

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 787 604**

51 Int. Cl.:

A61M 16/10 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

A61M 15/02 (2006.01)

A61M 16/06 (2006.01)

A61M 16/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.03.2011 PCT/US2011/028456**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.09.2011 WO11115954**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.03.2011 E 11756831 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.02.2020 EP 2547388**

54 Título: **Sello para interfaces de compresión variable**

30 Prioridad:
16.03.2010 US 725278

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.10.2020

73 Titular/es:
**CAREFUSION 207, INC. (100.0%)
3750 Torrey View Court
San Diego CA 92130, US**

72 Inventor/es:
**LABOLLITA, STEVE y
RUSTAD, ANDRE M.**

74 Agente/Representante:
GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 787 604 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

Sello para interfaces de compresión variable

Antecedentes

- 5 Los médicos clínicos a menudo usan ventiladores o circuitos de respiración para brindar asistencia en la respiración de los pacientes o de otro modo para tratar dolencias respiratorias. Los ventiladores y circuitos de respiración proporcionan asistencia mecánica a los pacientes que tienen problemas para respirar por sí mismos y son usados para suministrar gases y medicamentos. Un circuito de respiración puede estar acoplado a, o incluir, una fuente de presión positiva, tal como un recipiente de un gas precomprimido o un ventilador, para suministrar un flujo de gases a presión a los pulmones de un paciente. Cuando es liberada la sobrepresión, el paciente exhala debido a la elasticidad
- 10 de los pulmones (en numerosos dispositivos la secuencia puede ser invertida, es decir, un paciente que intente exhalar durante la sobrepresión puede hacer que esta sea liberada). Por momentos, el circuito de respiración puede ser una simple máscara de válvula de bolsa operada a mano colocada sobre la nariz, la boca o ambas. Algunos circuitos de respiración son más complicados y pueden incluir un conjunto de componentes de respiración adicionales, tal como nebulizadores, unidades de intercambio de calor y humedad (HME) y otros, dispuestos entre la fuente de presión y el paciente.
- 15 Los circuitos de respiración son robustos pero pueden contener interfaces con fugas en los lugares en los que los componentes son acoplados a los pacientes, tal como alrededor de las máscaras, o entre las cámaras dentro de los propios componentes, tal como dentro de las unidades HME. A menudo, estas interfaces tienen fugas como resultado de las compresiones variables entre los elementos de la interfaz. Las interfaces de compresión variable comparten la característica común de que proporcionan la probabilidad de que el aire ambiental u otros gases resulten involuntariamente mezclados con los gases presurizados dado que las interfaces pueden tener fugas. El aire ambiente u otros gases introducidos en el circuito pueden contener productos aéreos no deseados, tal como microbios, que pueden propagarse a los pacientes. Además, las interfaces con fugas pueden propagar los microbios de los pacientes a los cuidadores.
- 20 Las interfaces con fugas que resultan en una mezcla no intencional de fluidos y en la penetración no deseada de microbios no están limitadas a los circuitos de respiración. Otro ejemplo de una interfaz de compresión variable incluye una interfaz de pico de pato o de sello limpiador con un paciente usada a menudo con un trocar quirúrgico, que proporciona un punto de entrada para introducir instrumentos laparoscópicos en un paciente para proporcionar una cirugía menos invasiva. Pueden ser determinados fácilmente otros ejemplos de interfaces de compresión variable que reduzcan la eficacia del flujo de fluidos o permitan la penetración de partículas no deseadas.
- 25 La Patente de los Estados Unidos Núm. 3724495 describe un conjunto de filtro para evitar el atrapamiento de partículas concentradas en fluido entre los elementos de sellado de metal a metal de una válvula de tipo "poppet" usada, por ejemplo, en el suministro de propulsores a los cohetes.
- 30 El documento alemán DE 102008001844 A1 describe una válvula para uso, por ejemplo, en un inyector de combustible para un motor de combustión interna en el que el asiento de la válvula contiene una porción de asiento poroso para reducir el área de contacto entre el sello y su asiento y así reducir la fuerza requerida para abrir la válvula en clima frío.
- 35 El documento EP 1609499 describe un concentrador de oxígeno para equipo médico que incluye un filtro de tela no tejida para recoger partículas de desgaste del material de sellado en un canal de aire entre una columna de adsorción y un compresor de aire.
- 40 El documento US 2009/301474 A1 describe un mecanismo de válvula de uso en una interfaz de paciente para uso en un procedimiento de ventilación.
- 45 El documento US 5829428 describe conjuntos de retención de vapor, para retener pasivamente los promotores respiratorios en procedimientos médicos tal como ventilación líquida.
- El documento US 2008/302365 describe una máscara respiratoria que es lo suficientemente rígida para proporcionar estabilidad dimensional y un volumen constante entre la máscara respiratoria y el rostro del usuario.
- El documento US 2009/014007 describe una interfaz de paciente para uso en el suministro de un flujo de gas respirable a una vía respiratoria de un paciente que incluye un sistema de doble sello que incluye un elemento de reducción de fugas que puede ser proporcionado en un sello para reducir y/o difundir fugas de gas.
- 50 Sin embargo, ninguna de estas referencias describe el uso de un sello dispuesto en al menos uno de los miembros de obstrucción y el elemento de manera que pueda ser comprimido entre el miembro de obstrucción y el elemento para restringir la fuga de fluido entre el miembro de obstrucción y el elemento cuando el miembro de obstrucción es movido en una posición para obstruir el flujo de fluido a través de una trayectoria de flujo específica para encauzar el flujo de fluido a través de una trayectoria de flujo que contiene diferentes medios de retención de calor y humedad, en el que

el sello comprende un medio de filtro comprimible configurado para atrapar las partículas no deseadas, que intentan pasar entre el miembro de obstrucción y el elemento, en el sello.

