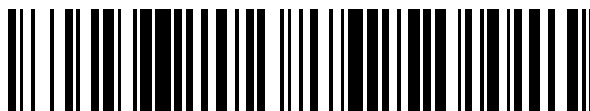


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 678 074**

51 Int. Cl.:

A62B 18/08 (2006.01)
A62B 18/02 (2006.01)
A62B 18/10 (2006.01)
A62B 18/00 (2006.01)
A61M 16/06 (2006.01)
A61M 16/10 (2006.01)
A61M 16/20 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.09.2008 PCT/JP2008/066755**
87 Fecha y número de publicación internacional: **11.06.2009 WO09072337**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.09.2008 E 08857043 (7)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.04.2018 EP 2236174**

54 Título: **Dispositivo de respiración**

30 Prioridad:

07.12.2007 JP 2007316671

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

08.08.2018

73 Titular/es:

**SHIGEMATSU WORKS CO., LTD. (100.0%)
26-1, Nishigahara 1-chome, Kita-ku
Tokyo 114-0024, JP**

72 Inventor/es:

**SHIGEMATSU, NOBUO y
IDE, HIROYUKI**

74 Agente/Representante:

MILTENYI, Peter

ES 2 678 074 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

Dispositivo de respiración

Campo técnico

La presente invención se refiere a un aparato de respiración.

5 Antecedentes de la técnica

El documento de patente n.º 1 enseña un aparato de respiración que comprende una pieza facial para cubrir toda la cara o parte de la cara, una válvula de inhalación y una válvula de exhalación proporcionada en la pieza facial, un ventilador a motor para suministrar aire externo a la pieza facial a través de la válvula de inhalación, un filtro para depurar el aire externo succionado en el ventilador a motor, un aparato de monitorización de la respiración que comprende la válvula de exhalación y un fotosensor para detectar la posición de la válvula de exhalación, y un controlador para controlar el funcionamiento del ventilador a motor de manera síncrona con la respiración basándose en la señal de detección procedente del aparato de monitorización de la respiración.

El documento de patente n.º 1: Patente japonesa n.º 3726886

El documento EP 0 334 555 A2 se refiere a un respirador de filtro de presión positiva que incluye una máscara facial completa que comprende una máscara exterior 1 y una máscara buconasal interior 2. Un cartucho de filtro 5 se monta de manera roscada en una entrada de aire 4, y un ventilador centrífugo 6, que se acciona por un motor que funciona con baterías 7, está dispuesto de modo que se extraiga aire a través del cartucho de filtro 5 a la máscara exterior 1. La vida del filtro y la vida de las baterías se amplían mediante el uso de un medio de respuesta a la presión que responde a la diferencia de presión entre la presión en el interior de la máscara buconasal 2 y la presión en el espacio 20 dentro de la máscara exterior 1 y en el exterior de la máscara buconasal 2. El medio de respuesta a la presión reacciona inmediatamente al comienzo de o bien la exhalación o bien la inhalación para desactivar el ventilador 6 al comienzo de la exhalación y para acelerar el ventilador 6 al comienzo de la inhalación. El medio de respuesta a la presión comprende un diafragma 9 y un detector de proximidad por infrarrojos 10 montado cerca del diafragma 9, y, tal como se describe, el medio de respuesta a la presión actúa para apagar el ventilador 6 al comienzo de la exhalación y para encender el ventilador 6 al comienzo de la inhalación.

El documento JP 2001 324 399 se refiere a un sensor de presión que comprende un diafragma 20 mantenido entre un cuerpo de junta 10 y un cuerpo de lado superior 30. Se introduce el líquido que va a medirse en una región A a través de una parte de junta 11 del cuerpo de junta 10. Una placa de recepción de presión 24 sobre la que se monta un imán permanente 25 está instalada en el diafragma 20, y se detecta el desplazamiento del imán permanente 25, concretamente el desplazamiento del diafragma 20 mediante un elemento de efecto Hall 35 montado sobre el cuerpo de lado superior 30. Un orificio de ventilación de aire 38, para mantener una región B en la presión atmosférica, está formado en el cuerpo de lado superior 30, y una parte sobresaliente 39, en la que puede insertarse un tubo, está formada alrededor del orificio 38. Cuando se daña el diafragma 20, el líquido penetra en la región B y se fuga al exterior desde el orificio de ventilación de aire 38, pero puede impedirse una fuga de agua al interior de un aparato, insertando el tubo en la parte sobresaliente 39 y manteniendo el otro extremo de la misma más alto que el nivel de líquido mostrado cuando se llena con el líquido.

