

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 767 176**

51 Int. Cl.:

A62B 7/10	(2006.01)
A61M 16/00	(2006.01)
A62B 18/02	(2006.01)
A61M 16/10	(2006.01)
A62B 18/00	(2006.01)
A62B 18/08	(2006.01)
A62B 23/02	(2006.01)
A61M 16/14	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.07.2010 PCT/AU2010/000902**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **20.01.2011 WO11006206**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.07.2010 E 10799289 (3)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2019 EP 2453989**

54 Título: **Respirador**

30 Prioridad:

17.07.2009 AU 2009903362

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

16.06.2020

73 Titular/es:

**CLEANSPLACE IP PTY LTD. (100.0%)
Ground Floor, 16-18 Carlotta Street
Artarmon NSW 2064, AU**

72 Inventor/es:

**VIRR, ALEXANDER;
KAO, DAN;
FU, XIAOYI;
SNOW, JOHN MICHAEL y
CHEN, JUNNING**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 767 176 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

Respirador

Antecedentes de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato de respiración y, en particular, a un respirador purificador de aire alimentado de perfil bajo.

Descripción de la técnica anterior

10 Un respirador de purificación de aire alimentado, o PAPR, típicamente utiliza energía para extraer el aire ambiente de la atmósfera a través de un elemento de filtro, para presurizarlo, y transferirlo a las vías respiratorias del usuario a través de un conducto y máscara. Un PAPR asegura que el suministro de aire permanezca filtrado o purificado bajo cualquier circunstancia al mantener una presión positiva dentro de la máscara. Los dispositivos PAPR se usan actualmente donde el ambiente está muy contaminado o es peligroso, para suministrar aire purificado a un usuario. Tales ambientes incluyen tradicionalmente áreas industriales contaminadas u hospitales.

15 Todos los sistemas PAPR conocidos actualmente se especifican únicamente para usos profesionales e industriales. Es decir, no han sido diseñados para ser utilizados por el público en general en situaciones cotidianas. Por lo tanto, el tamaño de la mayoría de los sistemas PAPR suele ser grande y pesado.

20 Algunos sistemas PAPR conocidos tienen capacidad de filtrado recolocada en el casco (US4.462.399), pero este intento no mejora la compacidad, ni fomenta una estructura ligera, sino más bien, hace que el dispositivo voluminoso y muy pesado para las cabezas de los usuarios. Algunos sistemas PAPR conocidos se pueden transportar como una mochila, encerrados en una bolsa elástica con correas para los hombros para transportar el dispositivo, sin embargo, esto es tan portátil como podría ser el dispositivo y no permite otros métodos de transporte cuando la configuración de la correa/bolsa no se utiliza. Como resultado, la mayoría de los sistemas PAPR existentes no alentarían a los usuarios a usar estos sistemas de otra manera que no sea realmente necesaria, es decir, en áreas tóxicas o peligrosas que se producen en entornos industriales.

25 Para el público en general, la protección contra la contaminación y las enfermedades en su vida diaria se basa en gran medida en polvo o marcas quirúrgicas. Sin embargo, estas máscaras solo brindan una protección básica, debido a las fugas alrededor de las máscaras, incluso cuando el material de filtro utilizado para fabricar dichas máscaras suele etiquetarse como adecuado para el filtrado de alta eficiencia. Debido a la resistencia adicional impuesta por los medios de filtro, el usuario tiene que respirar mucho más fuerte de lo que normalmente lo hacen sin la máscara. Por lo tanto, es bastante difícil para cualquiera usar una máscara de este tipo cómodamente durante un período prolongado. Además, el CO2 y la humedad se acumulan dentro de la máscara, lo que tiende a empeorar la situación. Además, cuanto mayor sea la eficiencia del medio filtrante, mayor será la resistencia al flujo que impondrá, lo que hace que estas máscaras sean aún más incómodas para un uso prolongado. Tales efectos son particularmente obvios para aquellos que tienen sistemas respiratorios débiles o deteriorados, como personas mayores, niños y enfermos, como pacientes con asma y EPOC.

35 Las mascarillas quirúrgicas y para polvo han sido, por lo tanto, ampliamente utilizadas por el público en general en gran parte debido a su facilidad de uso y al hecho de que no hay soluciones PAPR disponibles aceptables si cualquiera deseara utilizar un dispositivo más eficiente y cómodo. Sin embargo, es evidente que la calidad del aire en muchas situaciones cotidianas puede ser muy pobre. En las ciudades más grandes, la gran densidad de automóviles, autobuses, camiones y motocicletas a menudo emiten cantidades excesivas de contaminantes tóxicos. Las centrales eléctricas son otra fuente clave de contaminaciones.

45 Desastres naturales o hechos por el hombre, tales como tormentas de arena, fuegos de cualquier tipo, también contribuyen a dañar los sistemas respiratorios de las personas. Esas contaminaciones incluyen polvo (partículas suspendidas), plomo y gases nocivos como NO2, SO2, CO, O3, COV, humo, etc. La exposición a largo plazo a estas contaminaciones es dañina y a menudo causa enfermedades que amenazan la vida. El SARS, la gripe aviar y porcina, tres de las amenazas más recientes relacionadas con enfermedades para los humanos también son contaminantes, o enfermedades transmitidas por el aire, y son potencialmente mortales para los seres humanos.

Un dispositivo de protección que ofrece el mismo nivel de protección y comodidad a PAPR y sin embargo, también puede ser aceptable para su uso por personas ordinarias o usuarios industriales/profesionales ligeros se necesita claramente.

50 El documento US 6.550.479 B1 divulga un respirador personal que comprende tubos de aire curvados y un conjunto de válvula en una boquilla. En el lado opuesto a la boquilla se proporciona un cartucho de filtro.

El documento US 4.951.662 divulga una unidad de máscara quirúrgica con circulación de aire que comprende una máscara que está conectada a tubos de cámara de aire. Un ventilador de circulación de aire corta el flujo de aire del ventilador a los tubos.

El documento US 1.288.856 divulga un respirador que comprende una máscara que tiene aberturas opuestas a la que están unidos tubos.

Sumario de la invención

5 La presente invención busca superar las deficiencias de la técnica anterior. La presente invención también busca proporcionar un respirador de perfil bajo.

10 En toda esta memoria descriptiva, se usa el término 'perfil bajo'. Este término se refiere a una máscara que, si bien cubre la nariz y/o la boca del usuario de manera similar a la de una 'máscara contra el polvo', es relativamente pequeña y compacta en tamaño y forma, de modo que es estéticamente de apariencia relativamente agradable cuando se usa, particularmente en comparación con las máscaras industriales voluminosas y pesadas tradicionales de los respiradores eléctricos conocidos. Dichos respiradores eléctricos de la técnica anterior utilizados en aplicaciones industriales parecen engorrosos y típicamente tienen tubos de aire que suministran el aire a la cámara de la máscara proporcionada en la parte frontal de las máscaras, lo que hace que esas máscaras sean particularmente estéticamente poco atractivas.

15 La presente invención también busca proporcionar un respirador que incluya una o más de las ventajas de ser fácil de llevar, fácil de poner y quitar, que tenga una mejor percepción/imagen mientras está en uso, y, que sea rentable.

20 La presente invención también busca proporcionar un respirador de perfil bajo que pueda funcionar como un dispositivo de protección de la contaminación, o como una ayuda de respiración o aparato de terapia de respiración. Ejemplos típicos de personas en entornos domésticos que pueden beneficiarse de dicho dispositivo incluyen los viajeros diarios; motociclistas, ciclistas eléctricos, pasajeros, peatones y trabajadores de carretera, agentes de tránsito, reparadores de carreteras, trabajadores de construcción, personal de aeropuerto, trabajadores de sala limpia/laboratorio, trabajadores de procesamiento de alimentos, avicultores, aquellos que trabajan en hospitales que tratan y contienen brotes, escuelas, trabajadores de zonas de humo, etc.

La presente invención resuelve este objeto mediante un aparato de respiración que comprende las características de la reivindicación 1.

25 En una forma amplia, un aparato de respiración, que incluye:

una máscara, adaptada para rodear sustancialmente al menos la boca o las fosas nasales de un usuario; y

un componente de cuello, unido a dicha máscara, adaptado para rodear sustancialmente la parte posterior del cuello de dicho usuario, incluyendo dicho componente de cuello un generador de flujo para recibir aire no filtrado desde un entorno circundante, filtrar dicho aire no filtrado y proporcionar aire filtrado a dicha máscara;

30 un canal de entrada de aire dispuesto para transportar aire desde el generador de flujo a la máscara; y

un canal de aire de salida, separado del canal de entrada, dispuesto para transportar aire desde la máscara, en el que el canal de aire de entrada y el canal de aire de salida se abren a la máscara en lados opuestos de la máscara, de modo que el flujo de aire está dispuesto para fluir a través de la boca o las fosas nasales del usuario,

35 por lo que dicho componente de cuello se une a dicha máscara mediante al menos una disposición de acoplamiento y cada una de dichas disposiciones de acoplamiento incluye: al menos un canal de aire cooperante en dicha máscara y dicho componente de cuello; al menos un clip de acoplamiento cooperativo para acoplar de manera liberable dicha máscara y dicho componente de cuello juntos. También preferiblemente, cada canal de aire está formado al menos parcialmente de un material elastomérico.

40 Cada clip de acoplamiento incluye un trinquete. Preferiblemente, al menos una porción de sellado de dicha máscara está formada al menos parcialmente de caucho de silicona o similar.

Preferiblemente, dicho aire filtrado es transferido entre dicho componente de cuello y dicha máscara a través de canales de aire formados integralmente. También preferiblemente, todos los componentes para la operación de dicho aparato de respiración están alojados dentro de dicho componente de cuello.

Preferiblemente, dicho componente de cuello incluye además uno cualquiera o una combinación de:

45 un sensor de flujo;

un sensor de presión;

un generador de iones negativos;

un calentador;

un refrigerador

un conjunto de filtro;

un soplador;

una fuente de alimentación;

un silenciador;

5 una interfaz de usuario; y

un humidificador/deshumidificador.

10 Preferiblemente, el aparato de respiración incluye, además, una cubierta, para decorar dicha máscara, que incluye tela u otro material, y/o una visera para proporcionar protección a los ojos de dicho usuario. También preferiblemente, el aparato de respiración incluye además una correa o banda, adaptada para ser unida sobre la cabeza de un usuario, para retener dicha máscara en posición.

Preferiblemente, dicho sensor de flujo y/o dicho sensor de presión está adaptado para proporcionar una señal de retroalimentación a dicho generador de flujo para ajustar dicho flujo de aire y/o presión de aire de dicha máscara, es decir, responder a la respiración, siendo dicha capacidad de respuesta a la respiración de dicho sensor de flujo/presión opcionalmente ajustable por el usuario.

15 También preferiblemente, dicho conjunto de filtro incluye además uno cualquiera o una combinación de:

un filtro grueso;

un prefiltro;

un filtro de aire de partículas de alta eficiencia (HEPA);

un filtro de carbón avanzado;

20 un filtro de carbón activado (activado por vapor o activado por múltiples químicos);

un filtro o revestimiento de fotocatalizador (luz ambiental y/o LED activado); y

un filtro de catalizador frío.

Preferiblemente, dicho componente de cuello incluye además medios de control, incluyendo dichos medios de control uno cualquiera o una combinación de:

25 una interfaz controlada por el usuario;

un controlador remoto;

una batería recargable;

un conjunto de baterías; y

un controlador de motor.

30 También preferentemente dicho aparato está fabricado para tener una apariencia de 'bajo perfil', y que está adaptado para asentarse cómodamente sobre el cuello de dicho usuario, incluyendo opcionalmente porciones acolchadas.

35 Preferentemente, dicho aparato de respiración incluye: un sensor, para detectar la temperatura y/o la humedad de dicho aire; un comparador, para comparar dicha temperatura y/o humedad detectada con un valor predeterminado; y medios de control del clima que incluyen al menos uno de un calentador, enfriador, humidificador y deshumidificador, para proporcionar cualquier ajuste necesario de temperatura y/o humedad de dicho aire filtrado proporcionado a dicha máscara a dicho valor predeterminado. También preferiblemente, dicho valor predeterminado está preestablecido por un fabricante o es ajustable por el usuario.

Preferentemente, dicho aparato de respiración incluye un generador de iones negativos que tiene un control para operar en sincronía con un patrón de respiración de un usuario (en la inhalación y con la exhalación).

40 Preferentemente, dicho aparato de respiración incluye un motor CC sin escobillas que tiene un estator con un núcleo toroidal, caracterizado por que dicho núcleo incluye una pluralidad de aletas radiales se extienden hacia dentro del mismo para formar una división entre respectivas bobinas formadas entre las mismas.

También preferiblemente, dichas aletas radiales se forman ya sea por moldeo de una sola pieza con el núcleo, o, por sobremoldeo del núcleo.

Preferentemente, dicho aparato de respiración incluye, además, un filtro de aire exhalado, para filtrar el aire exhalado por dicho usuario antes de ser expulsado al entorno circundante.

5 También preferiblemente, dicho filtro de aire exhalado está formado integralmente con una válvula de escape de dicho aparato de respiración. En una forma preferida adicional, el aparato de respiración proporciona una máscara, adaptada para rodear sustancialmente al menos la boca o las fosas nasales de un usuario; y un medio de control de clima, que incluye al menos uno de un calentador, enfriador, humidificador y deshumidificador, para ajustar la temperatura y/o la humedad de dicho aire proporcionado a dicho usuario. Preferiblemente, el aparato de respiración incluye además un filtro para recibir aire sin filtrar de un entorno circundante y proporcionar aire filtrado a dicha máscara.

10 En una forma preferida adicional, el aparato de respiración proporciona una máscara, adaptada para rodear al menos sustancialmente la boca o nariz de un usuario; y un generador de iones negativos que tiene control para operar en sincronía con el patrón de respiración de un usuario (encendido con inhalación y apagado con exhalación).