Sumario

5 Este sumario presenta una selección de conceptos en forma simplificada que son descritos más adelante en la Descripción Detallada. Este sumario no tiene por objeto identificar las características clave o esenciales del tópico reivindicado, y no pretende limitar el ámbito del tópico reivindicado.

10 La presente invención es expuesta en las reivindicaciones y proporciona una unidad de intercambio de calor y humedad útil en dispositivos de comunicación de fluido incorporados en ventiladores o circuitos de respiración. El dispositivo incluye un elemento configurado para entrar en contacto con el artículo para formar una interfaz de compresión variable entre el elemento y el artículo. El dispositivo también incluye un sello dispuesto en el elemento y en la interfaz de compresión variable. El sello está configurado para reducir una cantidad de fuga de fluido no deseada en la interfaz de compresión variable. Un sello de ejemplo incluye un medio de filtro configurado para atrapar las partículas no deseadas que intentan pasar a través de la interfaz de compresión variable. En un ejemplo, la interfaz de compresión variable puede estar incluida dentro de una unidad HME. En otro ejemplo, la interfaz de compresión variable puede estar formada entre un paciente y una máscara.

15 La unidad HME incluye una carcasa que forma un primer puerto, un segundo puerto y una sección intermedia que se extiende entre el primer y el segundo puerto. La sección intermedia define primeras y segundas trayectorias de flujo conectando fluidamente el primer puerto y el segundo puerto. La sección intermedia incluye un medio de retención de calor y humedad a lo largo de la primera trayectoria de flujo. La carcasa incluye un mecanismo de válvula que tiene un elemento que forma una abertura, un miembro de obstrucción y un sello. El miembro de obstrucción está retenido de forma móvil dentro de la carcasa y es transferible entre un primer punto de desplazamiento y un segundo punto de desplazamiento. El miembro de obstrucción en el primer punto de desplazamiento forma una interfaz de compresión variable con el elemento y cierra la segunda trayectoria de flujo para dirigir el flujo de fluido a través de la primera trayectoria. El miembro de obstrucción en el segundo punto de desplazamiento permite el flujo de fluido a través de la segunda trayectoria de flujo. El sello comprende un medio de filtro y está dispuesto en al menos uno del miembro de obstrucción y el elemento en la interfaz de compresión variable.

20 Otro aspecto de la divulgación está dirigido a un ejemplo de un circuito de respiración adecuado para uso con un paciente. El circuito de respiración incluye una fuente de fluido de presión positiva, un dispositivo de terminación configurado para interactuar con el paciente, y un componente que acopla fluidamente la fuente de fluido de presión positiva al dispositivo de terminación. El componente incluye una carcasa y un mecanismo de válvula. La carcasa tiene un primer puerto acoplado fluidamente a la fuente de presión positiva, un segundo puerto acoplado fluidamente al dispositivo de terminación y una sección intermedia que se extiende entre el primer y el segundo puerto. La sección intermedia de la carcasa define primeras y segundas trayectorias de flujo conectando fluidamente el primer puerto y el segundo puerto. El mecanismo de válvula está colocado dentro de la sección intermedia de la carcasa. El mecanismo de válvula incluye un elemento que forma una abertura, un miembro de obstrucción y un sello. El miembro de obstrucción está retenido en forma móvil dentro de la carcasa y es transferible entre un primer punto de desplazamiento y un segundo punto de desplazamiento. Cuando el miembro de obstrucción está en el primer punto de desplazamiento, forma una interfaz de compresión variable con el elemento y cierra la segunda trayectoria de flujo para dirigir el flujo de fluido a través de la primera trayectoria. Cuando el miembro de obstrucción está en el segundo punto de desplazamiento, permite el flujo de fluido a través de la segunda trayectoria de flujo. El sello incluye un medio de filtro y está dispuesto al menos en uno del miembro de obstrucción y el elemento en la interfaz de compresión variable.

Breve descripción de los dibujos

45 Los dibujos adjuntos están incluidos para proporcionar una mayor comprensión de las realizaciones y están incorporados y constituyen una parte de la presente solicitud. Los dibujos ilustran las realizaciones y junto con la descripción sirven para explicar los principios de las realizaciones. Otras realizaciones y muchas de las ventajas pretendidas de las realizaciones serán apreciadas fácilmente a medida que se comprendan mejor por referencia a la siguiente descripción detallada. Los elementos de los dibujos no están necesariamente representados a escala en relación entre sí. Los mismos números de referencia designan partes similares correspondientes.

50 La Figura 1A es una ilustración simplificada de un circuito de respiración, que proporciona sólo un ejemplo de un entorno adecuado que incluye características de la presente divulgación.