El documento JP S63 235 840 se refiere a un sensor de presión, en el que cuando un gas o líquido del que pretende medirse su presión se lleva a una cámara de detección de presión P a un orificio de detección de presión 31, el centro 42 de un diafragma 4 se desplaza verticalmente según la magnitud de la presión del gas o líquido y al mismo tiempo, se accionan un par de imanes 7 y 8. Por consiguiente, la posición relativa entre los imanes 7 y 8 y elemento de efecto Hall 9 cambia, lo que provoca un cambio en la intensidad de un campo magnético que actúa sobre el elemento 9 para variar una tensión de salida del elemento 9. Por tanto, la presión puede medirse a partir de la tensión de salida del elemento 9 obteniendo la relación entre la magnitud de la presión que actúa sobre el diafragma 4 y la tensión de salida 9 del mismo de antemano. Con los imanes 7 y 8 magnetizados de manera inversa en cuanto a la polaridad entre sí, los cambios en la intensidad de un campo magnético aproximadamente vertical con respecto a las superficies opuestas 71 y 81 se vuelven menores de lo que serían cuando se usa un imán. Esto permite la medición de presión con errores limitados.

Divulgación de la invención**Problema que ha de resolverse**

El aparato de respiración del documento de patente n.º 1 tiene un problema porque el fotosensor está ubicado en un paso de exhalación, de modo que materiales microparticulados de polvo, agua, etc. que contaminan el aire exhalado son susceptibles de adherirse al fotosensor para ensuciarlo, provocando de ese modo el deterioro con el paso del tiempo de la precisión de la monitorización de la respiración.

La presente invención se refiere a la resolución del problema mencionado anteriormente. Un objeto de la presente invención es proporcionar un aparato de respiración que comprende una pieza facial para cubrir toda la cara o parte

de la cara, una válvula de inhalación y una válvula de exhalación proporcionada en la pieza facial, un ventilador a motor para suministrar aire externo a la pieza facial a través de la válvula de inhalación, un filtro para depurar el aire externo succionado en el ventilador a motor, un aparato de monitorización de la respiración y un controlador para controlar el funcionamiento del ventilador a motor de manera síncrona con la respiración basándose en la señal de detección procedente del aparato de monitorización de la respiración, en el que el deterioro con el paso del tiempo de la precisión de la monitorización de la respiración se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

Medios para lograr el objeto

El objeto anterior se resuelve mediante un aparato de respiración según la reivindicación 1.

En el aparato de respiración según la presente invención, no es necesario que un sensor que constituye una parte del aparato de monitorización de la respiración esté ubicado en un paso de inhalación o un paso de exhalación porque el aparato de monitorización de la respiración no comprende la válvula de inhalación o la válvula de exhalación. Por tanto, los materiales microparticulados de polvo, agua, etc. que contaminan el aire inhalado o el aire exhalado no se adhieren fácilmente al sensor para ensuciarlo. Por tanto, el deterioro con el paso del tiempo de la precisión de la monitorización de la respiración se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

Un aparato de respiración equipado con un ventilador a motor comprende generalmente un interruptor de encendido/apagado (ON/OFF) del ventilador a motor. Por tanto, el usuario acciona manualmente el interruptor de encendido/apagado del ventilador a motor cuando usa el aparato de respiración. Resulta problemático para el usuario accionar el interruptor de encendido/apagado del ventilador a motor después de haberse puesto el aparato de respiración, disminuyendo de ese modo la comodidad del aparato de respiración. Sin embargo, según la estructura de la realización preferida mencionada anteriormente, no es necesario que el usuario accione manualmente un interruptor de encendido/apagado del ventilador a motor después de ponerse el aparato de respiración porque el ventilador a motor se inicia automáticamente cuando se pone el aparato de respiración para iniciar la respiración y se detiene automáticamente cuando se quita el aparato de respiración. Como resultado, aumenta la comodidad del aparato de respiración.

Según la presente invención, el aparato de monitorización de la respiración comprende un diafragma que cubre una abertura formada en la pieza facial, un imán proporcionado en el diafragma y un elemento de efecto Hall dispuesto de manera opuesta al imán y proporcionado en la pieza facial.

La presión interna de la pieza facial cambia según el estado de la respiración, el diafragma recibe la presión interna para desplazarse, cambia la distancia entre el imán y el elemento de efecto Hall, y cambia la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall. Por tanto, el controlador puede reconocer el estado de la respiración basándose en el resultado de la detección por el elemento de efecto Hall.