En todavía una forma preferida adicional, el aparato de respiración proporciona una máscara, adaptada para rodear sustancialmente al menos la boca o nariz de un usuario; y un filtro de aire exhalado para filtrar el aire exhalado por un usuario antes de salir a un entorno circundante.

15 Preferiblemente, dicho filtro de aire exhalado está formado integralmente con una válvula de escape de dicho aparato de respiración.

20 En una forma preferida adicional, el aparato de respiración proporciona un motor de CC sin escobillas que tiene un estator con un núcleo toroidal que incluye una pluralidad de aletas radiales que se extienden hacia dentro desde dicho núcleo para formar una división entre las respectivas bobinas, en el que dichas aletas radiales se forman ya sea moldeando integralmente con el núcleo, o sobremoldeando el núcleo.

De acuerdo con otro aspecto, el aparato de respiración, que comprende:

una máscara dispuesta para rodear sustancialmente al menos la boca o las fosas nasales de un usuario;

un generador de flujo dispuesto para recibir aire sin filtrar de un entorno circundante, filtrar el aire sin filtrar y proporcionar un flujo de aire del aire filtrado a la máscara; y

25 un sensor y un controlador dispuestos para determinar la velocidad de flujo de aire requerida, y para controlar el generador de flujo para ajustar el flujo de aire a la máscara de acuerdo con la velocidad de flujo de aire requerida, en el que el sensor y el controlador están dispuestos para medir una velocidad de cambio del flujo de aire en la inhalación del usuario para determinar el caudal de aire requerido.

De acuerdo con otro aspecto adicional, el aparato de respiración, que comprende:

30 una máscara dispuesta para rodear sustancialmente al menos la boca o las fosas nasales de un usuario;

un generador de flujo dispuesto para recibir aire sin filtrar de un entorno circundante, filtrar el aire sin filtrar y proporcionar un flujo de aire filtrado a la máscara;

un canal de entrada de aire dispuesto para transportar aire desde el generador de flujo a la máscara; y

35 un canal de aire de salida separado del canal de aire de entrada, dispuesto para transportar aire desde la máscara, en el que el canal de aire de entrada y el canal de aire de salida se abren a la máscara en lados opuestos de la máscara, de modo que el flujo de aire está dispuesto para fluir a través de la boca o las fosas nasales del usuario.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se comprenderá más completamente a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones preferidas pero no limitativas de la misma, descritas en relación con los dibujos adjuntos, en los que:

40 La figura 1 muestra una persona que usa un aparato de respiración de acuerdo con la presente invención;

La figura 2 muestra una vista en perspectiva del aparato de respiración;

La figura 3 muestra una vista en perspectiva en despiece del aparato de respiración de la figura 2;

La figura 4 muestra, en las figuras 4A y 4B respectivamente, vistas en perspectiva delantera y trasera del componente de máscara del aparato de respiración;

45 La figura 5 muestra una vista en perspectiva del componente de cuello del aparato de respiración que incorpora el generador de flujo;

La figura 6 muestra una vista en sección del aparato de respiración, que muestra las rutas de aire;

La figura 7 ilustra las características típicas de los componentes que pueden incorporarse en el aparato de respiración de la presente invención, y su interrelación;

La figura 8 detalla la disposición de acoplamiento que se puede usar para acoplar la máscara y el componente de cuello juntos;

5 La figura 9 detalla un calentador que puede instalarse en el aparato de respiración;

La figura 10 ilustra la provisión de un humidificador que puede instalarse en el aparato de respiración;

La figura 11 detalla un humidificador alternativo que puede instalarse en el aparato de respiración;

La figura 12 muestra un filtro formado integralmente y una mecha humidificadora;

La figura 13 muestra otro diseño alternativo de mecha para el aparato de respiración;

10 La figura 14 ilustra un diseño diferente de dedos de mecha;

La figura 15 muestra la provisión de un calentador alternativo en el aparato de respiración;

La figura 16 muestra un conjunto de filtro para el aparato de respiración;

La figura 17 muestra un procedimiento típico de reemplazo de filtro;

La figura 18 muestra varias configuraciones ejemplares de diferentes configuraciones de filtro;

15 La figura 19 muestra varios diagramas de flujo ejemplares de las etapas utilizadas en el control de flujo sensible del módulo generador de flujo de la presente invención;

La figura 20 muestra realizaciones de un sistema de flujo sensible de acuerdo con la presente invención;

La figura 21 detalla una disposición de núcleo toroidal para uso en el aparato de respiración de la presente invención; y

20 La figura 22 muestra una versión alternativa de la invención, que incluye una visera.

Descripciones detalladas de las realizaciones preferidas

En todos los dibujos, los mismos números serán usados para identificar características similares, excepto cuando expresamente se indique lo contrario.

Conjunto de máscara de respirador

25 El respirador o conjunto de aparato de respiración de la presente invención, incluye un componente máscara y un componente de cuello. El componente de máscara está adaptado para rodear sustancialmente la boca y/o las fosas nasales del usuario, mientras que el componente de cuello se puede unir al mismo y está adaptado para rodear la parte posterior del cuello del usuario. El componente de cuello incluye el generador de flujo y medios de procesamiento asociados para recibir aire sin filtrar del entorno circundante, filtrar el aire sin filtrar y proporcionar el aire filtrado a la máscara.

30 La figura 1 ilustra a una persona que usa un aparato de respiración de acuerdo con una forma preferida de la presente invención. Como se ilustra, el aparato 1 tiene una apariencia visual estéticamente agradable considerablemente mejorada y tiene un perfil relativamente bajo en comparación con los dispositivos respiratorios de la técnica anterior. La máscara se usa de manera relativamente cómoda cubriendo al menos la boca o la nariz del usuario y extendiéndose alrededor del cuello del usuario. Todos los componentes del aparato respiratorio pueden estar totalmente contenidos dentro de este conjunto de cara y cuello.

35 La figura 2 ilustra una vista en perspectiva del aparato de respiración 1, que incluye un componente de máscara 2 y un componente de cuello 3, que son al menos parcialmente separables entre sí.

40 La figura 3 ilustra una vista en despiece del aparato de respiración 1, que muestra el componente de máscara 2 separado del componente de cuello 3. Esto se logra mediante un medio de acoplamiento 4 cooperativo apropiado proporcionado en la máscara 2 y el componente de cuello 3 para unir de manera acoplable el conjunto.

La figura 4 ilustra, en las figuras 4A y 4B, vistas frontal y posterior en perspectiva del componente de máscara 2, respectivamente. La figura 5 ilustra una vista en perspectiva del componente de cuello 3 que se puede conectar al componente de máscara 2 de la figura 4.

Haciendo referencia a las figuras 1 a 5, se puede ver que el componente de máscara 2 está adaptado para rodear el área oronasal, es decir, la boca, las fosas nasales o la nariz de un usuario. Realizaciones alternativas pueden cubrir cualquiera de la boca o la nariz, teniendo una apariencia de perfil bajo 1 aún más baja.

5 Al menos parte del componente de máscara 2 puede estar formado preferiblemente de un material adecuado, para proporcionar un buen sellado entre la cara y las rutas de aire de la máscara 2, por lo que se evita sustancialmente la fuga de aire/gas, para proporcionar efectivamente un sello hermético al ponerse en contacto herméticamente y "amortiguar" la cara del usuario. Los componentes de la máscara pueden estar hechos típicamente de plástico o materiales de caucho, tal como caucho o silicona. El componente de máscara 2, cuando se forma de dicho material, se puede lavar o esterilizar, según se requiera.

10 Una cubierta se puede proporcionar opcionalmente para decorar la máscara. La cubierta puede estar formada de tela u otro material. Se puede proporcionar una decoración en molde de forma alternativa o adicional a la máscara.

15 Como se muestra en la figura 6, una cámara de respiración 5 se proporciona en el espacio entre la cara del usuario y la carcasa de la máscara 2. La cámara de respiración 5 está efectivamente aislada del entorno circundante gracias a un sello alrededor de la cara del usuario. Se pueden proporcionar uno o más canales de aire, tubos o conductos 6 y 7 para conectar la cámara de respiración 5 con las otras partes del aparato de respiración. En la realización mostrada en la figura 6, se proporciona, en la máscara 2, una entrada de aire 6 y una salida de aire 7, para este propósito.

20 Cuando la máscara 2 está unida al componente de cuello 3, por lo tanto, se proporcionan canales de aire continuos entre los dos componentes. Los medios para la unión de estos dos componentes se describirán a continuación. El componente de cuello 3 de la figura 5 está adaptado para unirse a la máscara 2, y en uso, está adaptado para rodear sustancialmente la parte posterior del cuello del usuario. El componente de cuello 3 incluye los medios generadores de flujo para generar el flujo de aire hacia y desde el componente de máscara 2, tomar aire no filtrado del entorno circundante a través de un medio de admisión de aire 8, filtrar el aire no filtrado a través de un filtro 9 y efectuar un flujo de aire por un motor o impulsor 10, a través del canal de aire 6 a la cámara de la máscara 5. El aire exhalado hacia la máscara por la cámara de usuario 5 se hace avanzar a través del canal de aire 7 a través de la salida 11 al entorno circundante. El flujo típico de aire dentro del aparato de respiración 1 se muestra mediante las flechas en la figura 6.

25 Componentes electrónicos 12 adecuados, una batería o similar 13 y otros componentes están alojados preferiblemente dentro del conjunto de cuello 3. El conjunto de cuello también incorpora preferiblemente una almohadilla para el cuello 14 para proporcionar amortiguación para la comodidad del usuario y también es para ayudar a mantener el sello de la máscara a medida que la cabeza del usuario se mueve.

30 En la figura 7 se muestra un diagrama de bloques de diversas características de los componentes que pueden ser típicamente incluidos en el aparato respiratorio, mostrando que la mayoría están instalados en el conjunto de cuello 3, y su interrelación. También se muestra la provisión de una fuente de alimentación adicional opcional y la interrelación del conjunto de cuello a través del canal de aire con el conjunto de máscara.

35 Conexión neumática y clip de transmisión de tensión

40 Los dispositivos PAPR existentes utilizan medios separados para fijar la máscara a la cara y para suministrar aire a la máscara. Por ejemplo, muchos PAPR usan una manguera flexible para suministrar aire desde el generador de flujo a la máscara y una correa para la cabeza separada para sostener la máscara en la cara. Otros montan el ventilador en un recinto en la parte superior de la cabeza del usuario y descargan el aire directamente en la máscara, pero usan una correa o banda separada para sostener la máscara contra la cara.

En estos dispositivos de la técnica anterior, el usuario se ve obligado a montar y liberar conexiones múltiples cada vez que él o ella se pone o se quita el dispositivo. Además, en aquellos dispositivos en los que el ventilador está montado integralmente con la máscara, existe un gran riesgo de que el lavado de la máscara (que es necesario para la higiene) cause daños por agua al ventilador o al sistema electrónico de control.

45 Idealmente, tanto el suministro de aire a la máscara como la tensión para mantenerlo en posición serían suministrados por una sola conexión entre el generador de flujo y la máscara. Idealmente, también sería fácil desconectar completamente la máscara del generador de flujo, para su limpieza. La presente invención logra ambos objetivos con un componente que combina las funciones de un conector neumático con las de un clip (como se usa en una mochila u otra pieza de equipaje).

50 La disposición de acoplamiento, que se muestra en la figura 8, consiste en dos componentes, una porción de máscara 21 y una porción de cuello 22, cada una fijada a un tubo elastomérico. Cada componente tiene un canal de aire respectivo 23 y 24, de modo que el aire puede pasar a través del clip 20. Se forma un sello en uno de los tubos elastoméricos, de modo que cuando se monta el clip, presiona contra la mitad del clip opuesto. Este sello puede tomar la forma de un elemento de sección transversal circular (como una junta tórica), sin embargo, es preferiblemente un sello de limpiaparabrisas, ya que este diseño crea menos fricción cuando el clip se monta o desmonta. Alternativamente, el sello puede ser un componente separado (por ejemplo, una junta tórica) que está montado o sobremoldeado en una u otra mitad del clip.

Las dos mitades de la disposición de acoplamiento 20 están diseñadas de modo que se proporcione la capacidad de tensión de transmisión de un tubo elastomérico a la otra, pero también de ser fácil de liberar. Por ejemplo, pueden estar provistos de uno o más elementos en forma de viga con púas que encajan en las funciones de acoplamiento en la mitad opuesta del clip. Las características de las púas toman la forma de botones grandes. Al presionarlos, se desactivan las púas y permite que las dos mitades se separen.

En la realización preferida, se usan dos de tales disposiciones de acoplamiento 20, una en la tubería de suministro de aire y una en la tubería de aire de retorno. En uso normal, solo uno de los clips se desconecta al retirar el dispositivo de la cabeza. Sin embargo, cuando se requiere la limpieza de la máscara, el otro clip también se puede abrir, de modo que el generador de flujo o el componente de cuello esté completamente separado de la máscara.

10 Ajuste de acción simple de la máscara

Los diseños existentes de PAPR se basan en una correa elastomérica o alguna forma de banda rígida para mantener la tensión en la máscara y, por tanto sellarla contra la cara del usuario. Ambos tipos de sistemas pueden ser difíciles y lentos de ajustar y tienden a sufrir otros problemas. En particular, los mecanismos de ajuste para tales correas elastoméricas tienden a requerir una fuerza considerable para su ajuste. Los sistemas rígidos no compensan ningún cambio en la distancia entre el generador de flujo y la cara del usuario, por ejemplo, durante el movimiento de la cabeza. Por esta razón, tienden a sufrir fugas entre el cojín de la máscara y la cara.

En la figura 8, se muestran detalles de una disposición de acoplamiento que puede ser utilizada con el aparato de respiración de la presente invención, para acoplar el componente de cuello y la máscara juntos. La disposición de acoplamiento se muestra acoplada en la figura 8A y en la vista en despiece en la figura 8B. También se muestra una vista en sección en la figura 8C. La disposición de acoplamiento 20 incluye una porción de máscara 21 y una porción de cuello 22, e incluye un aparato de canal de aire cooperativo 23 y 24, y medios de acoplamiento cooperativos 25 y 26 para sujetar físicamente los componentes juntos de una manera liberable. Se pueden proporcionar opcionalmente medios de fijación adicionales 27 para acoplar una correa elastomérica adicional que se puede colocar sobre la cabeza de un usuario. También se puede proporcionar un mecanismo de trinquete 28 para el ajuste del "tamaño" del aparato de respiración montado, como se describirá más adelante.

