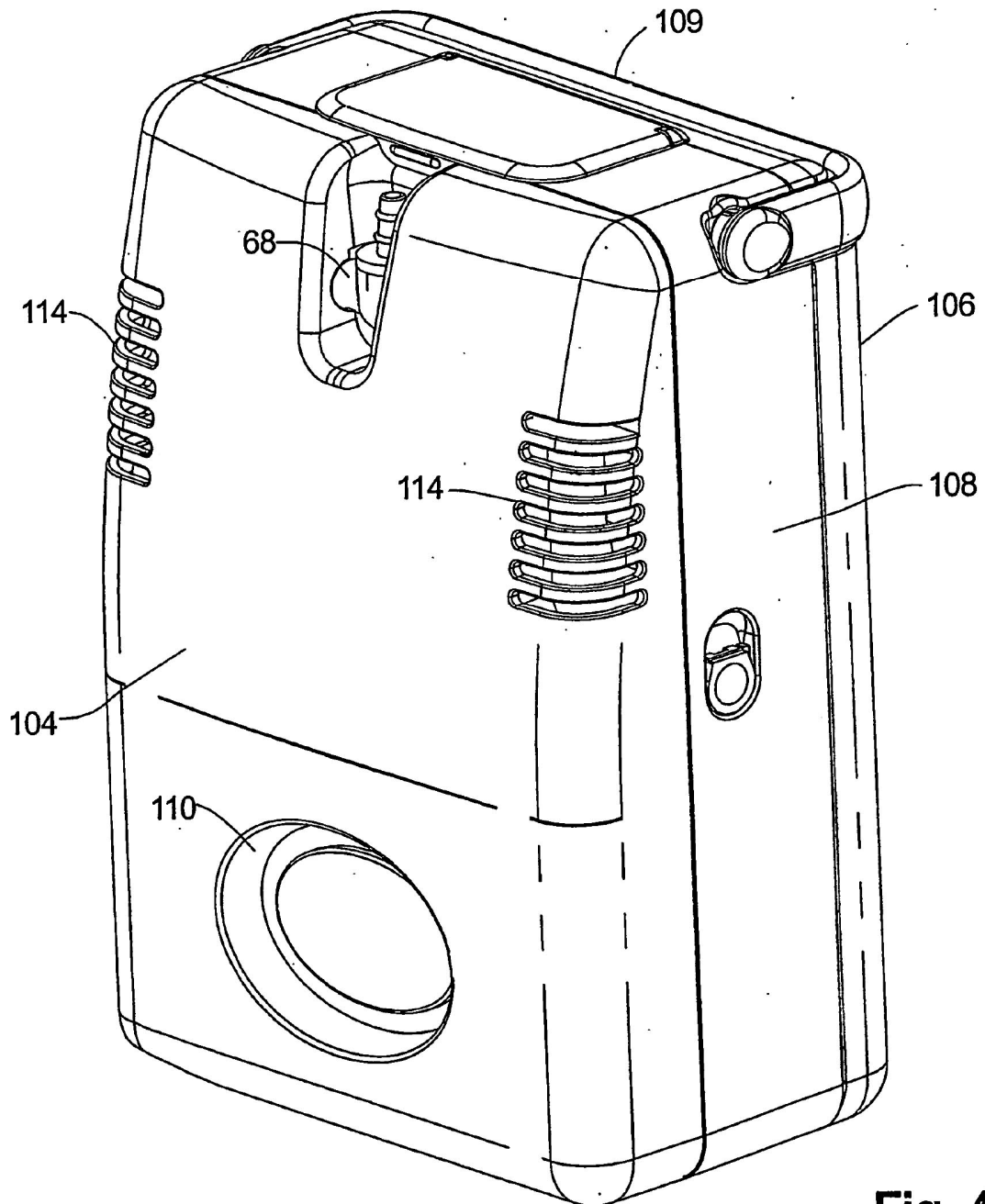


Fig. 4

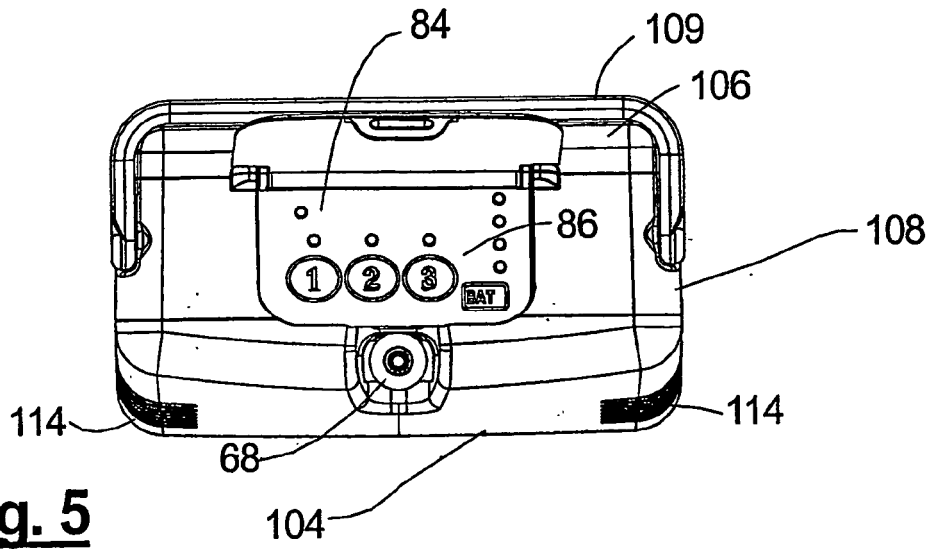