El elemento de efecto Hall es un sensor magnetométrico. Por tanto, la precisión de detección por el elemento de efecto Hall disminuye con menos facilidad que la de un fotosensor aunque se adhieran materiales particulados de polvo, agua, etc. que contaminan el aire interno de la pieza facial al elemento de efecto Hall. Por tanto, el deterioro con el paso del tiempo de la precisión de la monitorización de la respiración se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

Según una realización preferida de la presente invención, el diafragma es un cuerpo de membrana que comprende una porción de disco circular y una porción anular constituida doblando la periferia de la porción de disco circular radialmente hacia dentro, y la periferia interior de la porción anular se fija a la superficie exterior de una porción de un tambor anular conectado a la periferia de la abertura formada en la pieza facial que sobresale hacia fuera de la pieza facial.

En el diafragma, cuya periferia se dobla radialmente hacia dentro, la diferencia en el desplazamiento de la porción de disco circular provocado por el cambio de la presión interna de la pieza facial, es decir la diferencia entre el desplazamiento de la porción de disco circular en la condición de inhalación y el que existe en la condición de exhalación es grande porque la porción doblada puede abrirse y cerrarse. Por tanto, el aparato de respiración según la presente invención puede monitorizar de manera precisa la respiración y accionar de manera fiable el ventilador a motor de manera síncrona con la respiración.

Según una realización preferida de la presente invención, el aparato de respiración comprende además una alarma, el aparato de monitorización de la respiración es un aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial, y el controlador inicia la alarma cuando el aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial detecta presión negativa.

La resistencia al flujo de aire del filtro aumenta con el paso del tiempo debido a la acumulación de polvo para disminuir con el paso del tiempo la velocidad de flujo del ventilador a motor. Hasta ahora, la velocidad de flujo del ventilador a motor se medía con un dispositivo dedicado para medir la velocidad de flujo antes de que el usuario se pusiese el aparato de respiración y el filtro se cambiaba cuando la velocidad de flujo era insuficiente. Sin embargo, la

medición de velocidad de flujo antes de ponerse el aparato de respiración es problemática para el usuario.

La resistencia al flujo de aire del filtro aumenta con el paso del tiempo debido a la acumulación de polvo para disminuir con el paso del tiempo la velocidad de flujo del ventilador a motor. Aunque disminuya la velocidad de flujo del ventilador a motor, se evita la dificultad para respirar si la presión interna de la pieza facial se mantiene positiva durante la inhalación. Por otro lado, si la presión interna de la pieza facial se vuelve negativa durante la inhalación, se experimenta dificultad para respirar y el aire externo sin filtrar es susceptible de fluir a la pieza facial a través del espacio entre la periferia de la pieza facial y la cara del usuario. Por tanto, es deseable que se informe al usuario del aparato de respiración de una velocidad de flujo insuficiente del ventilador a motor de modo que se incite al usuario a sustituir el filtro cuando la disminución de la velocidad de flujo alcanza un nivel que provoca una presión interna negativa de la pieza facial. Cuando el aparato de monitorización de la respiración está estructurado como un aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial para activar la alarma cuando detecta presión interna negativa de la pieza facial, el usuario del aparato de respiración puede percibir fácilmente la deficiencia en la velocidad de flujo sin llevar a cabo la problemática medición de flujo antes de ponerse el aparato de respiración.

Según una realización preferida de la presente invención, el diafragma es un cuerpo de membrana que comprende una porción de disco circular y una porción anular constituida doblando la periferia de la porción de disco circular radialmente hacia dentro, la periferia interior de la porción anular se fija a la superficie exterior de una porción de un tambor anular conectado a la periferia de la abertura formada en la pieza facial que sobresale hacia fuera de la pieza facial, la porción de disco circular queda plana para hacer tope con el extremo de la porción del tambor anular que sobresale hacia fuera de la pieza facial en la parte central radial cuando la presión interna de la pieza facial se equilibra con la presión externa de la pieza facial, y el imán se proporciona en el centro de la porción de disco circular.

En el aparato de respiración mencionado anteriormente, el diafragma se hincha hacia fuera de la pieza facial cuando la presión interna de la pieza facial es positiva para separarse del extremo de la porción del tambor anular que sobresale hacia fuera de la pieza facial en la porción de disco circular. La porción de disco circular queda plana cuando la presión interna de la pieza facial es igual a la presión atmosférica para hacer tope con el extremo de la porción del tambor anular que sobresale hacia fuera de la pieza facial en la parte central radial. La porción de disco circular hace tope con el extremo de la porción del tambor anular que sobresale hacia fuera de la pieza facial en la parte central radial cuando la presión interna de la pieza facial es negativa para introducirse en el espacio interno del tambor anular en el centro. El elemento de efecto Hall detecta el cambio de la densidad de flujo magnético del imán para detectar la introducción del centro de la porción de disco circular del diafragma en el espacio interno del tambor anular. El controlador reconoce la presión interna negativa de la pieza facial basándose en la señal de detección procedente del elemento de efecto Hall para iniciar la alarma.