La figura 8C muestra una vista en sección transversal de los componentes 23 y 24 del canal de aire acoplados, ilustrando cómo se forma así un canal de aire hermético.

El diseño actual supera las deficiencias en los dispositivos de la técnica anterior proporcionando una serie de características únicas. En primer lugar, el punto de montaje está diseñado preferiblemente para proporcionarse aproximadamente a medio camino entre el componente de cuello y la máscara. El punto de montaje preferiblemente toma la forma de un clip que permite que el componente de cuello se separe de la máscara. En segundo lugar, se utiliza preferiblemente un tubo elastomérico desde el punto de montaje hasta la máscara. El tubo elastomérico no tiene que ajustarse en longitud, pero puede proporcionar cierta elasticidad en la conexión entre el componente de cuello y la máscara, para así compensar los cambios en la distancia del generador de flujo a la cara, según el usuario mueve su cabeza. En tercer lugar, se proporciona una conexión de enlace rígido entre el punto de montaje y el componente de cuello. Además, se puede montar un mecanismo de trinquete en el componente de cuello y trabajar entre el mismo y el enlace rígido al punto de montaje. El mecanismo está construido preferiblemente de manera que permita acortar fácilmente el enlace rígido, pero no permitirá que se alargue a menos que se presione un botón de liberación.

En operación, este mecanismo puede trabajar típicamente como sigue. El aparato de respiración se puede suministrar inicialmente al conjunto de usuarios al tamaño más grande (es decir, con el conjunto de enlace rígido en su mayor longitud). Cuando el usuario se prueba el aparato de respiración por primera vez, solo tiene que colocar una mano en el componente de cuello (detrás de la cabeza) y la otra en la parte delantera de la máscara (frente a la cara) y empujar las dos suavemente juntas. Con esta sola acción es posible lograr exactamente el grado deseado de tensión entre el componente de cuello y la máscara.

45 Control de humedad/temperatura del aire

En climas fríos y/o secos, la falta de humedad adecuada en el aire puede causar incomodidad significativa, incluyendo sequedad y agrietamiento de las fosas nasales y de los labios y una sensación de frío intenso en la nariz. Ninguno de los diseños PAPR existentes ofrece control de la temperatura o la humedad del aire de la máscara. La presente invención busca remediar estas deficiencias, haciendo que el aparato de respiración sea cómodo de llevar/usar en cualquier condición climática. Las figuras 9 a 15 ilustran ejemplos de dispositivos de control de temperatura/humedad del aire que pueden usarse típicamente en el aparato de respiración de la presente invención.

El calentador/enfriador se puede colocar en cualquier lugar de la corriente de aire, por ejemplo como se muestra en las figuras 9 a 12, el calentador/enfriador 40 directamente detrás del filtro de entrada 41, entre el filtro y el soplador o, como se muestra en la figura 15, el calentador puede colocarse en el conducto entre el soplador 42 y el conducto 43 a la máscara, o en la máscara misma.

A modo de ejemplo, los siguientes tipos de elementos de calentamiento pueden típicamente ser incorporados en el aparato de respiración. Estos incluyen elementos calefactores flexibles (hechos de pistas a base de cobre o níquel

intercaladas entre capas de aislante plástico tal como poliéster o poliimida) y calentados al pasar una corriente eléctrica a través de los mismos, otros calentadores que consisten en elementos eléctricamente resistivos, dispositivos que usan el efecto Peltier (que puede calentar o enfriar, por ejemplo, el dispositivo OptoCooler HV 14 de Nextreme Thermal Solutions), cables eléctricamente resistivos dentro de la ruta o máscara de aire o incrustados en las paredes de esas estructuras, y/o calentadores en los que se imprime una tinta conductora de electricidad en un sustrato y una corriente eléctrica que pasa a través del mismo.

Además, a modo de ejemplo, dispositivos de refrigeración adecuados pueden incluir típicamente dispositivos que utilizan el efecto Peltier (por ejemplo el dispositivo OptoCooler HV 14 de Nextreme Thermal Solutions), y/o, evaporadores, en el que se pone un líquido en contacto térmico con la corriente de aire y se deja evaporar, en el que la energía requerida para cambiar el fluido de un líquido a un gas es suministrada por la corriente de aire, que se enfría a medida que pasa sobre el líquido.

En una forma preferida, el dispositivo regula la temperatura del aire de la máscara en base a las lecturas de un sensor de temperatura en o cerca de la máscara.

Alternativamente, el dispositivo puede detectar la temperatura del aire ambiente y luego calcular la temperatura del aire de la máscara en base a su lectura (o una estimación) de la tasa de flujo de aire. En esta implementación, el dispositivo lee la temperatura del aire ambiente y (opcionalmente) el caudal de aire. Luego consulta una tabla de búsqueda de valores determinados experimentalmente que le indican cuánto se calentará o enfriará el aire a medida que pasa a través del dispositivo hacia el paciente. Alternativamente, los valores de calentamiento/enfriamiento determinados experimentalmente se pueden incorporar en una fórmula matemática que permita calcular la temperatura esperada del aire de la máscara.

La temperatura del aire de la máscara objetivo está preferiblemente bajo el control del usuario (es decir, el usuario puede ajustar la temperatura objetivo). Alternativamente, la temperatura del aire objetivo puede determinarse a algún valor que la mayoría de los usuarios encuentre cómodo. Idealmente, el valor predeterminado puede ser diferente dependiendo de la temperatura ambiente. Por ejemplo, la mayoría de los usuarios encontrarán una temperatura de 30-32 grados C cuando el clima es frío, pero pueden preferir una temperatura más baja (quizás 18-20 grados C) cuando hace calor.

Para controlar la humedad del aire de la máscara, el aparato de respiración puede estar provisto de un depósito de agua 43 y unos medios para producir evaporación controlada. El tanque de agua se puede colocar dentro del generador de flujo o se puede hacer que se acople en el mismo, o se puede ubicar en otro lugar (por ejemplo, en el cinturón del usuario) y se le puede proporcionar un tubo u otra disposición para transferir agua desde el mismo al módulo evaporador. Puede ser conveniente combinar el módulo del evaporador con el módulo de calefacción/refrigeración.

El evaporador se puede colocar en cualquier lugar de la corriente de aire, por ejemplo, directamente después en el filtro de entrada, entre el ventilador y la máscara o en el interior de la máscara. El evaporador puede tomar muchas formas, como se explica a continuación.

Una forma de módulo evaporador puede implementarse como se muestra en la figura 11, que tiene una lámina o rollo de un material de mecha 44 que transfiere automáticamente el agua desde zonas húmedas a secas. Ejemplos incluyen tela u otras estructuras hechas de algodón o arpillera o de fibras artificiales tales como fibra de vidrio desnuda. Esta forma de evaporador se mantendrá preferiblemente en contacto cercano con un calentador 40 para promover la evaporación rápida y también para reemplazar la energía perdida cuando el agua cambia de líquido a vapor. De esta forma, el efecto refrescante de la evaporación puede regularse o eliminarse. Preferiblemente, este tipo de mecha 44 se reemplaza fácilmente. El reemplazo regular de la mecha es importante para evitar la acumulación de contaminantes del agua (por ejemplo, carbonato de calcio) y el crecimiento de organismos en la mecha. En la figura 12 se muestra un ejemplo de una mecha que es fácil de cambiar. En este ejemplo, el elemento de absorción 45 se ha combinado con el elemento de filtro 41, que está unido a un marco de filtro 46, de modo que se cambia cada vez que se reemplaza el filtro.

Un diseño de mecha alternativo se muestra en la figura 13. El calentador toma la forma de cuatro "dedos" 50, colocados en la trayectoria del aire (mostrada por flechas) justo después del filtro de entrada.

Manguitos de material absorbente 52 están montados sobre estos dedos. Se suministra agua a los manguitos 50 desde un tanque a través de la entrada 51. El calor de los dedos 50 hace que el agua se evapore y pase a la corriente de aire.

Cuando los manguitos de algodón 52 necesitan ser cambiados, la estructura pivota hacia fuera en el área de filtro como se muestra en la figura 13B. Dos versiones alternativas de este diseño se muestran en las figuras 13 y 14. En la primero, como se muestra en la figura 13, se suministra agua desde pequeñas boquillas 53 colocadas para presionar contra el exterior de los manguitos absorbentes 52. En esta implementación, los calentadores 50 pueden ser tubos de metal en los que se colocan cables resistivos. En la segunda implementación, como se muestra en la figura 14, los dedos de calentamiento 50 son huecos y están provistos de pequeños orificios de drenaje 54 alrededor de su periferia. Se introduce agua en los dedos 50 y se abre paso a través de los orificios de drenaje 54 hacia los manguitos

absorbentes 52 y desde allí hacia la ruta de aire. En la figura 10, se muestra un módulo de evaporador que usa membranas para separar el agua líquida de la ruta del aire. Estos sistemas consisten en un depósito de agua 43 cubierto por un material 44 que permite el paso del vapor de agua, pero no del agua líquida.

5 Ejemplos de este tipo de material son membranas de PTFE expandidas (Gortex de WL Gore y similar) y polietileno de alta densidad hilado (Tyvek de Dupont y similares). El depósito puede calentarse o no calentarse, aunque un depósito no calentado proporcionará una baja salida de humedad. En la versión calentada, el agua se calienta a una temperatura alta (hasta 100 grados C). El vapor pasa a través de la membrana hacia la corriente de aire. Sin embargo, el agua líquida no puede pasar a través de la membrana, incluso cuando el depósito está agitado o invertido. El depósito puede ser un pequeño volumen suministrado por el tanque de agua principal; o puede ser el propio tanque.

10 La membrana 44 que cubre el depósito 43 es propensa a la obstrucción debido a los contaminantes en el agua. Es preferible que esta membrana se cambie fácilmente.

Como la unión entre la membrana y el resto del depósito está sujeta a alguna diferencia de presión (debido al calentamiento del agua y a su resistencia al flujo de vapor), la membrana preferiblemente se sella al depósito de fábrica. En la implementación mostrada, se proporciona un depósito en la parte posterior del elemento de filtro. El depósito tiene un lado hecho de una membrana permeable al vapor como se describió anteriormente, mientras que el otro está hecho de una lámina de metal. Alternativamente, la lámina de metal puede reemplazarse con un plástico, ya sea en su estado natural o recubierto con un metal (por ejemplo, aluminio) para mejorar sus características de transferencia de calor. Cuando se instala el filtro, el lado de lámina de metal del depósito se presiona contra un calentador montado dentro del generador de flujo. La mitad de la lámina de metal del depósito está sellada (pegada o soldada) a la membrana permeable al vapor, que se enfrenta a la ruta del aire. El agua se alimenta al depósito desde un tanque externo. Calentar el agua en el depósito provoca evaporación. El vapor de agua pasa a la corriente de aire, mientras que el líquido permanece en el depósito. Preferiblemente, el tanque externo está situado encima del depósito. Si esto se hace, el depósito se llenará automáticamente mediante alimentación por gravedad.

25 Alternativamente, la membrana puede estar provista de algún procedimiento fácil de asegurar un sellado hermético entre sí mismo y el depósito. Ejemplos incluyen sellos autoadhesivos y sellos de goma. En un diseño que utiliza un sello autoadhesivo, la membrana de reemplazo está provista de una pieza de material adhesivo de doble cara (por ejemplo, cinta VHB de 3M). Un lado de la cinta está unido a la membrana en la fábrica, mientras que el otro lado queda cubierto por una cubierta protectora. Para reemplazar la membrana, se retira la anterior, se quita la cubierta protectora del sello de la cinta y la nueva membrana se pega en su lugar. En un diseño que utiliza un sello de goma, se moldea un material compatible (por ejemplo, un elastómero termoplástico tal como Santoprene de Exxon Mobil Chemical) alrededor del borde de la membrana. En uso, este material se comprime entre la brida del depósito y otro componente del generador de flujo para crear un sello.

35 Una ventaja adicional del uso de una membrana entre el agua y la ruta del aire es que la mayoría de tales membranas pueden bloquear el movimiento de las bacterias, lo que proporciona un nivel de protección contra el uso de agua contaminada en el humidificador. Idealmente, la humedad relativa (RH) del aire de la máscara se controla por referencia a un sensor de RH dentro o cerca de la máscara. Idealmente, este sensor detectará tanto la humedad absoluta (gramos de agua por litro de aire) como la temperatura, lo que le permitirá calcular la humedad relativa.

Alternativamente, el dispositivo puede detectar la humedad ambiente y después utilizar su conocimiento (o estimación) de temperatura del aire de la máscara para inferir la humedad relativa en la máscara.

40 La humedad de la máscara objetivo puede estar bajo el control del usuario, por ejemplo, por tener un ajuste de "RH máscara" en la interfaz de usuario. Alternativamente, el dispositivo puede apuntar a un valor predeterminado que se ha encontrado experimentalmente para adaptarse a la mayoría de los usuarios. Este valor está generalmente en el rango del 60% al 80% de RH.

45 Alternativamente, el usuario puede controlar la humedad a través de un sistema de circuito abierto en el cual el usuario controla la alimentación al módulo evaporador. En algunas situaciones, por ejemplo, debido a los costos de fabricación o a las condiciones ambientales, un módulo completo de calefacción/refrigeración con un humidificador no es esencial. En una amplia gama de áreas en el hemisferio norte, las condiciones de frío y humedad pueden presentarse durante un período bastante largo de un año, como en el Reino Unido, Rusia y Canadá. En cambio, un módulo de calentamiento compacto 41, como se muestra en la figura 15, que requiere poco espacio en el dispositivo y el costo de fabricación se puede favorecer al elevar la temperatura del aire de la máscara. Mientras tanto, un módulo de calentamiento de extracción fácil de ajustar se puede ajustar a un mercado particular cambiando rápidamente el proceso de montaje en lugar de mucho esfuerzo para modificar el dispositivo. Esta realización del módulo de calentamiento incluye tres componentes principales, un elemento de calentamiento, aislamiento térmico y soporte.