Fig. 5

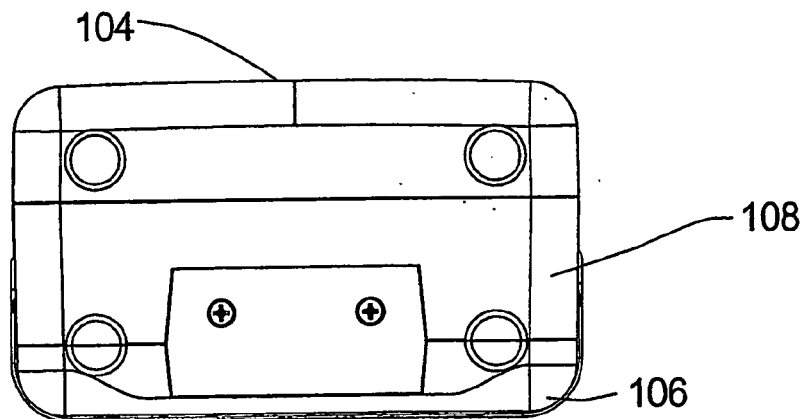


Fig. 6

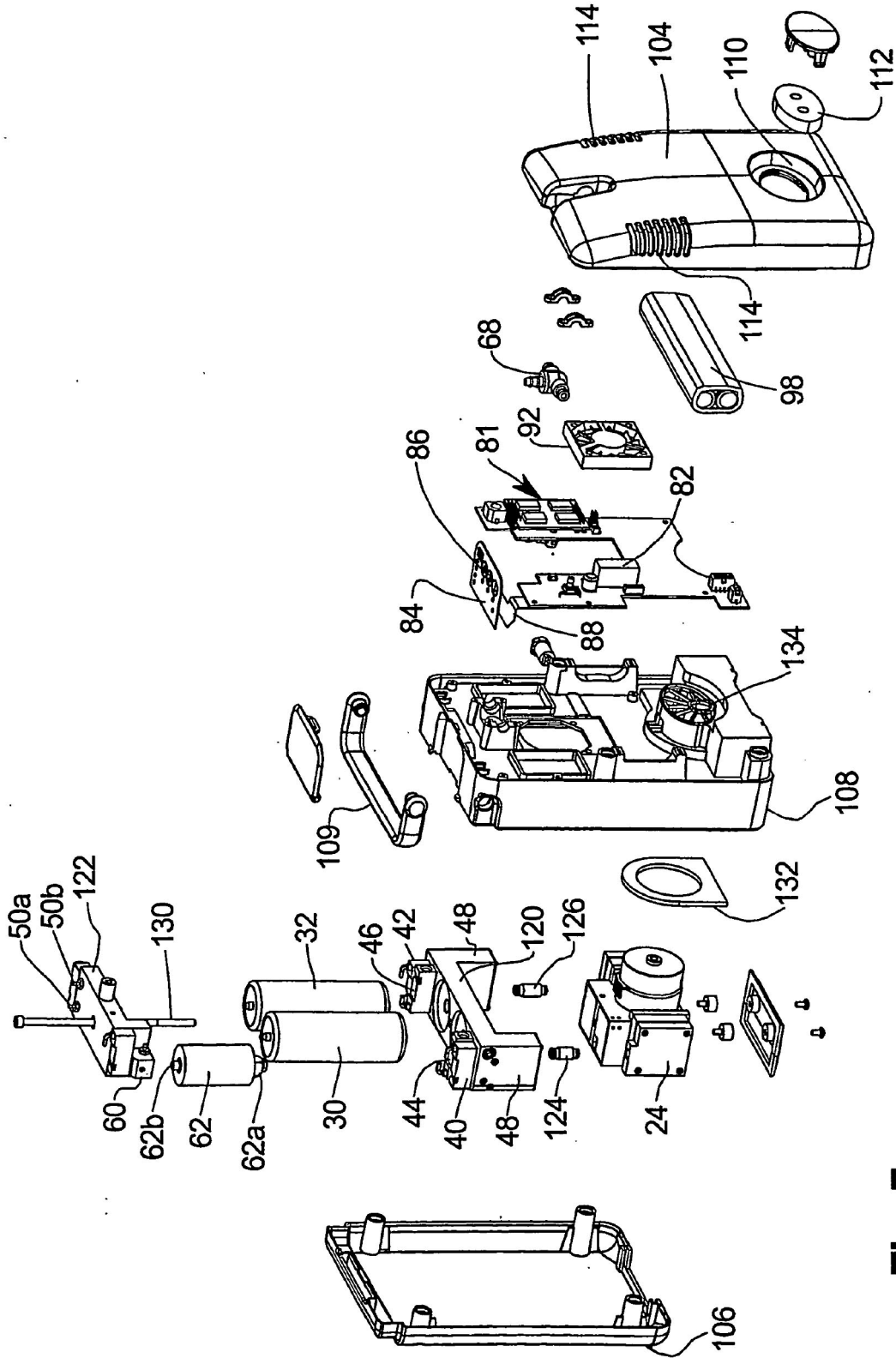