En un caso en el que se aplica una fuerza de impacto externa o una fuerza de vibración externa al diafragma para empujarlo contra el tambor anular cuando la presión interna positiva de la pieza facial disminuye debido a la inhalación, se aplica la fuerza mencionada anteriormente no sólo a una primera porción del diafragma ubicada radialmente en el interior de la porción que hace tope con el tambor anular sino también a una segunda porción del diafragma ubicada radialmente en el exterior de la porción que hace tope con el tambor anular. La fuerza aplicada a la primera porción hace que se introduzca en el espacio interno del tambor anular. La fuerza aplicada a la segunda porción eleva la primera porción desde el espacio interno del tambor anular porque el diafragma está soportado por el tambor anular en la porción entre la primera porción y la segunda porción. Como resultado, se suprime la introducción de la primera porción en el espacio interno del tambor anular. Por tanto, en el aparato de respiración según la presente invención, se evita el funcionamiento erróneo de la alarma debido a una fuerza de impacto o una fuerza de vibración.

Cuando la presión interna de la pieza facial se vuelve negativa, el desplazamiento del diafragma se vuelve máximo en el centro. Por tanto, la presión negativa en la pieza facial puede detectarse de manera fiable por el elemento de efecto Hall que detecta la desviación del centro del diafragma.

Efecto de la invención

Según la presente invención, se proporciona un aparato de respiración que comprende una pieza facial para cubrir toda la cara o parte de la cara, una válvula de inhalación y una válvula de exhalación proporcionada en la pieza facial, un ventilador a motor para suministrar aire externo a la pieza facial a través de la válvula de inhalación, un filtro para depurar el aire externo succionado en el ventilador a motor, un aparato de monitorización de la respiración, y un controlador para controlar el funcionamiento del ventilador a motor de manera síncrona con la respiración basándose en la señal de detección procedente del aparato de monitorización de la respiración, en el que el deterioro con el paso del tiempo de la precisión de la monitorización de la respiración se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

Mejor modo de llevar a cabo la invención

Se describirá un aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención.

Tal como se muestra en la figura 1, un aparato de respiración A comprende una pieza facial en forma de cuenco 1

5 para cubrir toda la cara o parte de la cara indicada por una línea mixta en la figura, una válvula de inhalación 2 y una válvula de exhalación 3 que están formadas como válvulas de lengüeta y proporcionadas en la pieza facial 1, un ventilador a motor 4 ubicado en el exterior de la válvula de inhalación 2 para suministrar aire externo a la pieza facial 1 a través de la válvula de inhalación 2, y un filtro 5 ubicado en el exterior del ventilador a motor 4 para depurar el aire externo succionado en el ventilador a motor 4.

10 Tal como se muestra en las figuras 1 y 2, una abertura 1a está formada en la pieza facial 1 además de una abertura de inhalación abierta y cerrada por la válvula de inhalación 2 y una abertura de exhalación abierta y cerrada por la válvula de exhalación 3. Un tambor anular 6 encaja en la abertura 1a y se fija a la periferia de la abertura 1a. El tambor anular 6 está dotado de un tabique 6a en su parte central longitudinal. El tabique 6a está dotado de una pluralidad de orificios 6b en la periferia exterior. Los orificios 6b están distanciados circunferencialmente entre sí.

15 El aparato de respiración A comprende un aparato de monitorización de la respiración 7. El aparato de monitorización de la respiración 7 comprende un diafragma 7a. El diafragma 7a es un cuerpo de membrana flexible que comprende una porción de disco circular 7a₁ y una porción anular 7a₂ constituida doblando la periferia de la porción de disco circular 7a₁ radialmente hacia dentro. La periferia interior de la porción anular 7a₂ forma una porción gruesa 7a₃. La porción gruesa 7a₃ encaja en y se fija a un surco circunferencial formado en la superficie exterior de una porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1. El diafragma 7a cubre un extremo del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1 para cubrir la abertura 1a de la pieza facial 1. El aparato de monitorización de la respiración 7 comprende un imán 7b proporcionado en el centro de la porción de disco circular 7a₁ y un elemento de efecto Hall 7c ubicado de manera opuesta al imán 7b y proporcionado en el tabique 6a del tambor anular 6. Por tanto, el elemento de efecto Hall 7c se proporciona en la pieza facial 1 a través del tambor anular 6.

20

Una cubierta 8 se proporciona en la superficie exterior de la pieza facial 1 para cubrir el aparato de monitorización de la respiración 7. La cubierta 8 está dotada de un orificio de aire 8a que se comunica con el entorno externo.

Una alarma 9 se proporciona en la pieza facial 1.

25 Un controlador 10 está dispuesto cerca del ventilador a motor 4 para controlar el funcionamiento del ventilador a motor 4 y la alarma 9 basándose en la señal de salida del elemento de efecto Hall 7c.