55 Un elemento de calentamiento se puede usar para generar calor para añadir al paso de aire. Varios tipos de calentadores adecuados en esta realización, incluyendo un calentador PTC, un calentador de bobina altamente compacto. La alimentación se puede suministrar desde la PCB con un cable de conexión adicional al igual que las otras partes del dispositivo que consumen energía. Una realización de un módulo de calentamiento se ilustra en la

figura 15, en la que se muestra que el módulo de calentamiento se proporciona en la corriente de aire del aparato de respiración.

El PTC es conocido por su alta compatibilidad y su excelente rendimiento de salida. Este bloque de cerámica se puede fabricar para cumplir con diferentes estándares con varias entradas de tensión y potencias de salida.

5 Una placa delgada de calentador PTC puede sentarse en la vía de aire y, por lo general, se hace en nido de abeja para suministrar área de superficie y una estabilidad estructural relativamente grande. El aire se bombea hacia la placa calentada y se ve obligado a pasar a través del panel. Durante este proceso, el calor es recogido por aire relativamente más frío. Una vez que el aire sale de la placa y entra en el fuelle, se ha calentado.

10 Las bobinas tienen una larga historia como elementos calefactores. Su estructura simple permite la fabricación de baja tecnología y puede hacerse altamente compacta con varias rondas de bobinas en un espacio limitado. Mientras tanto, su rendimiento tiene una relación lineal con su estructura, y esto hace que sea fácil de controlar.

De manera similar al calentador en un secador de pelo, se pueden agregar bobinas a la vía de aire en un módulo. La gran superficie y la menor interferencia al flujo de aire ofrecen una transferencia de calor suave. Se ha demostrado que los calentadores de bobina son capaces de calentar un gran volumen de flujo de aire a la temperatura deseada.

15 Los calentadores flexibles consisten en hilos de calentamiento de alto rendimiento abrazado en dos capas de material de aislamiento dieléctrico. Con finas aletas de aluminio unidas a ambos lados de sus superficies, tiene un gran potencial para distribuir el calor en el aire de manera uniforme. Debido a su flexibilidad, este tipo de calentador puede doblarse en una forma irregular para encajar en la ruta del aire.

Conjunto de filtro

20 Los PAPR existentes a menudo necesitan filtros de gas de uso específico para gases específicos y, a menudo con el objetivo de un entorno con una concentración más alta de gas que exige un tamaño físico significativo para un filtro dado. Esto no es práctico para la protección típica de los contaminantes de las calles de la ciudad, donde los contaminantes gaseosos pueden ser uno o todos de CO, NOx, SO2, O3, VOC, humo, amoníaco, etc. pero con una concentración relativamente menor que en un entorno industrial típico que la mayoría de los PAPR objetivo. Esta invención describe un filtro especial en una configuración de bajo perfil que, además de la filtración de partículas, también es capaz de filtrar los contaminantes de gases de la calle más comunes, desde insalubres hasta buenos dentro de la máscara. El filtrado de gas se logra mediante uno o ambos de un filtro de carbón activado y un filtro de fotocatalizador. Dicho filtro de fotocatalizador se hace preferiblemente en TiO2, y es reactivo en todo tipo de luz, preferiblemente en LED estándar. Esto hace innecesaria la luz UV, lo que ayuda a mejorar la seguridad del producto.

30 El conjunto de filtro se muestra en la figura 16A en su forma montada, y, en 16 B en forma de despiece. El conjunto de filtro 60 incluye un marco de filtro 61, un núcleo de filtro principal 62 (ilustrado como un filtro HEPA) y una cubierta de filtro de partículas 63. También se muestra una válvula Boston 64. El filtro se aloja preferiblemente en un recinto de bajo perfil con una cubierta de filtro extraíble por el usuario. La cubierta de filtro 63 tiene múltiples aberturas/ranuras para dejar entrar el aire y también para traer luz ambiental. La cubierta de filtro 63, así como el cuerpo de la carcasa, también pueden ser transparentes a la luz. Se puede aplicar un revestimiento reflectante de luz en el interior de dicha cubierta de filtro. Dicha cubierta de filtro está separada con el elemento filtrante 62 por un espacio delgado. El espacio proporciona un espacio para una distribución uniforme del flujo de aire a través del filtro 62. También proporciona el espacio necesario para que la luz ambiental se distribuya mejor en la superficie del filtro, si corresponde.

40 La mayoría de los respiradores existentes usan válvulas para controlar el aire de escape de la máscara. La válvula se cierra al inhalar y se abre al exhalar. Sin embargo, este mecanismo permite que el aire respirado se filtre antes de salir al entorno. En ciertas situaciones, esto es indeseable o incluso dañino para otros, como cuando un paciente infectado con virus usa el dispositivo, o el dispositivo lo usan trabajadores de procesamiento de alimentos. Esta invención introduce una combinación de válvula y filtro para el aire de escape. Como se muestra en la figura 16B, el filtro 63 proporciona filtración para extraer el aire en combinación con la válvula 64. La figura 17 muestra cómo un usuario puede reemplazar fácilmente el filtro, la figura 17A muestra la unidad montada 70, mientras que la figura 17B muestra la unidad 70 en despiece, en el que la cubierta de filtro 71 se retira para reemplazar el filtro 60. Para retirar el filtro, en primer lugar, la tapa del filtro se abre insertando el dedo del usuario en un recorte 72. La cubierta de filtro se puede separar de la unidad 70, debido a la provisión de un pestillo 73 en el centro, de modo que el filtro se pueda quitar como se indica mediante la flecha en la figura 17B.

50 Se pueden usar alternativamente varios tipos opcionales de filtros, como se muestra en las figuras 18A a 18H. En una realización, mostrada en la figura 18A, dicho conjunto de filtro 80 consiste en un prefiltro 81 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 81 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho filtro HEPA 82. Tanto dicho prefiltro 81 como los filtros HEPA 82 son preferiblemente fácilmente extraíbles por los usuarios. El prefiltro 81 puede estar hecho de una fibra sintética adecuada, tal como polipropileno, y preferiblemente con una eficiencia igual o superior al 90% para un tamaño de partícula de 5 um y superior. Dicho prefiltro 81 no está plegado, lo que lo hace adecuado como material base para ser impregnado con medios de fotocatalizador. En otra realización, mostrada en la figura 18B, dicho conjunto de filtro 80 consiste en un prefiltro 81, un filtro de carbón activado 84 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 81 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege

dicho carbón activado 84 y el filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. En otra realización, mostrada en la figura 18C, dicho conjunto de filtro 80 consiste en un medio de fotocatalizador más un prefiltro 85, un filtro de carbón activado (típicamente activado por vapor) 84 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 85 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho carbón activado 84 y el filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Dicho medio de fotocatalizador 85 se activa cuando la luz del día está disponible. Una vez activado, dicho medio de fotocatalizador 85 trabajará para descomponer los contaminantes de gases nocivos tóxicos.

En otra realización, mostrada en la figura 18D, dicho conjunto de filtro 80 consiste en un medio de fotocatalizador más un prefiltro 85, un filtro de carbón activado 84 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 85 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho carbón activado 84 y el filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Un conjunto de LED 86 está montado en la parte posterior de dicha cubierta de filtro 83. Dichos LED 86 también se pueden montar alrededor de la pared de la carcasa cerca de la entrada. Dichos LED 86 y el circuito están encapsulados en una película o cubierta biocompatible. Preferiblemente, dichos LED 86 se encienden solo cuando la intensidad de la luz ambiental cae por debajo de un umbral predefinido, que se controla mediante un sensor de luz. Por lo tanto, dichos medios fotocatalizadores siempre se pueden activar si es necesario, incluso cuando la luz ambiental no está disponible o es insuficiente.

En otra realización, que se muestra en la figura 18E, dicho conjunto de filtro 80 consiste en un prefiltro 81, un filtro de carbón activado 84, un filtro de partículas HEPA 82, y un filtro de medio de fotocatalizador del lado de salida 87. Dicho prefiltro 81 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho carbón activado 84 y el filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Un conjunto de LED 88 está montado en el interior de la pared de la carcasa frente a la salida de dicho filtro de fotocatalizador 87. Dichos LED 88 también pueden montarse alrededor de la pared de la carcasa cerca de la salida. Preferiblemente, dichos LED 88 se encienden solo cuando la intensidad de la luz ambiental cae por debajo de un umbral predefinido, que se controla mediante un sensor de luz. Por lo tanto, dicho medio de fotocatalizador 87 siempre se activa incluso cuando la luz ambiental no está disponible o no es suficiente. Dichos LED 88 y el circuito están encapsulados en una película o cubierta biocompatible.

En otra realización, mostrada en la figura 18F dicho conjunto de filtro 80 consiste en un medio de fotocatalizador más un prefiltro 85 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 85 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Dicho medio de fotocatalizador 85 se activa cuando la luz del día está disponible. Una vez activado, dicho medio de fotocatalizador trabajará para descomponer los contaminantes de gases nocivos tóxicos.

En otra realización, mostrada en la figura 18G dicho conjunto de filtro 80 consiste en un medio de fotocatalizador más un prefiltro 85 y un filtro de partículas HEPA 82. Dicho prefiltro 85 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta de filtro 83 y protege dicho filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Un conjunto de LED 86 está montado en la parte posterior de dicha cubierta de filtro 83. Dichos LED 86 también se pueden montar alrededor de la pared de la carcasa cerca de la entrada. Dichos LED 86 y el circuito están encapsulados en una película o cubierta biocompatible. Preferiblemente, dichos LED 86 se encienden solo cuando la intensidad de la luz ambiental cae por debajo de un umbral predefinido, que se controla mediante un sensor de luz. Por lo tanto, dicho medio de fotocatalizador 85 siempre se puede activar si es necesario, incluso cuando la luz ambiental no está disponible o es insuficiente.

En otra realización, se muestra en la figura 18H dicho filtro conjunto consiste en un prefiltro 81, filtro de partículas HEPA 82 y un filtro de fotocatalizador 87. Dicho prefiltro 81 es el primer elemento de filtro detrás de la cubierta del filtro 83 y protege dicho filtro de medios de catalizador fotoeléctrico 88 y el filtro HEPA 82. Todos los filtros son fácilmente extraíbles por los usuarios. Un conjunto de LED 88 está montado en el interior de la pared de la carcasa frente a la salida de dicho filtro de fotocatalizador 87. Dichos LED 88 también pueden montarse alrededor de la pared de la carcasa cerca de la salida. Preferiblemente, dichos LED se encienden solo cuando la intensidad de la luz ambiental cae por debajo de un umbral predefinido, que se controla mediante un sensor de luz. Por lo tanto, dicho medio de fotocatalizador 87 siempre se activa incluso cuando la luz ambiental no está disponible o no es suficiente. Dichos LED 88 y el circuito están encapsulados en una película o cubierta biocompatible.

En otra realización, se muestra en la figura 18I, dicho filtro de montaje consiste en un prefiltro y un filtro de carbón activado. Dicho prefiltro es el principal filtro de partículas seleccionado para proporcionar la eficiencia de filtrado particular requerida además de proteger dicho filtro de carbón. Tanto dicho prefiltro como el filtro de carbón son preferiblemente fácilmente extraíbles por un usuario.

El prefiltro y el filtro de carbón activado se pueden apilar como uno reemplazable por el usuario de montaje, tal como mediante un sencillo proceso de pegado de calor. El carbón activado, dicho filtro HEPA y el fotocatalizador también se pueden apilar como un conjunto. Este filtro HEPA tiene preferiblemente una eficiencia del 99,97% para partículas iguales o superiores a 0,3 μm , que es equivalente al rendimiento ofrecido por la mayoría de los PAPR. Dicho filtro HEPA está hecho preferiblemente de papel de fibra de vidrio que es adecuado para filtrar partículas sólidas y líquidas.

El filtro de carbón activado y el fotocatalizador funciona de manera complementaria: dicho filtro de carbón activado proporciona un filtrado preliminar general para la mayoría de los gases nocivos al bloquear los gases nocivos y ralentizarlos, también funciona mejor para eliminar olores y COV, tales como formaldehído; mientras dicho filtro de

fotocatalizador continúa trabajando específicamente para descomponer los gases nocivos en agua y CO₂, en particular, CO, NO₂, SO₂, O₃ y amoníaco. También puede esterilizar el aire que puede contener gérmenes, bacterias y virus.

5 El usuario puede encender/apagar los LED para controlar la esterilización del filtro incluso cuando el dispositivo no está en uso, de modo que no se acumulen gérmenes ni virus. Los LED se pueden encender y apagar en sincronía con la respiración. Los LED pueden cualquier LED estándar o LED UV. Se usa una cámara de luz que coincide con el tamaño y la forma de dicho filtro de fotocatalizador para transmitir luz desde dichos LED. Preferiblemente, se usa una película delgada de difusor para transmitir luz de manera uniforme desde dichos LED. Dicha película difusora también
10 aísla los LED desde la ruta del aire. La combinación de filtro activado y fotocatalizador preferiblemente tiene una eficiencia mínima del 90% para CO, NO₂, SO₂ y O₃ y funciona a esta eficiencia durante al menos 240 horas.

15 El medio de fotocatalizador también se pueden aplicar como un revestimiento dentro de dicho componentes de la mascarilla y el cuello. El recubrimiento puede ser una medida complementaria para matar o inactivar la mayoría de los virus y bacterias cuando se expone a la luz visible. Para todas las configuraciones de filtro descritas anteriormente, se puede agregar un filtro grueso opcional antes del prefiltro para eliminar partículas bastante grandes a menudo presentes en entornos con polvo, como talleres de corte de madera. Dicho filtro grueso puede ser de fibra sintética de bajo costo y lavable o fácilmente desechable, lo que permite un uso más prolongado del filtro principal. Dichos filtros descritos anteriormente pueden estar en cualquier orden o en diferentes combinaciones.