Fig. 7

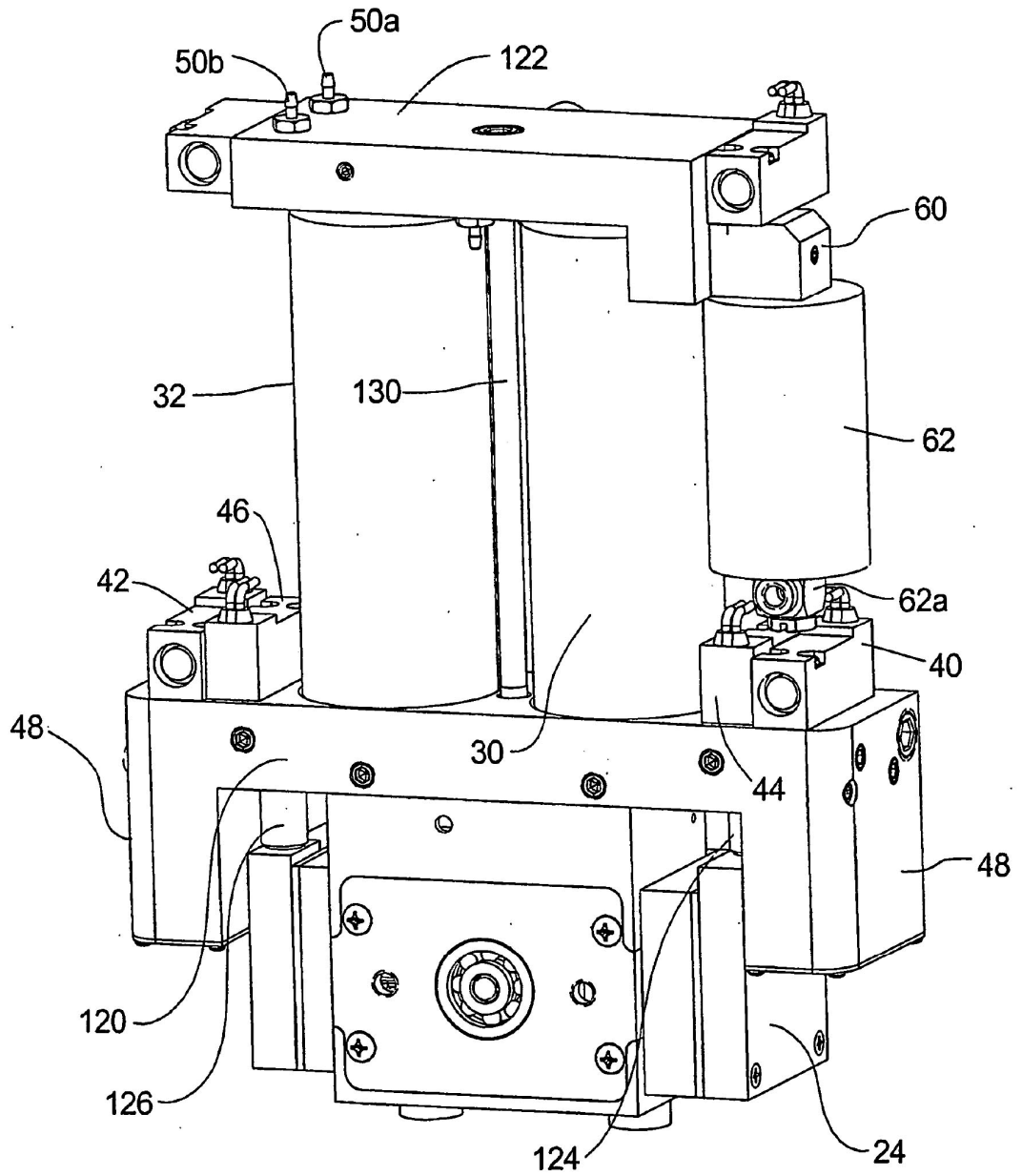


Fig. 8