Una batería no mostrada en las figuras se proporciona de manera retirable en la pieza facial 1 para alimentar con energía eléctrica el controlador 10. Cuando se coloca la batería en la pieza facial 1, se alimenta de manera continua con energía eléctrica el controlador 10.

30 Se describirá el funcionamiento del aparato de respiración A.

35 Cuando el aparato de respiración A no está usándose, la presión interna (presión manométrica) de la pieza facial 1 es cero, de modo que la presión interna y la presión externa aplicadas al diafragma 7a se equilibran entre sí. En la siguiente descripción, la presión interna de la pieza facial 1 es la presión manométrica. Tal como se muestra en la figura 2, el diafragma 7a está en la condición inicial, en la que la porción de disco circular 7a₁ queda plana para hacer tope con el extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1 en la parte central radial. Cuando el diafragma 7a está en la condición inicial, la distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c se convierte en el valor inicial, y la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall 7c también se convierte en el valor inicial.

40 Cuando la presión interna de la pieza facial 1 es positiva, el diafragma 7a se hincha hacia fuera de la pieza facial 1 tal como se muestra en las figuras 3 y 4 y la porción de disco circular 7a₁ se separa del extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1. Cuando la presión interna de la pieza facial 1 es negativa, el diafragma 7a se introduce hacia el espacio interno de la pieza facial 1 tal como se muestra en la figura 5, la porción de disco circular 7a₁ hace tope con el extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1 en la parte central radial, y el centro de la porción de disco circular 7a₁ se introduce en el espacio interno del tambor anular 6.

45

50 Cuando se usa el aparato de respiración A, la pieza facial 1 se pone sobre la cabeza del usuario para cubrir una parte de la cara del usuario que incluye la nariz y la boca, indicada por la línea mixta en la figura 1 o toda la cara del usuario. La periferia anular de la pieza facial 1 hace tope de manera apretada con la cara del usuario para impedir que fluya el aire externo a la pieza facial a través de la porción que hace tope entre la periferia anular de la pieza facial y la cara del usuario.

55 La batería se proporciona en la pieza facial 1 y el controlador 10 funciona. De manera correspondiente a la exhalación y inhalación del usuario, aumenta y disminuye la presión interna de la pieza facial 1, se genera una diferencia de presión entre la presión interna y la presión externa aplicadas al diafragma 7a, el diafragma 7a se desplaza desde la condición inicial, y la distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c cambia desde el valor inicial. El elemento de efecto Hall 7c detecta el cambio de la densidad de flujo magnético desde el valor inicial provocado por el cambio mencionado anteriormente de la distancia para enviar una señal de detección al controlador 10. El controlador 10 reconoce que el aparato de respiración A se ha puesto en la cabeza del usuario

cuando el cambio de la densidad de flujo magnético desde el valor inicial recibido desde el elemento de efecto Hall 7c supera un nivel predeterminado para iniciar el ventilador a motor 4.

5 El controlador 10 controla la velocidad de rotación del ventilador a motor 4 basándose en la señal de detección procedente del elemento de efecto Hall 7c de modo que la presión interna de la pieza facial 1 se vuelve positiva y el diafragma 7a se encuentra más en el exterior de la pieza facial 1 después del desplazamiento que en la condición inicial.

10 Durante la exhalación, aumenta la presión interna de la pieza facial 1, aumenta el desplazamiento del diafragma 7a hacia fuera de la pieza facial 1 tal como se muestra en la figura 3, aumenta la distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c y disminuye la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall 7c. Cuando el incremento de la distancia mencionada anteriormente desde el valor inicial supera un nivel predeterminado y el decremento de la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall 7c desde el valor inicial supera un nivel predeterminado, el controlador reconoce que la respiración está en la condición de exhalación para disminuir la velocidad de rotación del ventilador a motor 4 o detener el ventilador a motor 4. Como resultado, se ahorra consumo de energía eléctrica, se suprime la descarga de la batería, y se suprime la obstrucción del filtro 5. Durante la exhalación, la válvula de inhalación 2 se cierra y la válvula de exhalación 3 se abre. El aire exhalado se emite al entorno externo a través de la válvula de exhalación 3.