Control de flujo receptivo, etc.

20 Las figuras 19A a 19E muestran varios diagramas de flujo de las etapas que pueden usarse en el control de flujo sensible del módulo generador de flujo de la presente invención, por lo que la cantidad de aire proporcionado a la cámara de respiración es sensible a la respiración, y la capacidad de respuesta es preferiblemente también ajustable por el usuario.

La figura 20 muestra un diagrama del sistema de ejemplos de un sistema de control sensible de acuerdo con la presente invención.

25 La mayoría de los dispositivos existentes no tienen control de flujo en base a respiración por respiración, excepto los tipos industriales/militares de gama alta. Incluso cuando tienen control de flujo, no responden lo suficiente al esfuerzo de respiración y la capacidad de respuesta no es ajustable por el usuario. Por el contrario, a menudo se usa un sensor de presión para ayudar a mantener una presión positiva en la máscara. Se enviará más aire a la máscara del usuario cuando la presión de la máscara llegue a cero, ya sea aumentando la velocidad del motor o controlando un regulador
30 de flujo de aire (Clase USPC: 12820423). Sin embargo, dicho mecanismo de control tiende a entregar un flujo insuficiente al usuario, especialmente durante situaciones de respiración exigentes, causando así una sensación de incomodidad.

35 Ninguno de los dispositivos existentes tiene la capacidad de permitir la detección directa del esfuerzo respiratorio en base a respiración por respiración. Algunos otros aparatos respiratorios pueden tener un control de presión de aire positivo variable configurable por el usuario, sin embargo, este es un ajuste fijo y no se adapta al esfuerzo de respiración en tiempo real. Como resultado, el control de flujo es duro y no natural, lo que limita la comodidad que uno puede recibir.

40 Ninguno de los dispositivos existentes tiene la capacidad de permitir al usuario ajustar la capacidad de respuesta del control de flujo. Sin embargo, en el mundo real, diferentes personas pueden tener diferentes demandas de flujo de aire. Incluso para la misma persona, la demanda de flujo de aire puede variar de vez en cuando. Por ejemplo, para un paciente con deficiencia respiratoria, debido a la función pulmonar más débil, él o ella pueden no tener la misma fuerza para respirar que una persona normal. Él o ella puede tener la necesidad de obtener más flujo de aire con un esfuerzo de respiración que se considera muy débil según el estándar de una persona normal. Él o ella también puede desear
45 tener la flexibilidad para controlar el flujo de aire por su propio esfuerzo de respiración, incluso si es normalmente más débil que una persona normal, para que él o ella pueda respirar de una manera más natural que un control fijo duro permitiría.

50 La presente invención usar un sensor de flujo o de presión para monitorizar el esfuerzo respiratorio del usuario. La tasa de aumento en el flujo de aire al comienzo de la inhalación se usa como una señal para medir el esfuerzo de respiración del usuario. Cuanto mayor sea el valor, mayor será el esfuerzo de respiración. Luego, la MCU calcula la cantidad de flujo requerida en función de un control de ganancia ajustable por el usuario o una configuración de respuesta de la respiración. La velocidad del motor objetivo se establece en un valor correspondiente al esfuerzo de respiración al comienzo de la inhalación. Viceversa para los valores más pequeños, donde la velocidad del motor objetivo se establecerá en un valor más bajo en consecuencia. Esta característica será beneficiosa para el paciente con insuficiencia respiratoria, ya que sus músculos pulmonares pueden ser más débiles que una persona normal. El
55 usuario puede aumentar la ganancia para hacer que el soplador sea más sensible al cambio de flujo, para que no tenga que respirar con dificultad cuando se necesita más aire. Esto aliviará el esfuerzo respiratorio de estos pacientes y permitirá que la máquina haga el trabajo duro. Por lo tanto, mejora la comodidad y proporciona beneficios para la salud de estos pacientes.

El sistema de control de flujo sensible, que se muestra en la figura 20 es una de las características preferidas del sistema de la presente invención, y es un término general que se refiere a la función principal de dicho generador de flujo y su comunicación con dicho control de interfaz de usuario.

5 En una realización, la función del control de flujo sensible consiste en un ventilador, un sensor de flujo con canales de detección de aire, un elemento de flujo, una salida de ventilador, un ventilador para enmascarar el canal de aire, un filtro de paso bajo antisolapamiento, un etapa de potencia de control del motor, un generador de flujo basado en MCU2 que consiste en un convertidor A/D, un filtro/acondicionador digital, un motor RFC, un motor de control VPAP, un motor de control de motor, un motor MCU2 COMM. Además, también consiste en un control de interfaz de usuario y un motor MCU1 COMM.

10 El ventilador produce un flujo de aire de acuerdo con dicho control del generador de flujo. La velocidad del motor determina la cantidad de flujo a dicha máscara.

15 El sensor de flujo detecta el flujo de acuerdo con la caída de presión a través de dicho elemento de flujo. En una realización preferida, dicho sensor de flujo es un sensor de flujo másico, basado en el principio de detección de flujo de termoanemómetro, y tiene una salida analógica proporcional a dicha caída de presión. En una realización preferida, dicho sensor de flujo tiene un rango de presión de entrada bajo, típicamente alrededor de 0,2" a escala completa, y dicho elemento de flujo es de hecho una sección de dicha salida del ventilador con L alrededor de 5 a 40 mm. La salida del soplador tiene típicamente una forma redonda con un diámetro D de alrededor de 10 a 19 mm, pero también puede tener cualquier otra forma con una sección transversal similar. Los canales de aire de detección son preferiblemente tubos de silicona de diámetro adecuado. En una realización preferida, dicho filtro de antisolapamiento está formado por una red RC simple con frecuencia de corte entre 100 Hz y 1 kHz. La salida de señal de dicho filtro de antisolapamiento es muestreada por dicho convertidor A/D a 50 kHz antes de ser procesada por dicho filtro/acondicionador digital. Dicho filtro digital tiene una frecuencia de corte de alrededor de 30 Hz con una caída de 20 a 80 dB por década. La salida de dicho filtro/acondicionador digital se alimenta a dicho motor RFC a la frecuencia de dicha frecuencia de corte del filtro digital.

25 El funcionamiento de dicho motor RFC se ilustra a través de la figura 22A a E. Dicho motor RFC funciona como una máquina de estado, y su entrada contiene la señal de flujo filtrada y el ajuste del usuario en la capacidad de respuesta de la respiración, y su salida contiene la velocidad del motor objetivo y el estado de respiración. Los motores RFC funcionan a la frecuencia de la salida de dicho filtro/acondicionador digital y comienzan en la detección de IPAP para la detección de inhalación. Una vez detectado, muestrea dicha señal de flujo filtrado en la primera a la tercera entrada de dicho motor RFC después de la entrada del evento de detección de IPAP y se registran las diferencias de dicha señal de flujo filtrado en la entrada del evento de detección de IPAP. Los datos recodificados son esencialmente la tasa de aumento en el flujo y se utilizan como un indicador para el esfuerzo de respiración. El esfuerzo de respiración final se obtiene después de considerar el ajuste de la capacidad de respuesta de la respiración del usuario o ganar control sobre una base de respiración por respiración. Luego se usa una tabla de búsqueda que contiene la velocidad objetivo del motor contra el esfuerzo de respiración para emitir la velocidad objetivo requerida del motor a dicho motor de control VPAP para controlar la velocidad del motor en una forma de presión de aire positiva variable. Dicho motor RFC continúa controlando el estado de respiración y completando el ciclo VPAP de acuerdo con las secuencias ilustradas en la figura 13 antes de repetirlo para cada respiración.

40 El motor de control del motor contiene el firmware del controlador del motor necesario para accionar dicho motor. La etapa de potencia de control del motor contiene interruptores de potencia, sus controladores y la detección de corriente del motor necesarios para facilitar la conducción de dicho motor.

45 El control de la interfaz de usuario recibe la configuración del usuario en la respuesta de la respiración o el control de ganancia antes de transferirlo al control del generador de flujo. En una realización preferida, la transferencia de la configuración del usuario se realiza a través de un protocolo de comunicación de un solo cable entre el motor MCU1 COMM y el motor MCU2 COMM.

La aplicación del control de flujo sensible que puede lograrse con otra realización con el mismo espíritu de la realización anterior.

50 En otra realización, el sensor de flujo puede tener otro rango de presión de entrada adecuado. El sensor de flujo también puede ser del tipo piezorresistivo, y dicho elemento de flujo puede ser un elemento de flujo laminar. Los canales de aire de detección también pueden ser parte de la estructura de moldeo para el acoplamiento directo a dichos puertos del sensor. El sensor de flujo también puede tener salida digital. Dicha configuración de usuario también puede transmitirse a dicho control del generador de flujo por cualquier otro medio adecuado.

55 En otra realización más, también se puede instalar un sensor de presión en la ubicación similar del sensor de flujo, donde el sensor de presión puede detectar la presión de aire en la salida del generador de flujo. A diferencia de la realización del sensor de flujo, dicho sensor de presión detecta la tasa de reducción de la presión al comienzo de la inhalación. Luego, la MCU calcula la cantidad de presión requerida según un control de ganancia ajustable por el usuario o una configuración de respuesta de la respiración. La presión objetivo se establece en un valor correspondiente al esfuerzo de respiración al comienzo de la inhalación. El control de la presión objetivo se realiza

preferiblemente a través de un control proporcional, integral y derivado (PID), pero también se puede realizar mediante cualquier otro esquema adecuado.

En una realización más avanzada, el sensor de presión se puede montar dentro de la máscara, ya sea de forma cableada o inalámbrica.

5 Los beneficios de los iones negativos a los seres humanos son bien conocidos. Sin embargo, ninguno de los PAPR existentes emplea un generador de iones negativos. Un pequeño generador de iones negativos está montado aguas abajo del soplador, con dos electrodos expuestos en la ruta del aire para que los iones generados puedan transportarse a lo largo del flujo de aire hacia la vía aérea del usuario.

10 El generador de iones negativos puede ser un dispositivo independiente adecuado que se puede comprar en una tienda, o puede personalizarse total o parcialmente para adaptarse a la aplicación.

El generador de iones negativos se enciende preferiblemente solo cuando el motor funciona para ahorrar energía y aumentar la vida útil. Su control también puede estar sincronizado con la respiración (encendido con inhalación y apagado con exhalación) para ahorrar más energía y aumentar la vida útil del dispositivo.

Fabricación y montaje mejorados de un núcleo toroidal para un motor de CC sin escobillas

15 Debido a los requisitos particulares del aparato de respiración, se ha desarrollado una nueva disposición de fabricación y montaje para un núcleo toroidal de un motor de CC sin escobillas, que es útil en el aparato de respiración de la presente invención.

20 Existen ejemplos en la técnica anterior de motores de CC sin escobillas en los que el estator se construye enrollando seis bobinas alrededor de la periferia de una ferrita toroidal. Esta construcción produce un motor compacto que es muy deseable en algunas aplicaciones, por ejemplo, en un PAPR de bajo perfil.

Sin embargo, problemas significativos con los motores toroidales han limitado su utilidad hasta la fecha. Estos incluyen, en primer lugar, que es extremadamente difícil mantener las seis bobinas separadas.

25 Cuando se forma la segunda capa de devanados en cada bobina, tiende a caerse del lado de la primera capa y migra al área reservada para la siguiente bobina. Esta dificultad ha llevado a que las bobinas se enrollen generalmente a mano, lo que no es práctico para la producción en volumen. Otro problema que ocurre es que después de que las bobinas se han enrollado, el estator resultante tiene una forma irregular (las bobinas no son completamente uniformes) y no tiene características sobresalientes para formar puntos de montaje. Sin embargo, es necesario montar el estator de forma muy concéntrica con el rotor.

30 Por lo tanto, se ha desarrollado una solución que elimina en gran medida ambos problemas con la construcción del motor toroidal y, por lo tanto, abre el camino para el uso más amplio de este tipo de motor, y se describirá en relación con la figura 21. Las bobinas se enrollan de forma rutinaria en núcleos toroidales para otras aplicaciones, por ejemplo, transformadores. La dificultad en los núcleos de motor toroidales de bobinado a máquina se debe a la necesidad de colocar seis bobinas pequeñas 91 alrededor de la periferia del toroide 90 y evitar que se superpongan, como se muestra en la figura 21A. Muchas máquinas están disponibles para bobinar núcleos de transformadores, por ejemplo, la serie RWE de RUFF GmbH y la STW-60 de Shining Sun Enterprise Co Ltd. El bobinado central es significativamente más barato y más preciso con una de estas máquinas que con la mano. Sin embargo, estas máquinas solo se pueden usar donde la cara externa del núcleo es un cilindro plano sin nervios sobresalientes. Esta restricción hace que sea difícil diseñar una pieza o accesorio para mantener separadas las seis bobinas necesarias para un motor. Otra dificultad es que cualquier parte que esté diseñada para dejarse en su lugar cuando se enrollan las bobinas debe ser de un material que no sea eléctricamente conductor, generalmente polímeros. En motores pequeños, esta restricción hace que un componente separador de bobina separado sea demasiado flexible para ser de uso práctico.

35 La presente invención supera estos problemas mediante la colocación de aletas radiales 93 en el núcleo 94, que forma una división entre cada una de las seis bobinas 91 y su vecina, como se muestra en las figuras 21A y 21B. Se ha descubierto por experimento que las aletas no necesitan sobresalir sobre la superficie cilíndrica exterior del toroide, y por esta razón el núcleo resultante todavía es adecuado para enrollar utilizando máquinas estándar. Las aletas 93 se pueden formar con éxito de dos maneras. En primer lugar, se pueden formar directamente como se muestra en la figura 21C, en la ferrita toroidal 94. Para este procedimiento es necesario formar la ferrita mediante moldeo por inyección, en lugar del proceso de sinterización habitual. En segundo lugar, pueden formarse como se muestra en la figura 21D moldeando en exceso un núcleo de ferrita toroidal 94 convencional con un polímero rígido 95.