La Figura 1B es una ilustración simplificada de otro ejemplo de un circuito de respiración, que proporciona sólo otro ejemplo de un entorno adecuado que incluye características de la presente divulgación.

55 La Figura 2 es un dibujo esquemático que ilustra un dispositivo que forma una interfaz de compresión variable de acuerdo con los principios de la presente divulgación.

La Figura 3A es una vista esquemática que ilustra un componente del circuito de la Figura 1 que está de acuerdo con los principios de la presente divulgación y en una primera configuración.

La Figura 3B es una vista esquemática que ilustra el componente de la Figura 3A en una segunda configuración.

La Figura 4 es una vista de perspectiva esquemática que ilustra una característica del componente de la Figura 3A.

- 5 La Figura 5 es una vista en perspectiva que ilustra una unidad HME que tiene un modo de derivación y un modo HME, que es adecuada para uso como componente del circuito de las Figuras 3A y 3B, de acuerdo con los principios de la presente divulgación.

Descripción detallada

10 En la siguiente Descripción Detallada se hace referencia a los dibujos adjuntos, que forman parte de la misma, y en los que son mostradas a modo de ilustración las realizaciones específicas en las que puede ser practicada la invención. A este respecto, cualquier terminología direccional es usada con referencia a la orientación de las Figuras siendo descritas. Dado que los componentes de las realizaciones pueden estar posicionados en diversas orientaciones diferentes, la terminología direccional es usada con fines ilustrativos y no es bajo ningún concepto limitante. Debe entenderse que pueden ser usadas otras realizaciones y que pueden ser realizados cambios estructurales o lógicos sin desviarse del ámbito de la presente invención. Por lo tanto, la siguiente descripción detallada no debe ser considerada en un sentido restrictivo, y el ámbito de la presente invención es definido por las reivindicaciones adjuntas. También debe entenderse que las características de las diversas realizaciones de ejemplo descritas en la presente memoria pueden ser combinadas entre sí, a menos que sea indicado específicamente lo contrario.

20 La Figura 1A ilustra un circuito de respiración de ejemplo 20 que incluye los principios de la presente divulgación. El circuito de respiración 20 es sólo un ejemplo de un circuito de respiración, y un circuito de respiración es sólo un ejemplo de un entorno adecuado para incluir los principios de la presente divulgación. Los principios desvelados que son descritos con referencia al circuito de respiración de ejemplo 20 pueden estar adaptados a otros entornos que tengan interfaces de compresión, que pueden sufrir fugas que pueden generar contaminación, tal como cirugía laparoscópica, así como otros ejemplos no necesariamente relacionados con la atención clínica. El circuito de respiración 20 incluye una serie de componentes acoplados fluidamente entre sí como es descrito a continuación. Un ventilador 22 está acoplado a un tubo de ventilación extraíble 24 para suministrar gases comprimidos, tal como aire, oxígeno o similares, desde el ventilador 22 hacia un paciente 28. El tubo de ventilación 24 está conectado con un conector en Y 26 en un puerto de admisión 30. El conector en Y 26 está acoplado con una unidad HME 32 en el puerto proximal 34. La unidad HME 32 puede ser una unidad HME de tipo de derivación. Un puerto distal 36 de la unidad HME 32 está conectado a un tubo de paciente 38, y el tubo de paciente 38 está acoplado a un dispositivo de terminación 44, tal como un tubo endotraqueal 40 o similares. El conector en Y 26 también incluye un puerto de salida 46 acoplado al ventilador 22 con otro tubo de ventilador 48, que está configurado para recibir la exhalación del paciente. El circuito de respiración 20 puede contener componentes adicionales no mostrados. Uno de esos componentes es un nebulizador que suministra medicación en aerosol destinada al paciente 28. Otro componente puede ser un inhalador de dosis medida. Otros componentes conocidos y desconocidos pueden estar incluidos en el circuito de respiración 20.

La Figura 1B ilustra sólo otro circuito de respiración de ejemplo 50 que incluye una máscara de tipo de respiración 51. La máscara de tipo de respiración 51 incluye un dispositivo de respiración 52, que puede incluir filtros como se muestra o simplemente una entrada filtrada, y está configurada para recibir gases presurizados o para recibir aire de forma pasiva. El respirador 52 está acoplado a una porción de máscara 54 que sirve de interfaz con un usuario 56. La porción de máscara 54 incluye un labio 60 que está configurado para servir de interfaz con el usuario 56 en la región de la nariz y la boca 58 del rostro.

45 Los circuitos de respiración 20, 50 incluyen interfaces de compresión variable en las que las partes de los componentes pueden estar conectadas entre sí, tal como una interfaz de compresión variable 62 dentro de la unidad HME 32 (en la Figura 1A) o en las que los componentes están conectados al usuario o al paciente, tal como una interfaz de compresión variable 64 en la que el labio 60 está en contacto con la región facial del usuario/paciente 58 u otra piel o tejido (en la Figura 1B). Estas interfaces incluyen compresiones variables como resultado de tolerancias normales en la fabricación de los componentes o las partes de los componentes, desviaciones de la geometría plana, variaciones en el durómetro o la recuperación de materiales elastoméricos, y variaciones en la anatomía del paciente. Estas interfaces de compresión variables 62, 64 están proporcionadas con un sello que es descrito a continuación.