20 Durante la inhalación, disminuye la presión interna de la pieza facial 1, disminuye el desplazamiento del diafragma 7a hacia fuera de la pieza facial 1 tal como se muestra en la figura 4, disminuye la distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c, y aumenta la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall 7c. Cuando el incremento de la distancia mencionada anteriormente desde el valor inicial se vuelve igual a o menor que el nivel predeterminado y el decremento de la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall 7c desde el valor inicial se vuelve igual a o menor que el nivel predeterminado, el controlador reconoce que la respiración está en la condición de inhalación para aumentar la velocidad de rotación del ventilador a motor 4. Durante la inhalación, la válvula de inhalación 2 se abre y la válvula de exhalación 3 se cierra. Se hace pasar el aire externo a través del filtro 5 para liberarse de polvo, se succiona al ventilador a motor 4, y se hace pasar a la pieza facial 1 a través de la válvula de inhalación 2. Cuando aumenta la velocidad de rotación del ventilador a motor 4, aumenta la velocidad de flujo del aire introducido en la pieza facial 1, y la presión interna de la pieza facial 1 se mantiene positiva. Por tanto, se facilita la respiración del usuario del aparato de respiración.

30 La resistencia al flujo de aire del filtro 5 aumenta con el paso del tiempo debido a la acumulación de polvo. Como resultado, la presión interna de la pieza facial 1 durante la inhalación disminuye con el paso del tiempo aunque se haga funcionar el ventilador a motor 4. Finalmente, la presión interna de la pieza facial 1 se vuelve negativa, el diafragma 7a se introduce hacia el espacio interno de la pieza facial 1 tal como se muestra en la figura 5, la porción de disco circular 7a₁ hace tope con el extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1 en la parte central radial, y el centro de la porción de disco circular 7a₁ se introduce en el espacio interno del tambor anular 6. La distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c se vuelve menor que el valor inicial, y la densidad de flujo magnético del imán 7b detectada por el elemento de efecto Hall 7c aumenta más allá del valor inicial. Cuando la densidad de flujo magnético del imán 7b detectada por el elemento de efecto Hall 7c aumenta más allá del valor inicial, el controlador 10 reconoce que la vida del filtro 5 ha expirado debido a obstrucción e inicia la alarma 9, incitando de ese modo al usuario del aparato de respiración A a cambiar el filtro 5. Cuando se cambia el filtro 5, la presión interna de la pieza facial 1 llega a controlarse de nuevo para volverse positiva, y se restaura la función del aparato de respiración A.

45 Cuando el aparato de respiración A se retira de la cabeza del usuario, la presión interna y la presión externa aplicadas al diafragma 7a se equilibran entre sí, el diafragma 7a vuelve a la condición inicial, la distancia entre el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c vuelve al valor inicial, y la densidad de flujo magnético del imán 7b detectada por el elemento de efecto Hall 7c vuelve al valor inicial. Cuando la densidad de flujo magnético del imán 7b se mantiene en el valor inicial durante un tiempo predeterminado, el controlador 10 reconoce que el aparato de respiración A se retiró de la cabeza del usuario para detener el ventilador a motor 4.

50 En el aparato de respiración A, no es necesario que el elemento de efecto Hall 7c que constituye una parte del aparato de monitorización de la respiración 7 esté ubicado en un paso de inhalación o un paso de exhalación porque el aparato de monitorización de la respiración 7 no comprende la válvula de inhalación 2 o la válvula de exhalación 3. Por tanto, materiales particulados de polvo, agua, etc. que contaminan el aire inhalado o el aire exhalado no se adhieren fácilmente al elemento de efecto Hall 7c ni lo ensucian. Por tanto, el deterioro con el paso del tiempo de la precisión del aparato de monitorización de la respiración 7 se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

55 En el aparato de respiración A, no es necesario que el usuario accione manualmente un interruptor de encendido/apagado del ventilador a motor 4 después de ponerse el aparato de respiración A porque el ventilador a motor 4 se inicia automáticamente cuando se pone el aparato de respiración A para iniciar la respiración y se detiene automáticamente cuando se quita el aparato de respiración. Como resultado, aumenta la comodidad del aparato de respiración A.

5 El elemento de efecto Hall 7c es un sensor magnetométrico. Por tanto, la precisión de detección del elemento de efecto Hall 7c disminuye con menos facilidad que la que existe en un fotosensor aunque materiales particulados de polvo, agua, etc. que contaminan el aire interno de la pieza facial 1 se adhieran al elemento de efecto Hall 7c. Por tanto, el deterioro con el paso del tiempo de la precisión del aparato de monitorización de la respiración 7 se produce con menos facilidad que en el aparato de respiración del documento de patente n.º 1.

10 En el diafragma 7a, en el que la periferia se dobla radialmente hacia dentro, la diferencia de desplazamiento de la porción de disco circular 7a₁ provocada por el cambio de la presión interna de la pieza facial 1, es decir la diferencia entre el desplazamiento de la porción de disco circular 7a₁ en la condición de inhalación y el que existe en la condición de exhalación es grande porque la porción doblada puede abrirse y cerrarse. Por tanto, el aparato de respiración A puede monitorizar de manera precisa la respiración y accionar de manera fiable el ventilador a motor 4 de manera síncrona con la respiración.