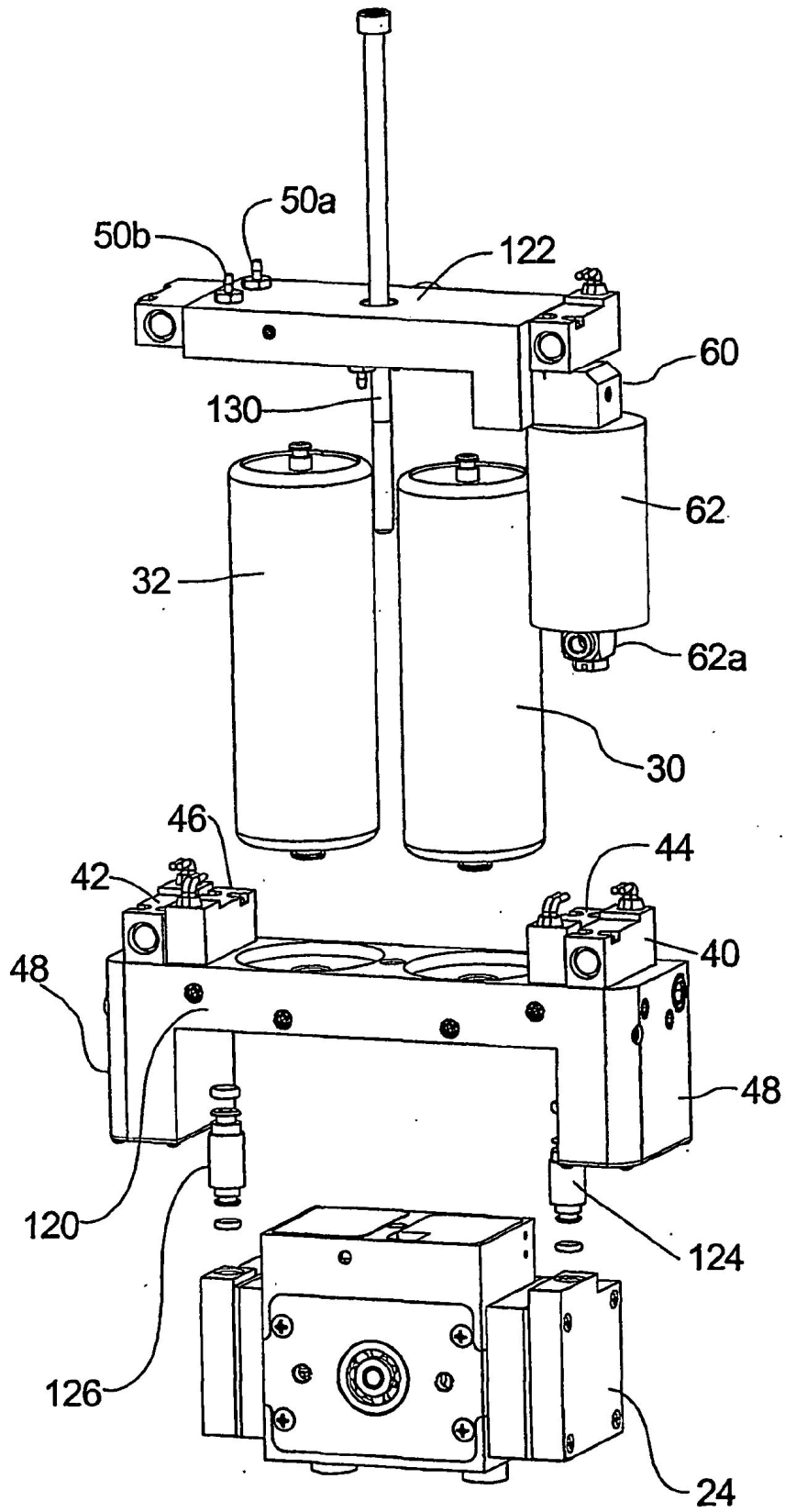


Fig. 9

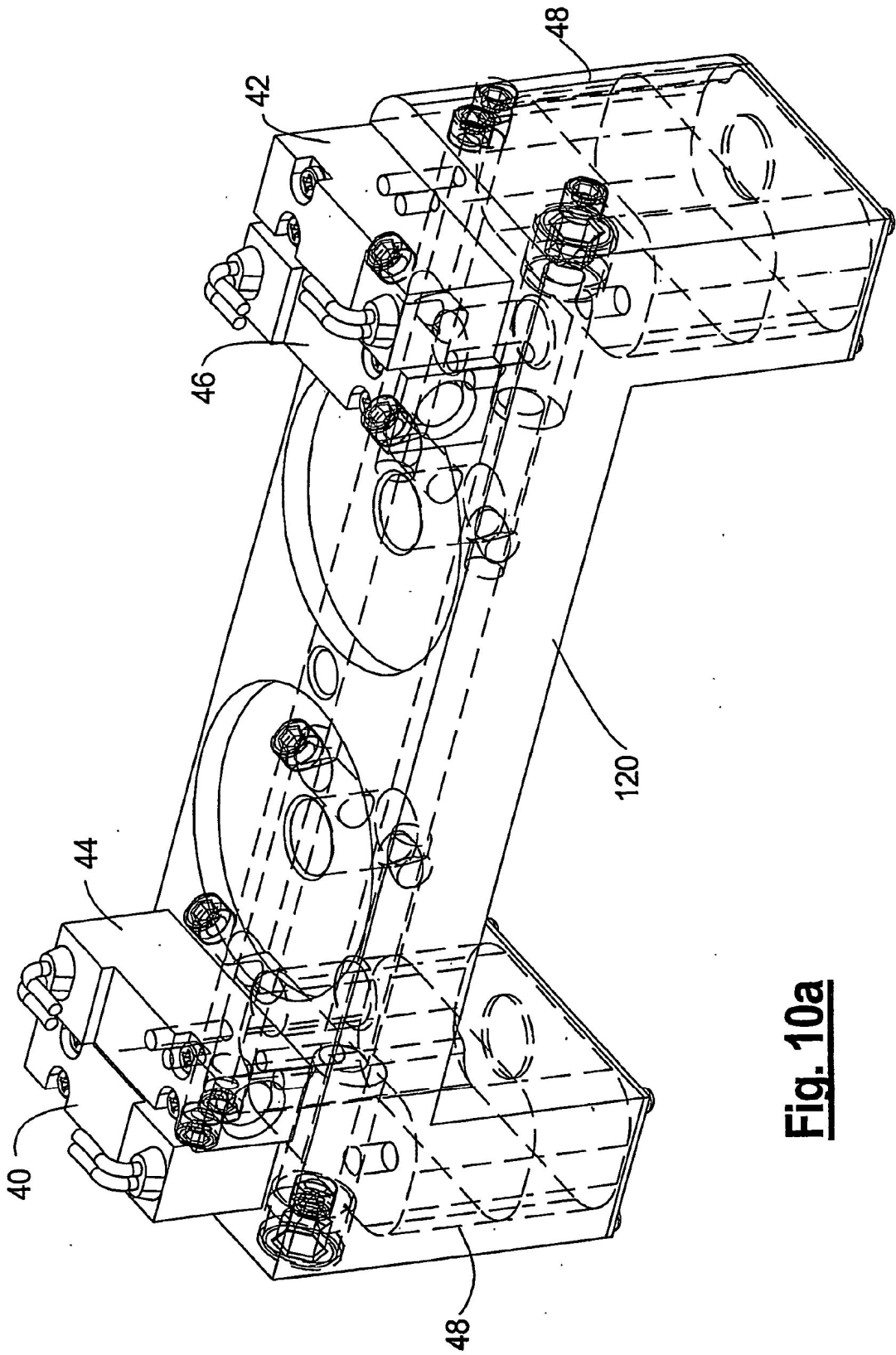