La Figura 2 ilustra un ejemplo construido de acuerdo con la presente divulgación. Más en particular, la Figura 2 ilustra un dispositivo 70 que está en comunicación fluida con un artículo 72 y que está construido de acuerdo con los principios de la presente divulgación. En un primer ejemplo, el dispositivo 70 es la porción de máscara 54 y el artículo 72 es la región facial del paciente 58 cerca de la nariz y la boca de la Figura 1B. En un segundo ejemplo, el dispositivo 70 puede ser un pico de pato o un sello limpiador y el artículo 72 es un trocar quirúrgico, o similares. Los primeros y segundos ejemplos no son exhaustivos de las posibles implementaciones del dispositivo 70 y sólo tienen fines ilustrativos. El dispositivo 70 incluye un elemento 74 configurado para entrar en contacto con el artículo 72 para formar

una interfaz de compresión variable 76 entre el elemento 74 y el artículo 72. Con referencia a la Figura 1B, el elemento 74 es el labio 60 de la máscara 54 del primer ejemplo. La interfaz de compresión variable 76 entre el elemento 74 y el artículo 72 no es hermética a fluidos por sí misma, y la interfaz de compresión variable 76 incluye una fuga de fluidos no deseada. El dispositivo 70 también incluye un sello 78 dispuesto en el elemento 74 y en la interfaz de compresión variable 76. El sello 78 está configurado para reducir una cantidad de fuga de fluidos no deseada en la interfaz de compresión variable 76. El sello 78 comprende un medio de filtro y es descrito a continuación.

Las Figuras 3A y 3B ilustran otro ejemplo construido de acuerdo con la presente divulgación. Más en particular, las Figuras 3A y 3B ilustran un ejemplo de una unidad HME 90, o más en particular una unidad HME de tipo de derivación, construida de acuerdo con los principios de la presente divulgación, que también incluye una interfaz de compresión variable. La unidad HME 90 incluye una carcasa 92 que forma un primer puerto 94, un segundo puerto 96 y una sección intermedia 98 que se extiende entre el primer puerto 94 y el segundo puerto 96. La sección intermedia 98 define una primera trayectoria de flujo 102 y una segunda trayectoria de flujo 104 que conecta fluidamente el primer puerto 94 y el segundo puerto 96. La sección intermedia 98 incluye un medio de retención de calor y humedad, o medio HME 106, y a menudo puede incluir un filtro secundario 107, a lo largo de la primera trayectoria de flujo 102. La carcasa 92 incluye un mecanismo de válvula 108 que tiene un elemento 110 que forma una abertura 112, un miembro de obstrucción 114, y un sello 116. El miembro de obstrucción 114 es retenido de forma móvil dentro de la carcasa 92 y es transferible entre un primer punto de desplazamiento 117 (mostrado en la Figura 3A) y un segundo punto de desplazamiento 118 (mostrado en la Figura 3B). El miembro de obstrucción 114 en el primer punto de desplazamiento 117 forma una interfaz de compresión variable 120 con el elemento 110 y cierra la segunda trayectoria de flujo 104 para dirigir el flujo de fluido, tal como un flujo de aire, a través de la primera trayectoria 102. El miembro de obstrucción 114 en el segundo punto de desplazamiento 118 permite el flujo de aire a través de la segunda trayectoria de flujo 104. El sello 116 comprende un medio de filtro y está dispuesto en al menos uno del miembro de obstrucción 114 y el elemento 110 en la interfaz de compresión variable 120, y es similar al sello 78 del ejemplo descrito anteriormente que corresponde a la Figura 2.

Durante la operación de la unidad HME de tipo de derivación 90 en un circuito de respiración, el primer puerto 94 recibe los gases presurizados de una fuente de presión y en un ejemplo corresponde al puerto proximal 34 de la unidad HME 32 de la Figura 1. El segundo puerto 96 pasa los gases presurizados al paciente 28 y en el ejemplo corresponde al puerto distal 36 de la unidad HME de la Figura 1. Cuando la unidad HME de tipo de derivación 90 está configurada en modo HME como es indicado en la Figura 3A, el mecanismo de válvula 118 cierra la segunda trayectoria de flujo 104 y los gases presurizados son dirigidos a través de la primera trayectoria de flujo 102. Los gases se desplazan a través del medio HME 106 y el filtro secundario 107 al segundo puerto 96 hacia el paciente. La exhalación del paciente se desplaza en la dirección inversa de la primera trayectoria de flujo 102. El calor y la humedad de la exhalación quedan atrapados con el medio HME 106, que pueden ser devueltos al paciente una vez que sea reanudada la aplicación de gases presurizados. El sello 116 reduce la cantidad de fluido no deseado que penetra en el mecanismo de válvula cuando la unidad 90 está en el modo HME.