40 En la práctica se ha encontrado que el segundo método es generalmente más práctico. Sin embargo, el material de ferrita es frágil y los núcleos varían significativamente en tamaño. Por esta razón, es necesario encapsular la mayoría o la totalidad del toroide en plástico, sin intentar dejarlo en blanco contra el toroide, excepto cuando sea absolutamente necesario para mantener la concentricidad entre el núcleo y el sobremolde. Tal diseño exige un polímero capaz de fluir en secciones muy delgadas, pero aún muy rígido (para resistir la máquina de bobinado). Los polímeros adecuados incluyen poliamidas (Nylons), polímero de cristal líquido, tereftalato de polibutileno (PBT) y varios otros. La cantidad en la que las aletas 93 sobresalen hacia el interior del toroide debe limitarse tanto como sea posible para garantizar

que se pueda usar una máquina de bobinado estándar. Sin embargo, se ha encontrado por experimento que las aletas de la misma altura que los devanados terminados se pueden enrollar en máquinas de devanado estándar al menos hasta un diámetro interno del núcleo de 20 mm.

- 5 Las aletas en el núcleo se diseñan preferiblemente para sobresalir ligeramente desde uno o ambos lados de los devanados completados. Si esto se hace, se pueden usar para montar el núcleo de una manera fiable y repetible. Si el estator se va a montar en una carcasa de motor hecha de un material conductor de electricidad, tal como un metal, se debe tener cuidado de que las bobinas no entren en contacto con el mismo. La separación se puede mantener si las aletas se extienden considerablemente más allá de las bobinas en uno o ambos lados del estator y luego se utilizan para montar el estator en la carcasa del motor. Sin embargo, un procedimiento de montaje más fiable y compacto es
- 10 colocar el estator enrollado en una delgada carcasa de plástico como se muestra en la figura 21E. La carcasa se une al estator con adhesivo epoxi o material similar.

- Aunque la carcasa de plástico ocupa algo de espacio en el motor como se muestra en la figura 21F, el tamaño del conjunto del estator resultante es extremadamente repetible y puede montarse firmemente incluso contra una carcasa metálica del motor. Por esta razón, el diseño con una carcasa de plástico es más adecuado para la producción de alto
- 15 volumen que el diseño que solo se basa en las aletas del núcleo para separar los devanados de la carcasa del motor. En una aplicación de alto volumen, el diseño con una carcasa de plástico en realidad produce un motor más pequeño que el que no tiene.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de respiración, que incluye:
- una máscara (2) adaptada para rodear sustancialmente al menos la boca o las fosas nasales de un usuario; y
- 5 un componente de cuello (3) unido a dicha máscara (2), adaptado para rodear sustancialmente la parte posterior del cuello de dicho usuario, incluyendo dicho componente de cuello (3) un generador de flujo para recibir aire no filtrado de un entorno circundante, filtrar dicho aire no filtrado, y proporcionar aire filtrado a dicha máscara (2);
- un canal de entrada de aire (6) dispuesto para transportar aire desde el generador de flujo a la máscara (2); y
- un canal de aire de salida (7), separado del canal de entrada (6), dispuesto para transportar aire desde la máscara (2), en el que el canal de aire de entrada (6) y el canal de aire de salida (7) se abren a la máscara (2) en lados opuestos
- 10 de la máscara (2), de modo que el flujo de aire esté dispuesto para fluir a través de la boca o las fosas nasales del usuario desde un lado de la cabeza del usuario al otro lado de la cabeza del usuario;
- caracterizado por que el aparato de respiración incluye además una disposición de acoplamiento (20) para acoplar el componente de cuello (3) a la máscara (2), que comprende una porción de máscara (21) que incluye un primer aparato de canal de aire cooperante (23), una porción de cuello (22) que incluye un segundo aparato de canal de aire cooperante (24) y clips de acoplamiento cooperantes (25, 26);
- 15 en el que los clips de acoplamiento cooperantes (25, 26) acoplan de manera liberable la porción de máscara (21) a la porción de cuello (22), formando un sello entre las mismas; y
- el clip de acoplamiento cooperativo (26) en el lado de la porción de cuello incluye unos medios para ajustar el tamaño del aparato de respiración, que comprende un enlace rígido que se extiende entre la porción de cuello (22) y el
- 20 componente de cuello (3), y un mecanismo de trinquete (28) para ajustar la longitud del enlace rígido, de modo que el enlace rígido se pueda acortar fácilmente, pero se evita que se alargue hasta que se presione un botón de liberación.
2. Un aparato de respiración según la reivindicación 1, caracterizado por que dicho aire filtrado se transfiere entre dicho componente de cuello (3) y dicha máscara (2) a través de canales de aire formados integralmente.
3. Un aparato de respiración según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que dicho componente de cuello incluye además uno cualquiera o una combinación de:
- 25 un sensor de flujo;
- un sensor de presión;
- un generador de iones negativos;
- un calentador (41, 50);
- 30 un refrigerador (40);
- un conjunto de filtro;
- un soplador (42);
- una fuente de alimentación;
- un silenciador;
- 35 una interfaz de usuario; y
- un humidificador/deshumidificador.
4. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que se proporciona una cubierta para decorar dicha máscara (2), que incluye tela u otro material; y/o una visera (29), para proporcionar protección a los ojos de dicho usuario.
- 40 5. Un aparato de respiración según cualquiera de las reivindicaciones 3 o 4, caracterizado por que dicho sensor de flujo y/o dicho sensor de presión está adaptado para proporcionar una señal de retroalimentación a dicho generador de flujo para ajustar dicho flujo de aire y/o presión de aire de dicha máscara, es decir, responda a la respiración, siendo dicha capacidad de respuesta de dicho sensor de flujo/presión opcionalmente ajustable por el usuario.
6. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que dicho aparato incluye además un filtro, incluyendo dicho filtro uno cualquiera o una combinación de:
- 45

- un filtro grueso;
- un prefiltro;
- un filtro de aire de partículas de alta eficiencia (HEPA);
- un filtro de carbón avanzado;
- 5 un filtro de carbón activado (activado por vapor o activado por múltiples químicos);
- un filtro o revestimiento de fotocatalizador (luz ambiental y/o LED activado); y
- un filtro de catalizador frío.
- 7. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que dicho componente de cuello (3) incluye además medios de control, incluyendo dichos medios de control uno cualquiera o una combinación de:
- 10 una interfaz controlada por el usuario;
- un controlador remoto;
- una batería recargable;
- un conjunto de baterías; y
- un controlador de motor.
- 15 8. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que dicho aparato de respiración incluye:
- un sensor, para detectar la temperatura y/o la humedad de dicho aire;
- un comparador, para comparar dicha temperatura y/o humedad detectada con un valor predeterminado; y
- 20 medios de control del clima que incluyen al menos uno de un calentador, enfriador, humidificador y deshumidificador, para proporcionar cualquier ajuste necesario de temperatura y/o humedad de dicho aire filtrado proporcionado a dicha máscara a dicho valor predeterminado.
- 9. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que dicho aparato de respiración incluye un generador de iones negativos que tiene un control para operar en sincronía con el patrón de respiración del usuario, encendido con inhalación y apagado con exhalación.
- 25 10. Un aparato de respiración según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que incluye además un filtro de aire exhalado, para filtrar el aire exhalado por dicho usuario antes de salir del entorno circundante.
- 11. Un aparato de respiración según la reivindicación 10, caracterizado por que dicho filtro de aire exhalado está formado integralmente con una válvula de escape de dicho aparato de respiración.