Fig. 10a

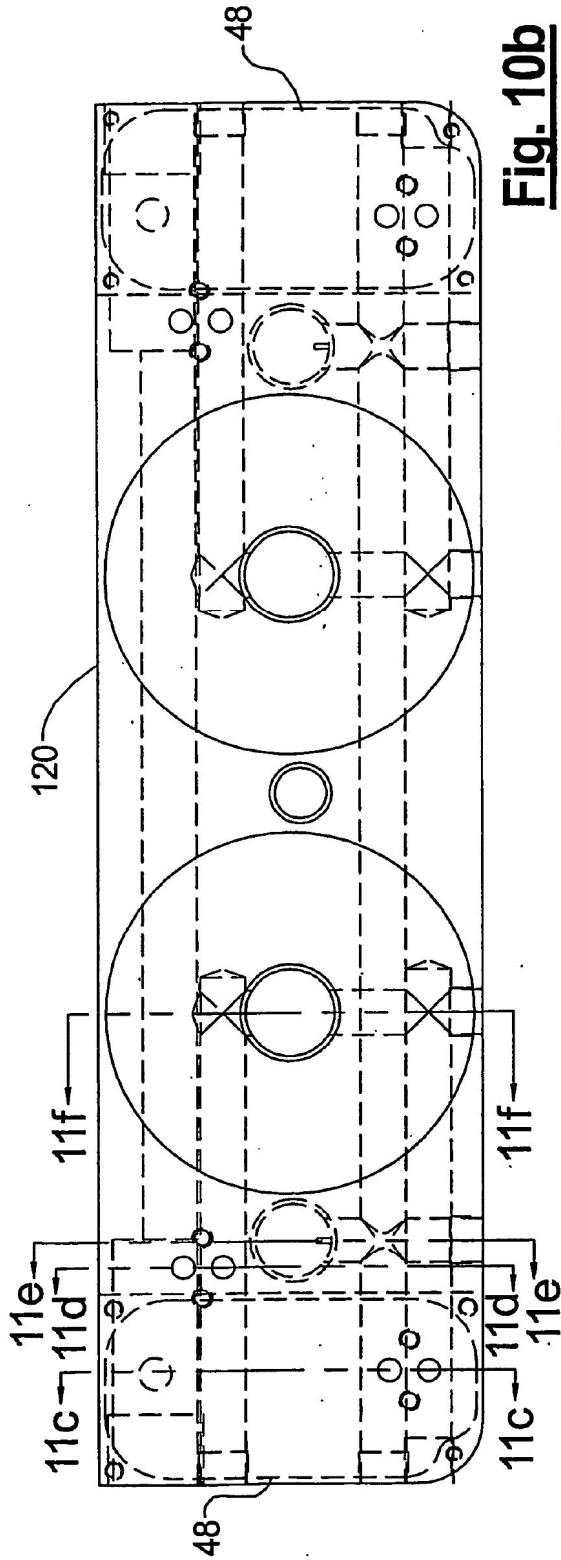


Fig. 10b

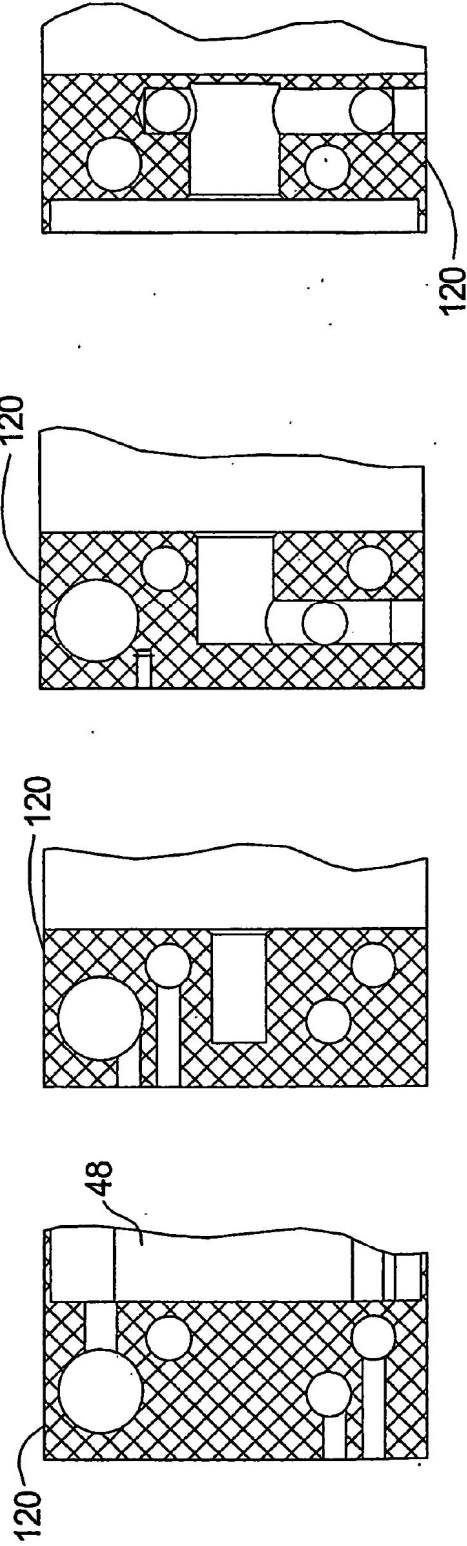