Cuando la unidad HME de tipo de derivación es transferida al modo de derivación, como es indicado en la Figura 3B, el mecanismo de válvula 118 abre la segunda trayectoria de flujo 104. El mecanismo de válvula 118 puede dejar la primera trayectoria de flujo 102 abierta, dado que el flujo de fluido seguirá sustancialmente la trayectoria de menor resistencia, es decir, la segunda trayectoria de flujo no obstruida 104. Las pruebas indican que al menos 95%, y a menudo al menos 98%, de los gases de la unidad HME de tipo de derivación 90 pasan a través de la segunda trayectoria de flujo 104 en el modo de derivación. El modo de derivación es especialmente adecuado para suministrar medicamentos en aerosol al paciente, por ejemplo, desde un nebulizador o desde un inhalador de dosis medida, sin tener que romper el circuito de respiración o sin tener que lidiar con la obstrucción del medio HME 106 y el filtro secundario 107 en el suministro de los medicamentos.

Los mecanismos o sellos tradicionales usados para reducir las fugas de fluidos o crear sellos herméticos a fluidos en general son ineficaces en la interfaz de compresión variable 120 para reducir una cantidad de fuga de fluido no deseada, mejorando la protección contra la penetración de microbios a través de los espacios en las interfaces, o ambas cosas. Los costos involucrados en la fabricación de interfaces más herméticas o de mejor ajuste son prohibitivos. Los costos que implica la mejora significativa de las tolerancias de fabricación o el uso de materiales más resistentes y de mejor ajuste son superiores a los óptimos para un dispositivo desechable, y es probable que los costos adicionales repercutan en el paciente o en quien sea responsable de pagar la atención del paciente. En los experimentos ha sido demostrado que los medios típicamente menos costosos usados para detener las fugas, tal como juntas tóricas y empaques dispuestas en las interfaces de compresión variables, a menudo no son lo suficientemente eficaces para reducir las fugas no deseadas y la penetración de microbios. Por ejemplo, las juntas tóricas y empaques pueden ser difíciles de ajustar en las unidades HME de tipo de derivación 90. En general, la cantidad de fuerza del elemento 110 en la interfaz de compresión variable 120 para cerrar la segunda trayectoria de flujo 104 suele ser demasiado pequeña para comprimir adecuadamente las juntas tóricas y numerosos empaques para formar un sellado eficaz. A fin de hacer la unidad HME 90 más fuerte para disponer las fuerzas adicionales para comprimir adecuadamente las juntas tóricas, son usadas piezas y técnicas de fabricación prohibitivamente más costosas. Además, los microbios se reúnen en las juntas tóricas y los empaques en la interfaz de compresión variable

120 cuando es cerrada la segunda trayectoria de flujo 104, y estos microbios a menudo son soplados en el circuito de respiración causando contaminación.

5 El sello 116 está construido con un medio de filtro comprimible y proporciona una solución relativamente económica al problema de las fugas no deseadas y la penetración de microbios. Por ejemplo, las unidades HME de tipo de derivación 90 son probadas de acuerdo con la norma ISO 23328-1 con un aerosol de cloruro de sodio de 0,3 micrones de diámetro y un detector de partículas. Los datos de pruebas de las unidades HME con una junta tórica o un empaque en la interfaz muestran fugas variables e incontrolables que no pueden respaldar una reivindicación de filtración de acuerdo con las normas de la industria. Sin embargo, las unidades HME que tienen un sello que incluye el medio de filtro comprimible, proporcionan una interfaz mejorada que permite respaldar las reivindicaciones de la etiqueta de filtración consistentes con las directrices de la Administración de Alimentos y Medicamentos.

10 Estos medios comprimibles incluyen un filtro de tela no tejida de grado médico. El filtro de tela no tejida es localmente comprimible bajo una ligera fuerza y modifica la forma para su ajuste entre el miembro de obstrucción 114 y el elemento 110 en la interfaz de compresión variable 120 bajo las típicas fuerzas de desviación usadas para cerrar la segunda trayectoria de flujo 104. Por lo tanto, las unidades HME 90 típicas no deben incurrir en un rediseño significativo o en piezas costosas. Además, el sello 116 también brinda protección contra la penetración de los microbios. Por ejemplo, el medio de filtro dispuesto dentro de la interfaz de compresión variable proporciona un medio mejorado para atrapar las partículas no deseadas del fluido que logra penetrar en el sello 116. Además, el medio de filtro sirve para atrapar y retener las partículas, y reduce la cantidad de partículas que pasan al circuito de respiración cuando es abierta la segunda vía del fluido 104. El medio de filtro puede estar provisto con una carga electrostática que opera como una fuerza para mantener las partículas atrapadas dentro del filtro.

15 Como es descrito en este ejemplo, el dispositivo puede incluir el mecanismo de válvula o el dispositivo HME, un elemento puede ser el miembro de obstrucción 114 configurado para entrar en contacto con el artículo, o el elemento 110 que forma la abertura 112 para formar la interfaz de compresión variable 120 entre el elemento y el artículo. El sello incluye el medio de filtro dispuesto en el elemento, tal como el miembro de obstrucción 114 y en la interfaz de compresión variable 120.

20 La Figura 4 ilustra una vista en perspectiva del miembro de obstrucción 114 de la unidad HME 90 que tiene un sello fijo 116 que comprende un medio de filtro. En un ejemplo, el medio de filtro está construido con fibras no tejidas fácilmente disponibles, tal como acrílico de polipropileno que tiene una carga electrostática, en el que las fibras están unidas en una lámina o red. El miembro de obstrucción 114 puede estar construido a partir de un material polimérico, tal como acetato, o más a menudo denominado poliacetato o incluso polioximetileno, que puede ser comercializado bajo la denominación comercial de Delrin disponible de E.I du Pont de Nemours and Company, a menudo simplemente denominado DuPont, de Wilmington, Delaware.