15 En el aparato de respiración A, el aparato de monitorización de la respiración 7 está estructurado como un aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial para activar la alarma cuando detecta la presión interna negativa de la pieza facial. Por tanto, el usuario del aparato de respiración puede percibir fácilmente la deficiencia de la velocidad de flujo sin llevar a cabo la problemática medición de velocidad de flujo antes de ponerse el aparato de respiración.

20 En un caso en el que se aplica una fuerza de impacto externa o una fuerza de vibración externa al diafragma 7a para empujarlo contra el tambor anular 6 cuando disminuye la presión interna positiva de la pieza facial 1 debido a la inhalación para llevar el diafragma 7 a la condición inicial, se aplica la fuerza mencionada anteriormente no sólo a una primera porción del diafragma 7a ubicada radialmente en el interior de la porción que hace tope con el extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1 sino también a una segunda porción del diafragma 7a ubicada radialmente en el exterior de la porción que hace tope con el extremo de la porción del tambor anular 6 que sobresale hacia fuera de la pieza facial 1. La fuerza aplicada a la primera porción hace que se introduzca en el espacio interno del tambor anular 6. Por otro lado, la fuerza aplicada a la segunda porción eleva la primera porción desde el espacio interno del tambor anular 6 porque el diafragma 7a está soportado por el tambor anular en la porción entre la primera porción y la segunda porción. Como resultado, se suprime la introducción de la primera porción en el espacio interno del tambor anular 6. Por tanto, en el aparato de respiración A, se suprime el funcionamiento erróneo de la alarma 9 debido a la fuerza de impacto o fuerza de vibración.

30 Cuando se produce presión negativa, el desplazamiento del diafragma 7 se vuelve máximo en el centro de la porción de disco circular 7a₁. Por tanto, la presión negativa puede detectarse de manera fiable por el elemento de efecto Hall 7c que detecta el desplazamiento del centro de la porción de disco circular 7a₁ del diafragma 7a.

Puede detectarse el desplazamiento del diafragma 7a por un reflector y un fotosensor que comprende un emisor de luz y un interceptor de luz en vez de por el imán 7b y el elemento de efecto Hall 7c.

Breve descripción de los dibujos

35 La figura 1 es una vista en sección de un aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención.

La figura 2 es una vista en sección de un aparato de monitorización de la respiración proporcionado en el aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención cuando el aparato de respiración no está usándose.

40 La figura 3 es una vista en sección de un aparato de monitorización de la respiración proporcionado en el aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención cuando el aparato de respiración se usa en la condición de exhalación.

45 La figura 4 es una vista en sección de un aparato de monitorización de la respiración proporcionado en el aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención cuando el aparato de respiración se usa en la condición de inhalación.

La figura 5 es una vista en sección de un aparato de monitorización de la respiración proporcionado en el aparato de respiración según una realización preferida de la presente invención cuando el aparato de respiración se usa en la condición de inhalación, habiendo expirado ya la vida del filtro.

Breve descripción de los números de referencia

50 Un aparato de respiración

1 Pieza facial

2 Válvula de inhalación

3 Válvula de exhalación

- 4 Ventilador a motor
- 5 Filtro
- 6 Tambor anular
- 7 Aparato de monitorización de la respiración
- 5 7a Diafragma
- 7b Imán
- 7c Elemento de efecto Hall
- 8 Cubierta
- 9 Alarma
- 10 10 Controlador