Fig. 10c

Fig. 10d

Fig. 10e

Fig. 10f

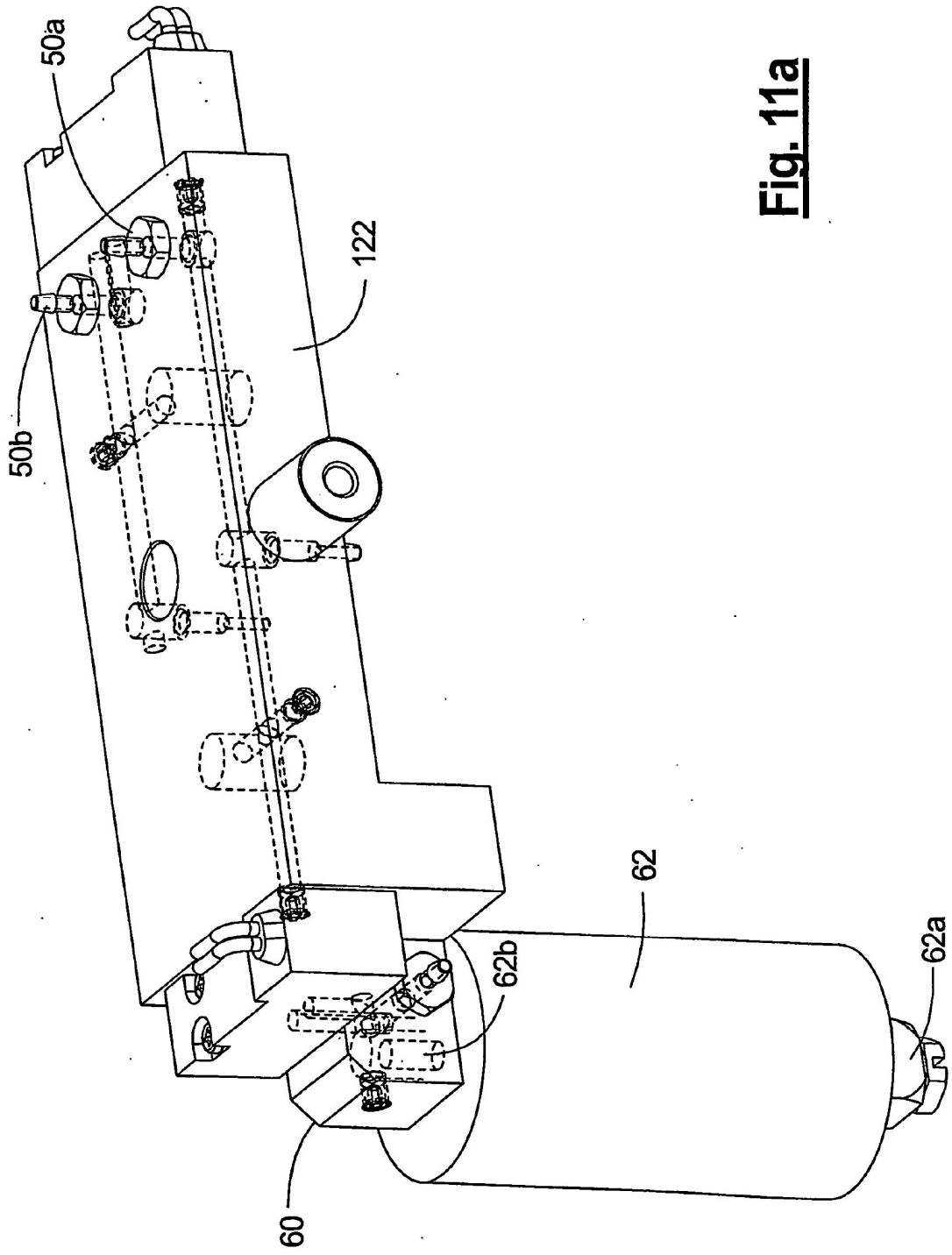