25 Los componentes adicionales de la unidad HME 90 pueden ser construidos en una variedad de configuraciones, y algunos ejemplos de estas configuraciones son descritos en la presente memoria. La carcasa de la unidad HME 92 puede estar construida a partir de un material polimérico que puede ser diferente del material polimérico usado en el miembro de obstrucción 114. Por ejemplo, la carcasa puede estar construida a partir de un termoplástico tal como un copolímero en bloque de estireno-butadieno. El sello 116 puede estar fijado al miembro de obstrucción 114 con un adhesivo de grado médico. A menudo, el sello 106 está construido con una espuma de polímero resistente o flexible tratada con una sal higroscópica, tal como espuma de poliuretano tratada con cloruro de calcio. El filtro secundario 107, que puede ser usado junto con el material HME 106 para atrapar las partículas no deseadas en la primera trayectoria de flujo, puede estar construido con el mismo material usado en el sello 116. El mecanismo de válvula 108, como es mostrado en el ejemplo, es una válvula de compuerta que tiene una compuerta articulada en un perno que corresponde al miembro de obstrucción 114 y una entrada de válvula que corresponde al elemento 110 que forma la abertura 112. Se contemplan otros tipos de dispositivos de válvula, tal como válvulas de bola, válvulas de émbolo o similares.

30 Además, el espesor del medio de filtro usado puede variar con respecto a la aplicación del sello. Por ejemplo, el sello 78 en el ejemplo de la Figura 2 puede usar una cantidad relativamente más gruesa de medios de filtro para ubicar espacios más grandes en la interfaz 76 debido a mayores variaciones en las anatomías de los pacientes. El sello 116 en el ejemplo de la Figura 3A y 3B puede usar una cantidad relativamente menos gruesa de medio de filtro en la interfaz 120. Un experto en la técnica puede aplicar fácilmente el medio de filtro con un espesor adecuado en todas las aplicaciones tanto conocidas como desconocidas.

35 La Figura 5 ilustra una unidad HME de ejemplo 130 construida de acuerdo con las ilustraciones simplificadas de las Figuras 3A y 3B. La unidad HME 130 incluye una carcasa 132 y un mecanismo de válvula 134 referidos de manera general. La unidad HME 130 también incluye características ocultas a la vista, tal como medios de retención de calor y humedad (106), filtro secundario (107), miembro de obstrucción (114) incluidos como parte del mecanismo de válvula 134, y sello (116) también incluido como parte del mecanismo de válvula 134. La carcasa 132 forma un puerto lateral de ventilador 136, un puerto lateral de paciente 138, y una sección intermedia 140. El medio de retención de calor y humedad (106) está retenido dentro de la sección intermedia 140, y el mecanismo de válvula 134 opera para determinar una trayectoria a través de la que el flujo de aire, al menos principalmente, avanza entre los puertos 136, 138. El mecanismo de válvula 134 incluye un miembro de desviación (no mostrado), tal como un resorte de torsión,

5 que desvía el miembro de obstrucción (114) al primer punto de desplazamiento para formar una interfaz de compresión variable, llevando a cabo el modo HME. El mecanismo de válvula 134 incluye un conjunto de accionador 142 y un dispositivo de bloqueo 144. El conjunto de accionador 142 incluye un brazo accionador 146 ensamblado de manera giratoria a, y sobresaliendo de, la carcasa 132. La rotación del brazo accionador 146 con relación a la carcasa 132 efectúa la transición del miembro de obstrucción (114) entre los puntos de desplazamiento. Así, el brazo accionador 146 es giratorio desde la posición HME a la posición de derivación, y viceversa. A este respecto, el dispositivo de bloqueo 144 está configurado para servir de interfaz con, y bloquear de manera liberable, el brazo accionador 146 en la posición de derivación.

10 Si bien ciertas representaciones específicas han sido ilustradas y descritas en la presente memoria, los expertos en la técnica apreciarán que una variedad de implementaciones alternativas y/o equivalentes pueden ser sustituidas por las realizaciones específicas mostradas y descritas sin apartarse del ámbito de la presente invención. La solicitud tiene por objeto cubrir cualquier adaptación o variación de las realizaciones específicas discutidas en la presente memoria. Por lo tanto, se pretende que esta invención esté limitada únicamente por las reivindicaciones.