FIG. 1

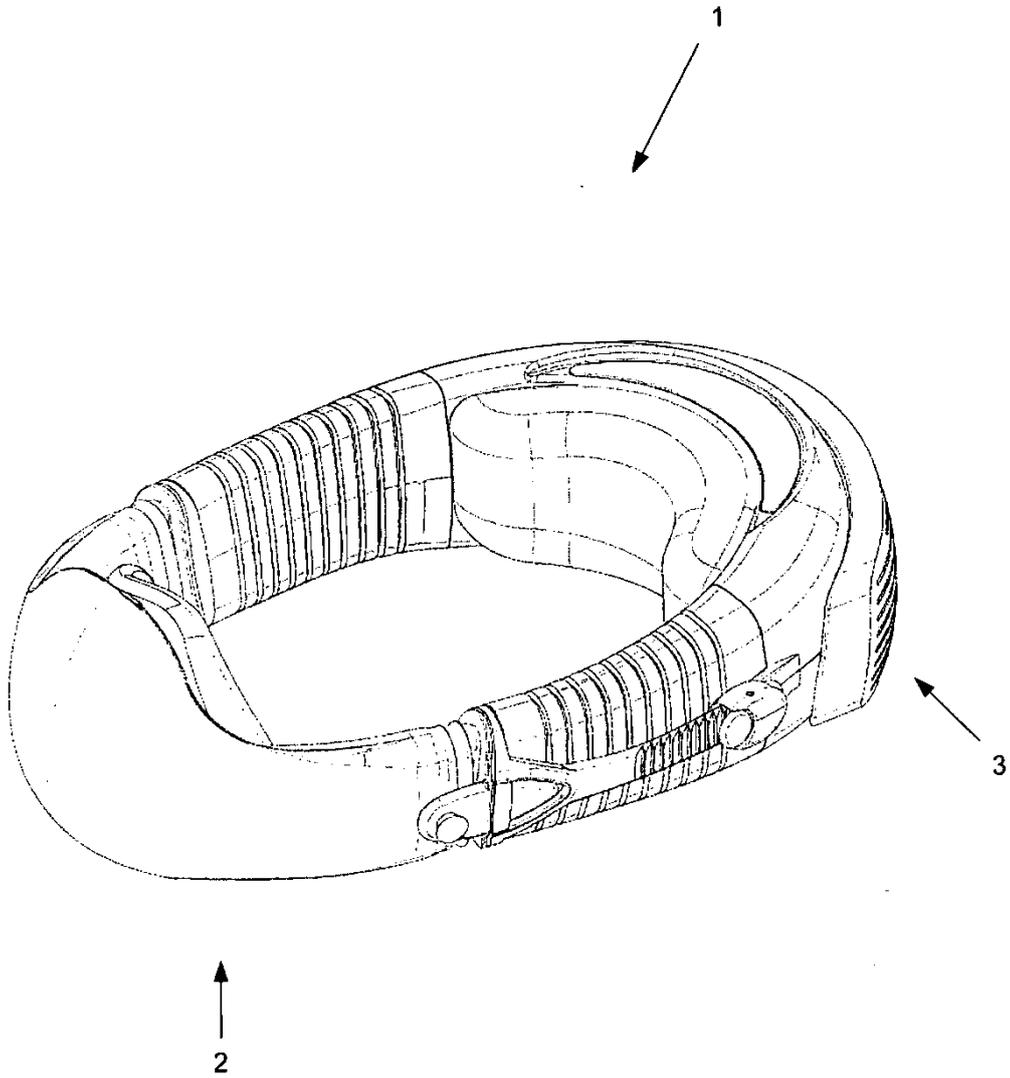


FIG. 2

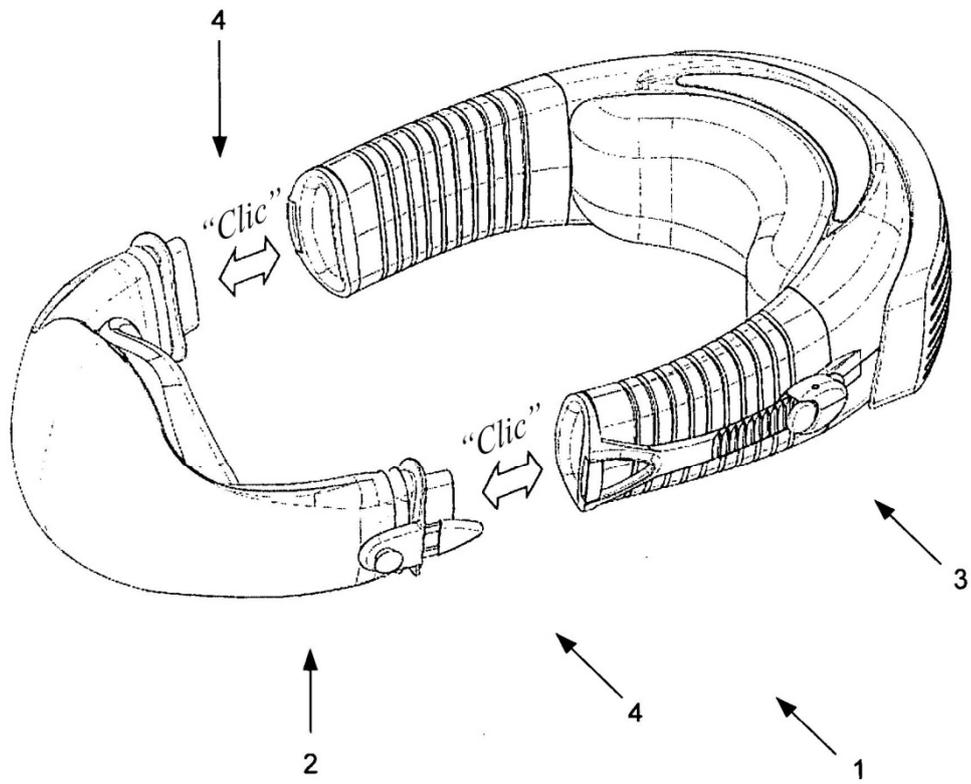


FIG. 3

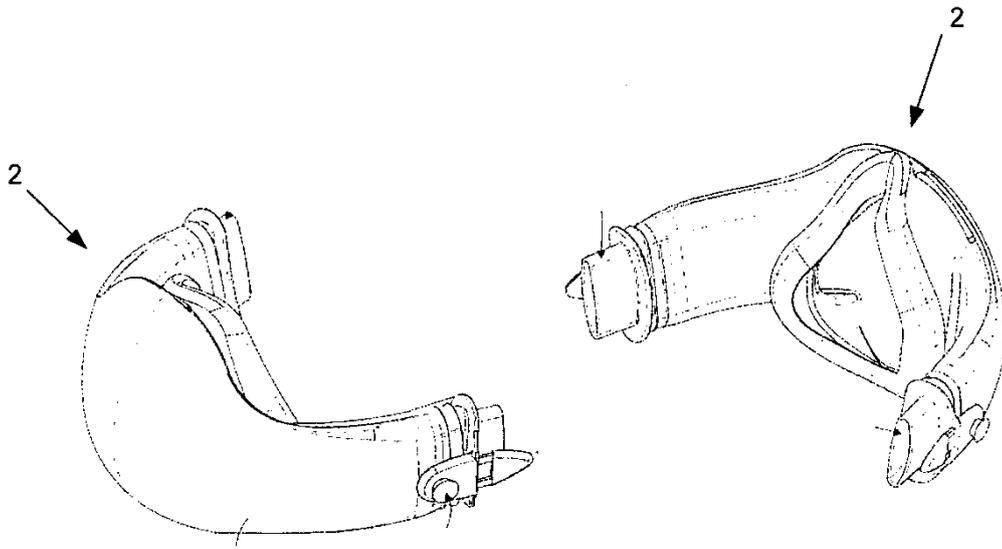


FIG. 4A

FIG. 4B

FIG. 4

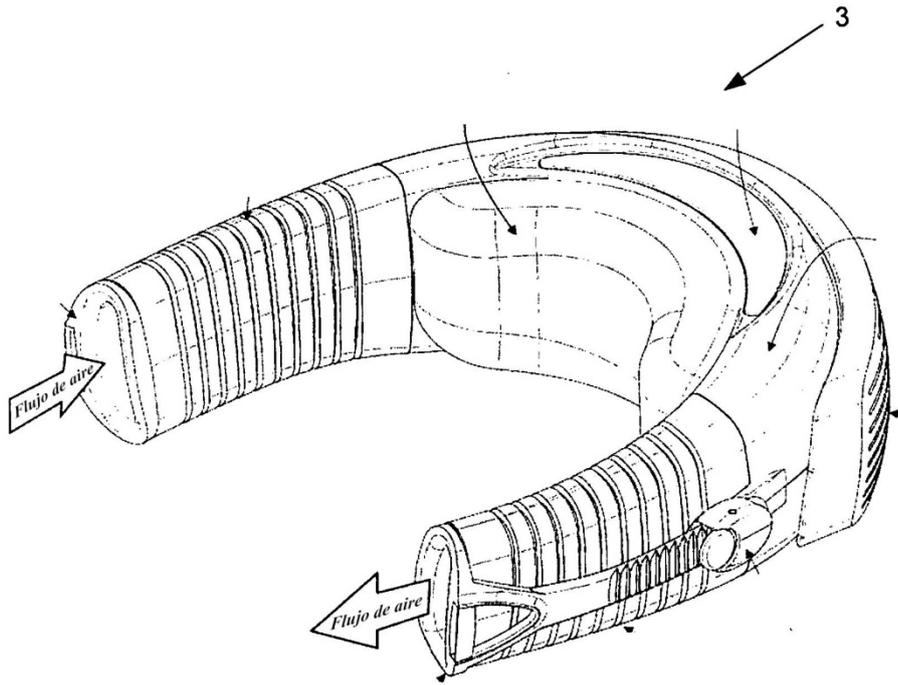


FIG. 5

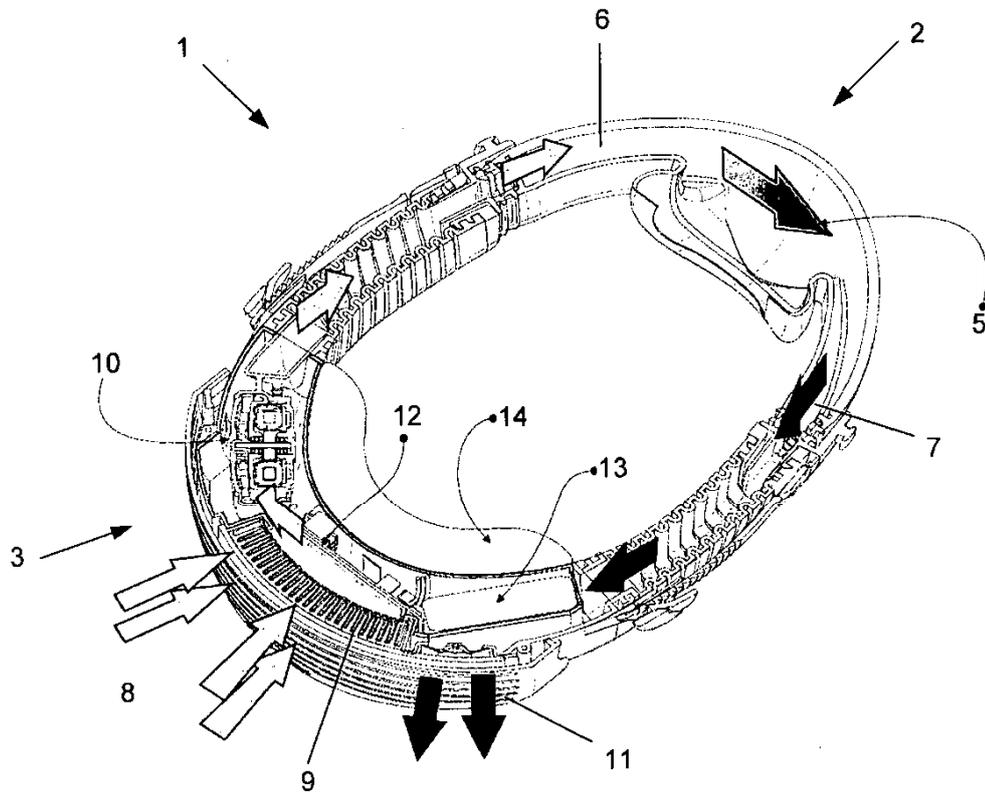


FIG. 6

Configuración compacta de soporte de cuello

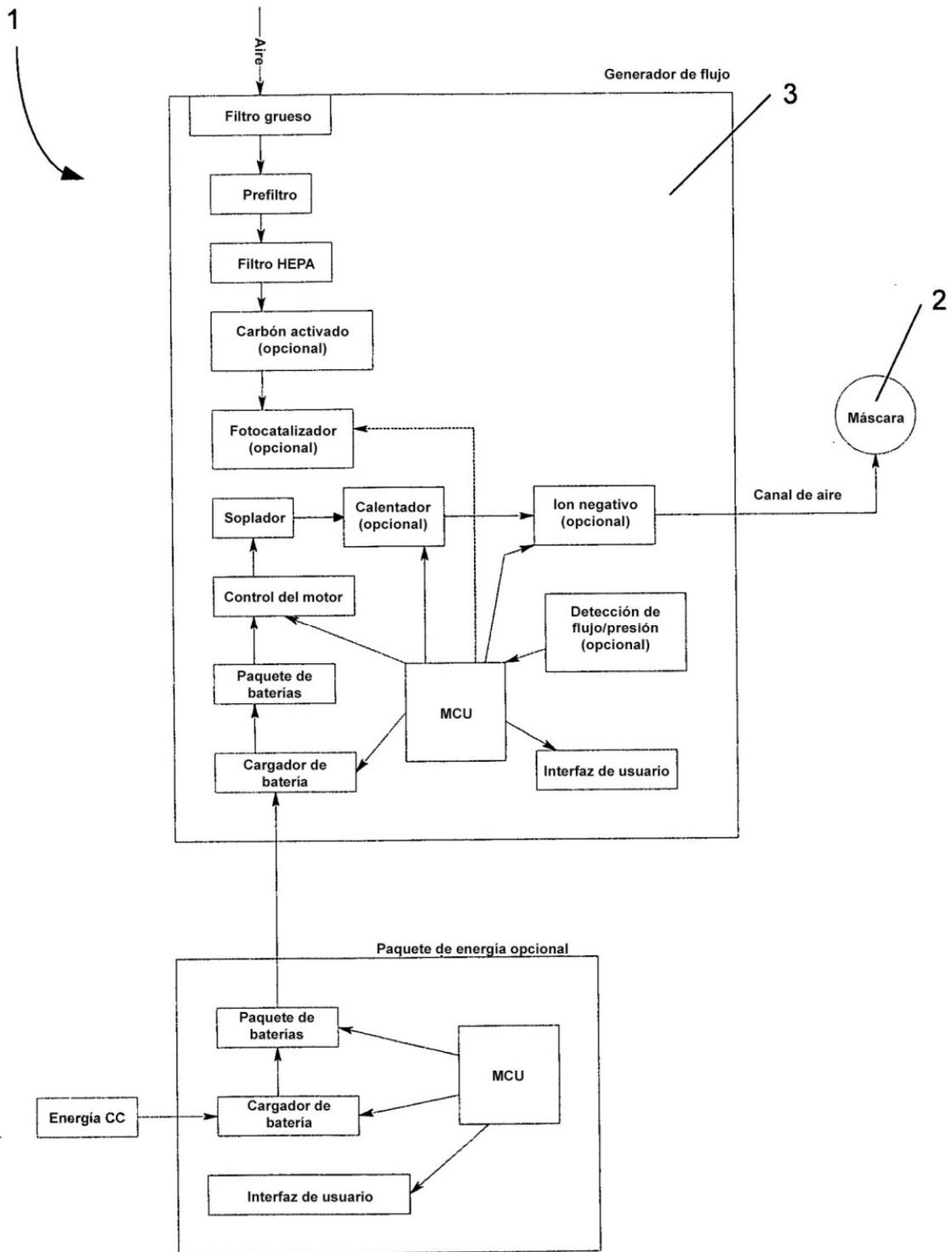


Fig. 7

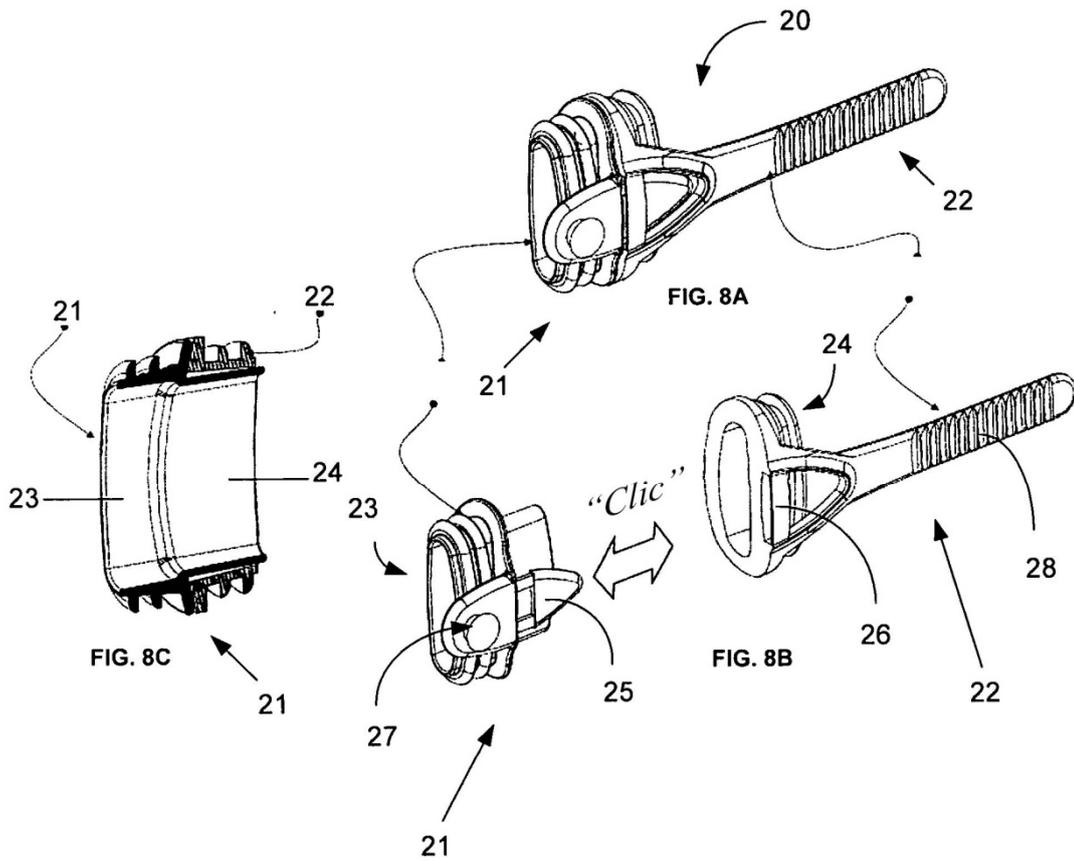