Fig. 11a

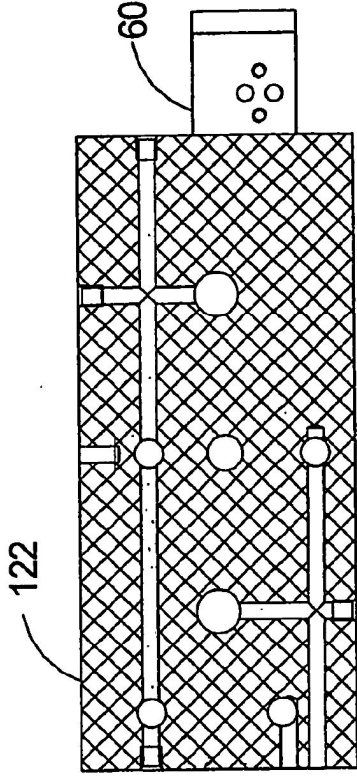


Fig. 11d

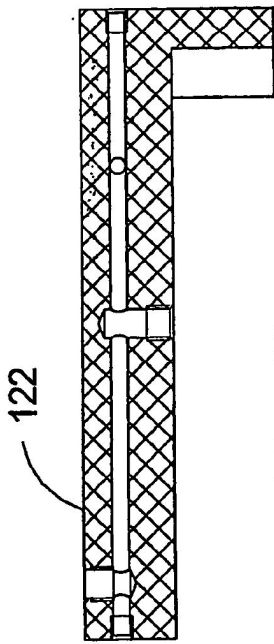


Fig. 11c

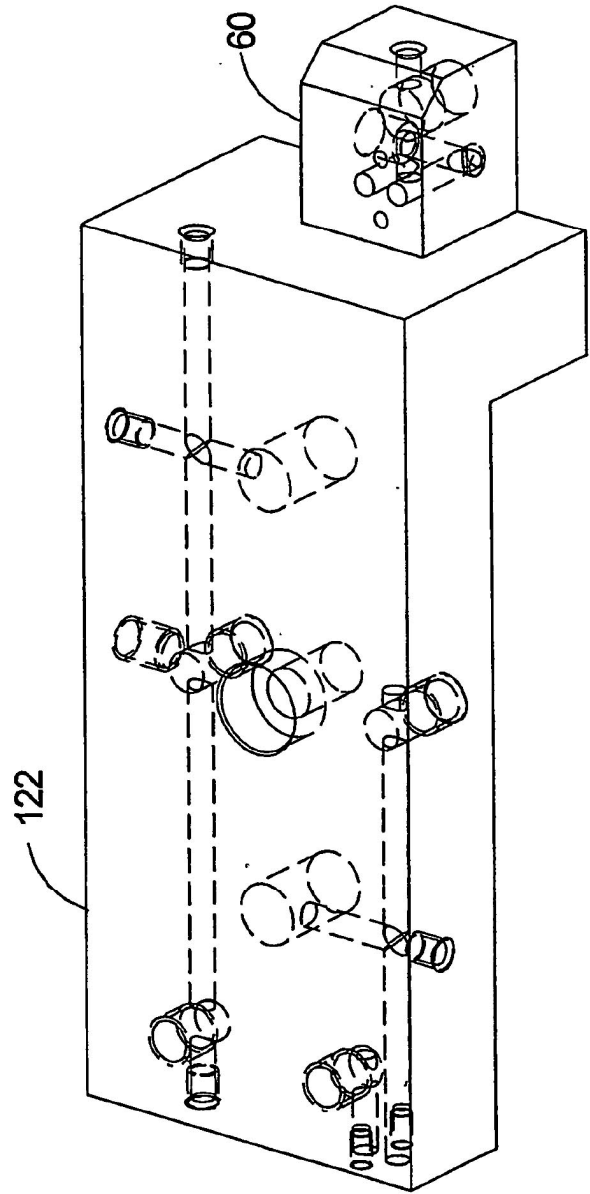


Fig. 11b