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de respiración (A) que comprende
- a) una pieza facial (1) para cubrir toda la cara o parte de la cara,
 - b) una válvula de inhalación (2) y una válvula de exhalación (3) proporcionada en la pieza facial,
 - 5 c) un ventilador a motor (4) para suministrar aire externo a la pieza facial a través de la válvula de inhalación,
 - d) un filtro (5) para depurar el aire externo succionado en el ventilador a motor,
 - e) un aparato de monitorización de respiración (7) que comprende
 - un diafragma (7a) que cubre una abertura formada en la pieza facial,
 - 10 un imán (7b) proporcionado en el diafragma,
 - un elemento de efecto Hall (7c) dispuesto de manera opuesta al imán y proporcionado en la pieza facial, y
 - f) un controlador (10) para controlar el funcionamiento del ventilador a motor de manera síncrona con la respiración basándose en la señal de detección procedente del elemento de efecto Hall,
 - 15 en el que el controlador reconoce la densidad de flujo magnético detectada por el elemento de efecto Hall cuando la presión interna y la presión externa aplicadas a la pieza facial se equilibran entre sí como el valor inicial, se inicia el ventilador a motor cuando el cambio de la densidad de flujo magnético desde el valor inicial supera un primer nivel predeterminado, y después de eso, disminuye la velocidad de rotación del ventilador a motor o detiene el ventilador a motor cuando el decremento de la densidad de flujo magnético desde el valor inicial supera un segundo nivel predeterminado, aumenta la velocidad de rotación del ventilador a motor cuando el decremento de la densidad de flujo magnético desde el valor inicial se vuelve igual o menor que el segundo nivel predeterminado, y detiene el ventilador a motor cuando la densidad de flujo magnético vuelve al valor inicial y se mantiene en el valor inicial durante un tiempo predeterminado.
 - 20
2. Un aparato de respiración según la reivindicación 1, en el que el diafragma es un cuerpo de membrana que comprende una porción de disco circular y una porción anular constituida doblando la periferia de la porción de disco circular radialmente hacia dentro, y la periferia interior de la porción anular se fija a la superficie exterior de una porción de un tambor anular conectado a la periferia de la abertura formada en la pieza facial que sobresale hacia fuera de la pieza facial.
- 25
3. Un aparato de respiración según la reivindicación 1, que comprende además una alarma (9), y en el que el aparato de monitorización de la respiración (7) es un aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial, y el controlador inicia la alarma cuando el aparato para monitorizar la presión interna de la pieza facial detecta presión negativa.
- 30
4. Un aparato de respiración según la reivindicación 3, en el que en el aparato para monitorizar la presión interna (7) de la pieza facial, el diafragma es un cuerpo de membrana que comprende una porción de disco circular y una porción anular constituida doblando la periferia de la porción de disco circular radialmente hacia dentro, la periferia interior de la porción anular se fija a la superficie exterior de una porción de un tambor anular conectado a la periferia de la abertura formada en la pieza facial que sobresale hacia fuera de la pieza facial, la porción de disco circular queda plana para hacer tope con el extremo de la porción del tambor anular que sobresale hacia fuera de la pieza facial en la parte central radial cuando la presión interna de la pieza facial se equilibra con la presión externa de la pieza facial, y el imán se proporciona en el centro de la porción de disco circular.
- 35
- 40

FIG. 2

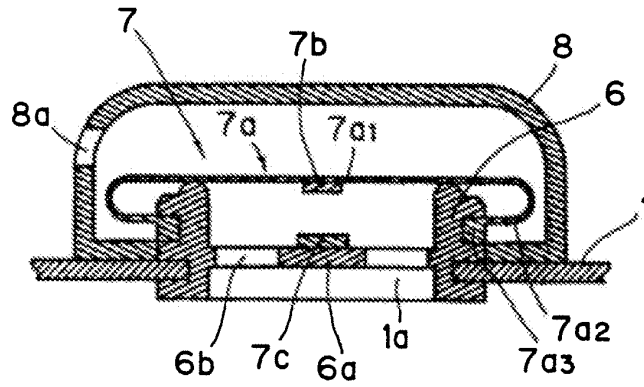


FIG. 3

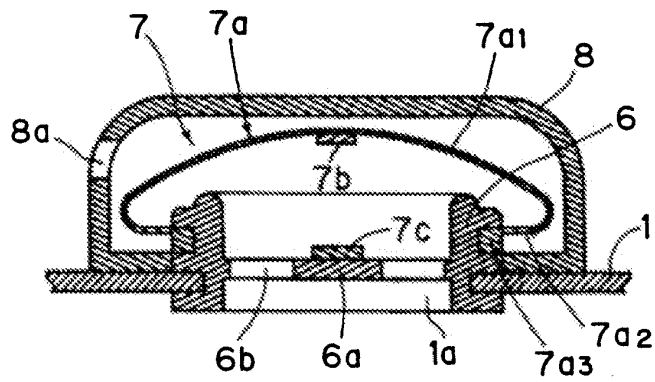


FIG. 4

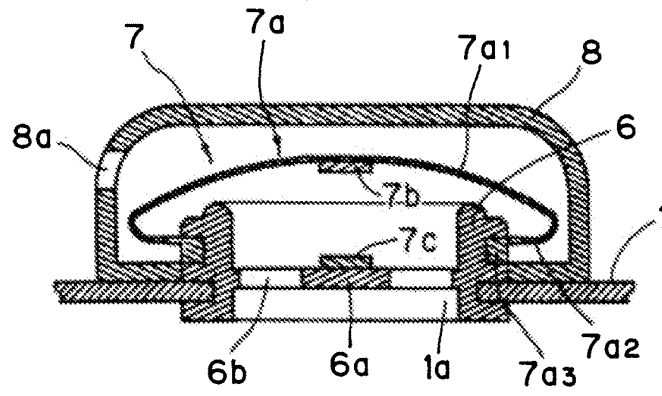


FIG. 5