15

REIVINDICACIONES

1. Una unidad de intercambio de calor y humedad (90, 130), que comprende:
 - 5 una carcasa (92, 132) que forma un primer puerto (94, 136), un segundo puerto (96, 138), y una sección intermedia (98, 140) que se extiende entre el primer puerto y el segundo puerto, definiendo la sección intermedia primeras y segundas trayectorias de flujo (102, 104) que conectan fluidamente el primer puerto (94) y el segundo puerto (96);
 - un medio de retención de calor y humedad (106) dentro de la sección intermedia (98) a lo largo de la primera trayectoria de flujo (102);
 - 10 un mecanismo de válvula (108, 134) dispuesto dentro de la sección intermedia (98), incluyendo el mecanismo de válvula un elemento que forma una abertura, y un miembro de obstrucción (114) retenido de forma móvil dentro de la carcasa (92) y siendo transferible entre un primer punto de desplazamiento en el que entra en contacto con el elemento y un segundo punto de desplazamiento,
 - 15 caracterizada porque en el primer punto de desplazamiento el miembro de obstrucción forma una interfaz de compresión variable con el elemento y de este modo cierra dicha segunda trayectoria de flujo (104) y en la que en el primer punto de desplazamiento el miembro de obstrucción permite dirigir el flujo de fluido a través de la primera trayectoria de flujo (102) y en la que en el segundo punto de desplazamiento es permitido el flujo de fluido a través de dicha segunda trayectoria de flujo (104);
 - 20 y un sello (116) dispuesto en al menos uno del miembro de obstrucción (114) y el elemento, en la que el sello está configurado para reducir una cantidad de la fuga de fluido no deseada en la interfaz de compresión variable, en la que el sello comprende un medio de filtro comprimible y está dispuesto en al menos uno del miembro de obstrucción (114) y el elemento en la interfaz de compresión variable.
2. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 1, en la que el medio de filtro está formado por un material no tejido.
- 25 3. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 1, en la que el sello (116) está dispuesto en el miembro de obstrucción.
4. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 1, en la que el medio de retención de calor y humedad incluye una espuma resistente tratada con una sal higroscópica.
5. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 4, en la que el medio de retención de calor y humedad incluye una espuma de poliuretano tratada con cloruro de calcio.
- 30 6. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 1 o 5, en la que el medio de filtro incluye fibras no tejidas.
7. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 6, en la que las fibras no tejidas incluyen una carga electrostática.
- 35 8. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 6, en la que: las fibras no tejidas incluyen un acrílico de polipropileno que tiene una carga electrostática; y/o las fibras están unidas en una lámina o red.
9. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 1, en la que:
 - el miembro de obstrucción (114) es una válvula de compuerta; y/o
 - el miembro de obstrucción (114) está desviado contra el elemento con un resorte de torsión.
- 40 10. La unidad de intercambio de calor y humedad de la reivindicación 2, en la que la forma del material no tejido está modificada por compresión entre el miembro de obstrucción y el elemento.

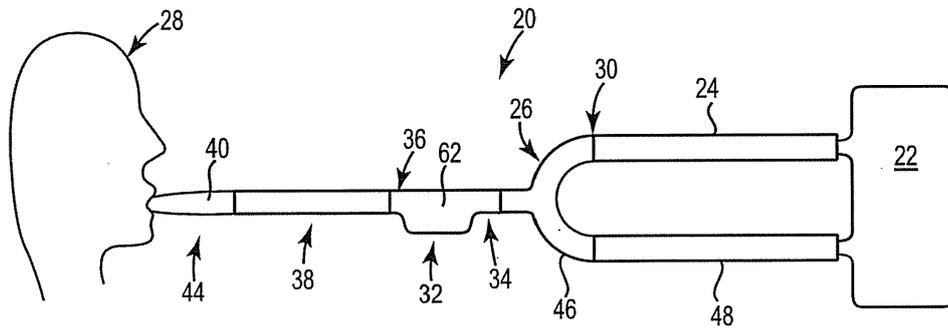


Fig. 1A

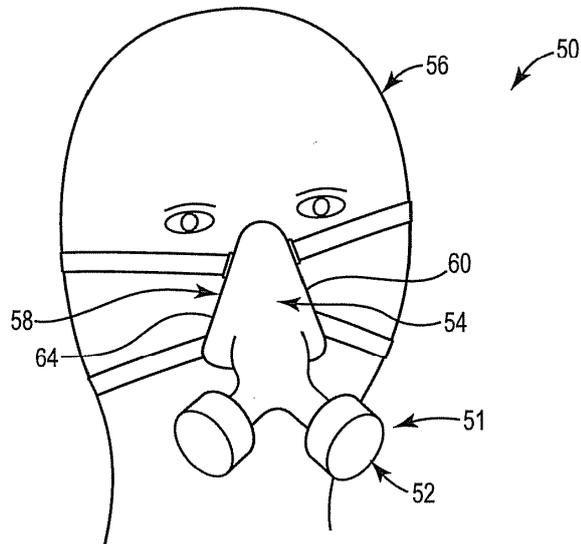


Fig. 1B

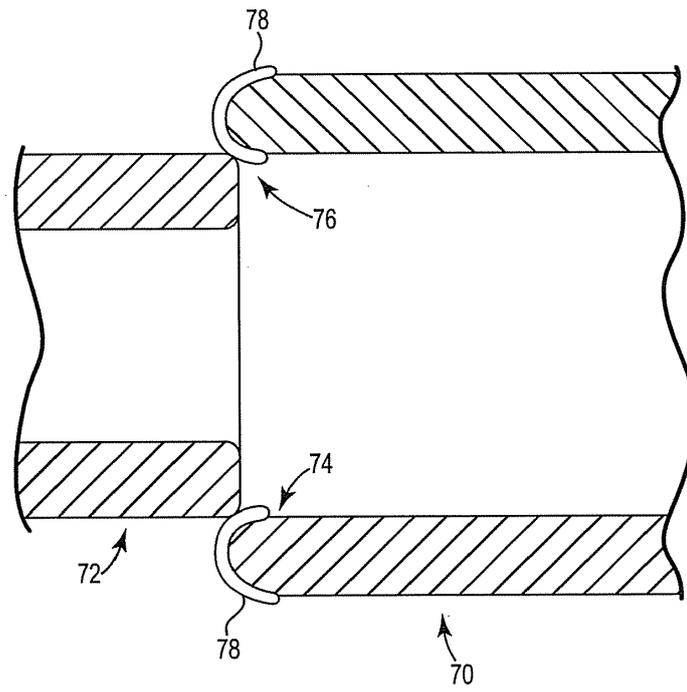


Fig. 2

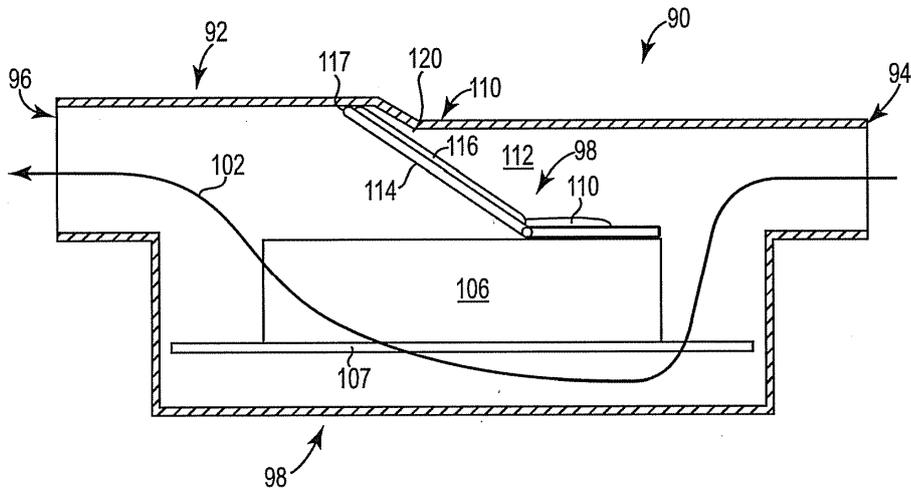


Fig. 3A

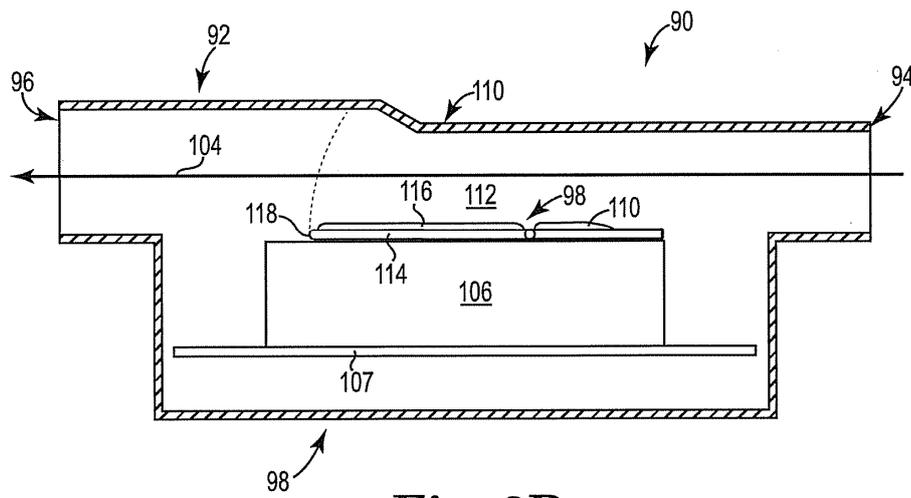


Fig. 3B

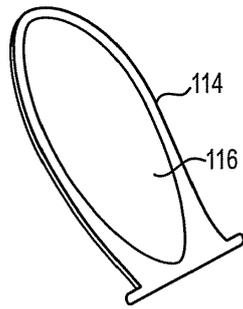


Fig. 4

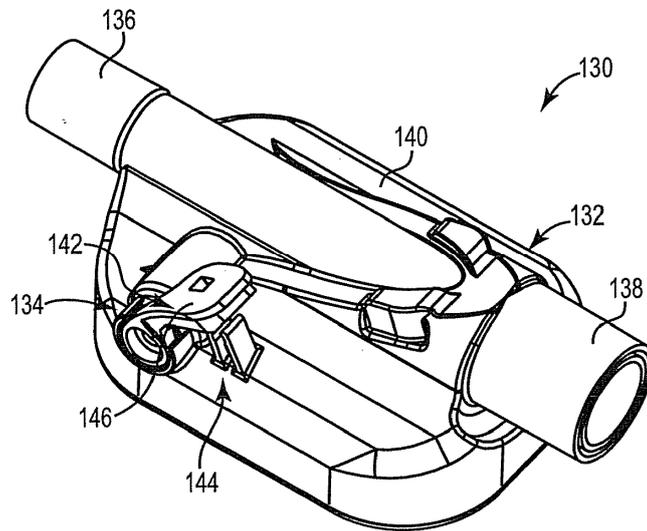


Fig. 5