FIG. 8

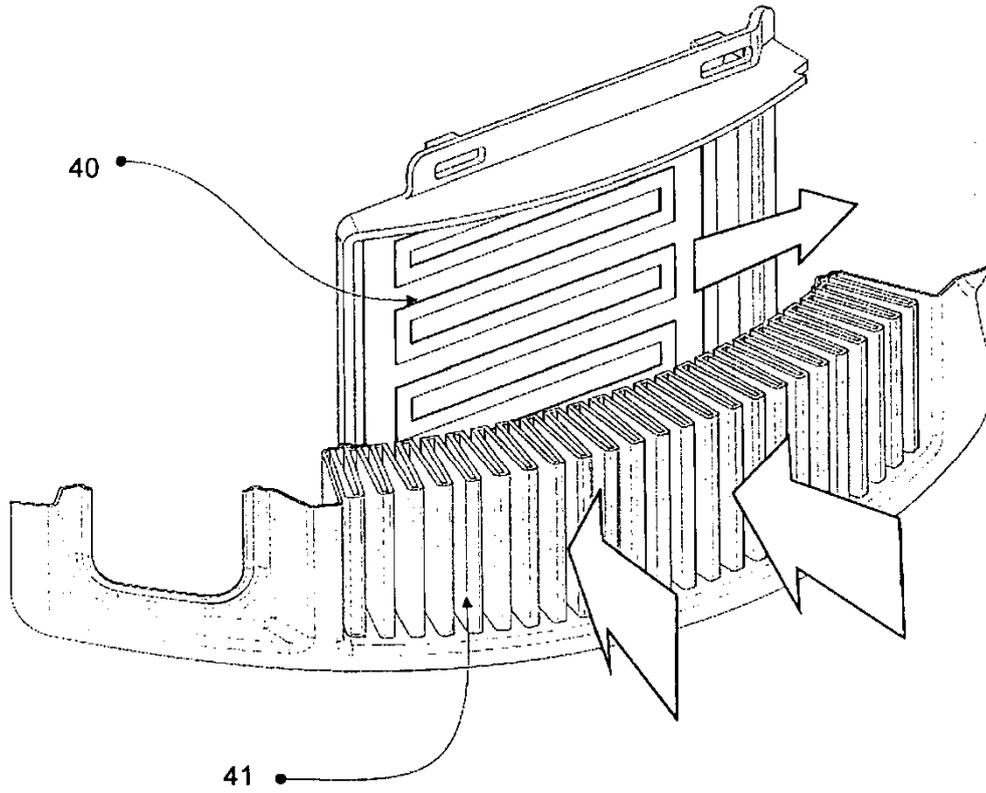


FIG. 9

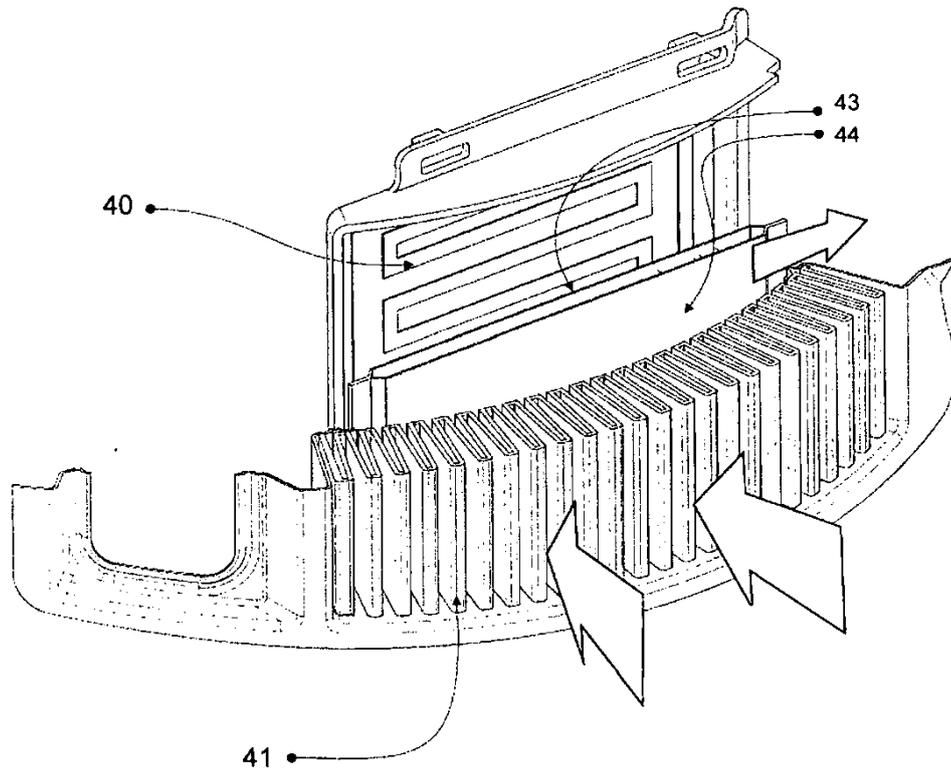


FIG. 10

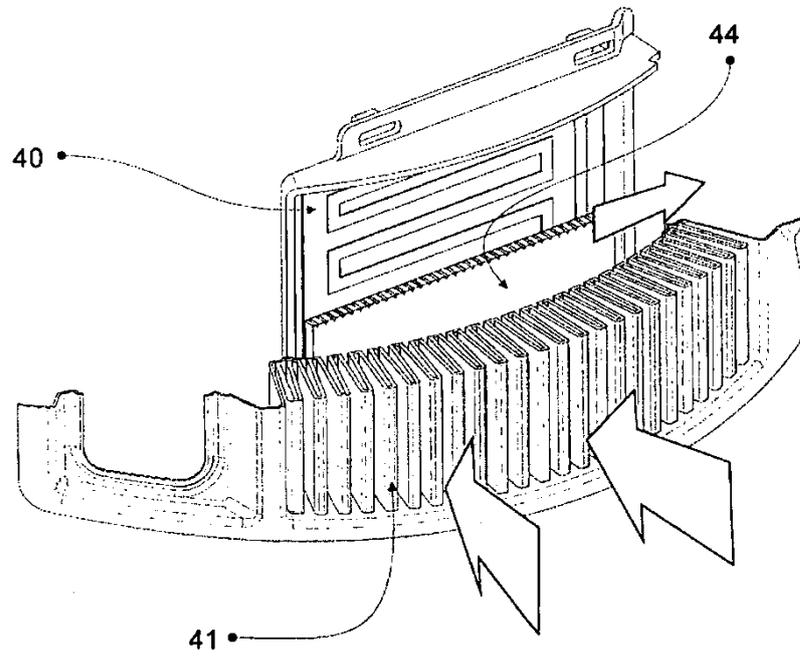


FIG. 11

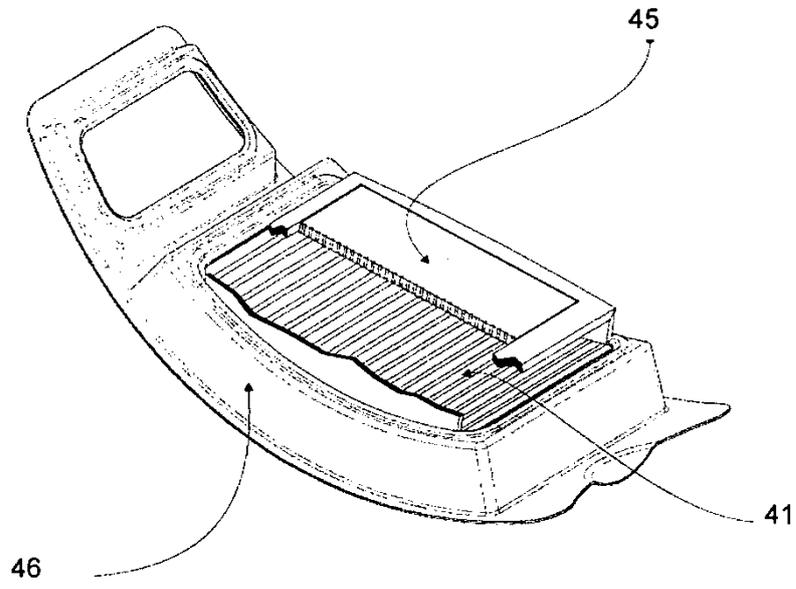


FIG. 12

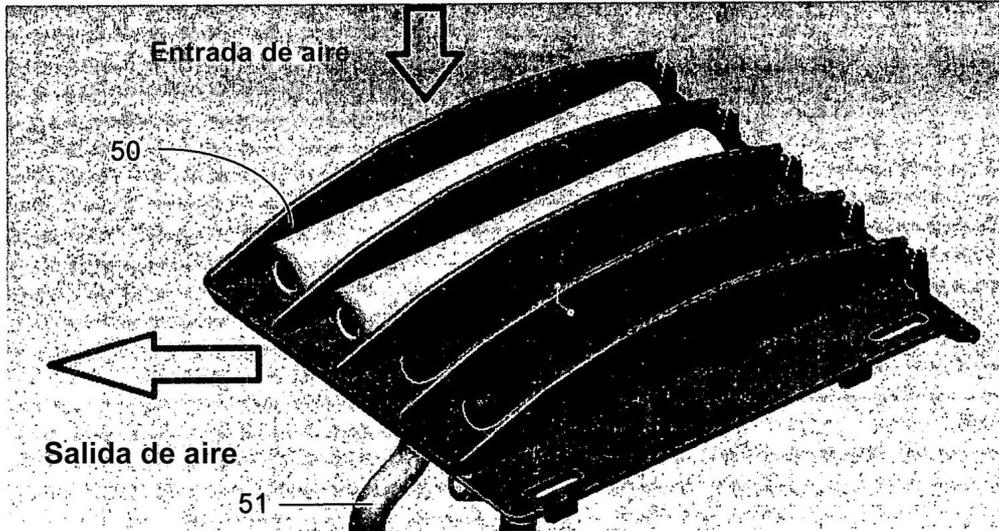


FIG. 13A

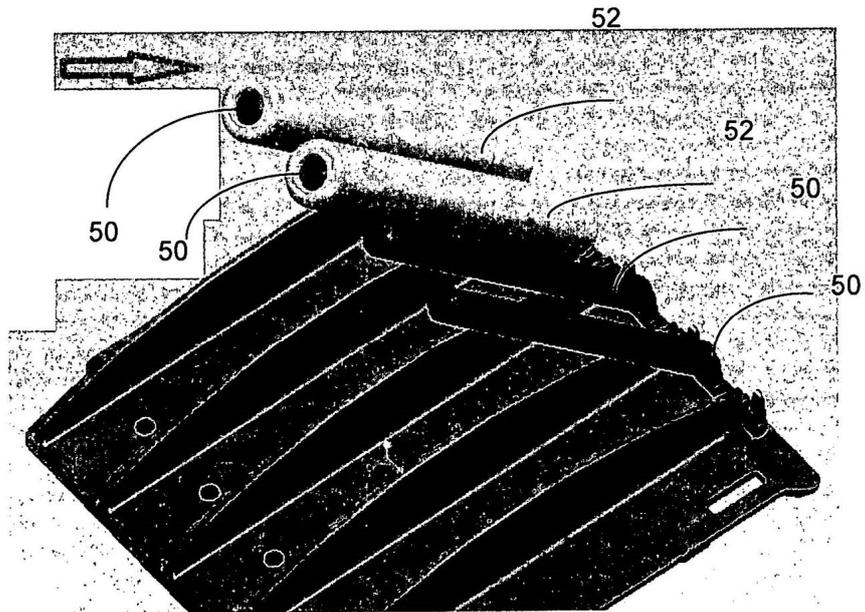


FIG. 13B

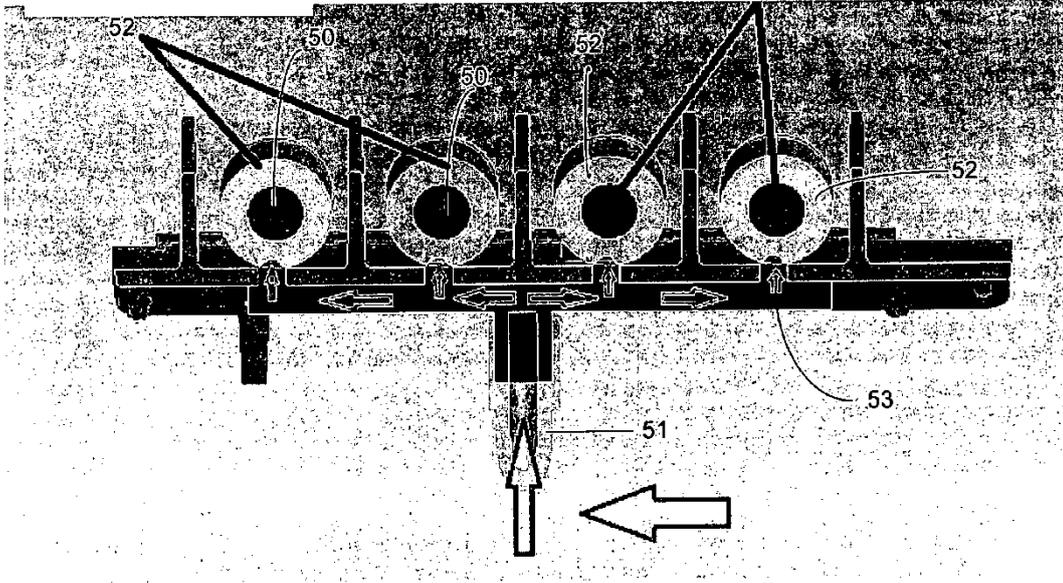


FIG. 13C

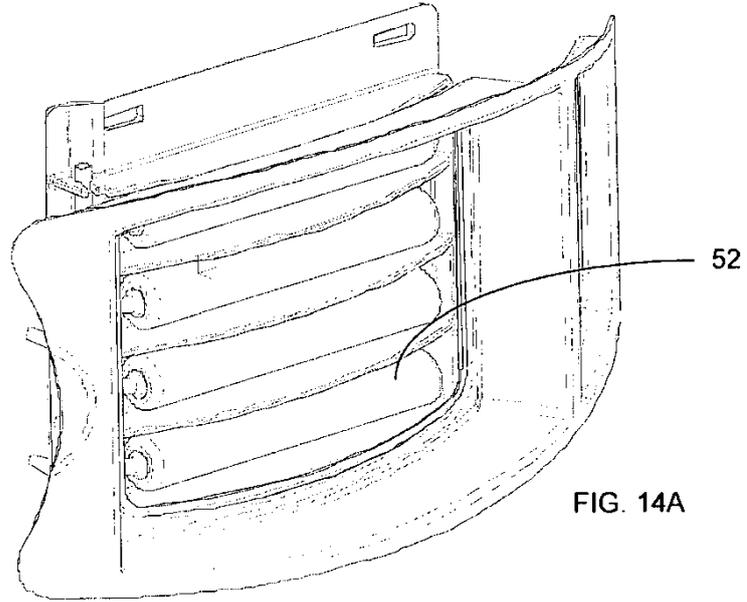


FIG. 14A

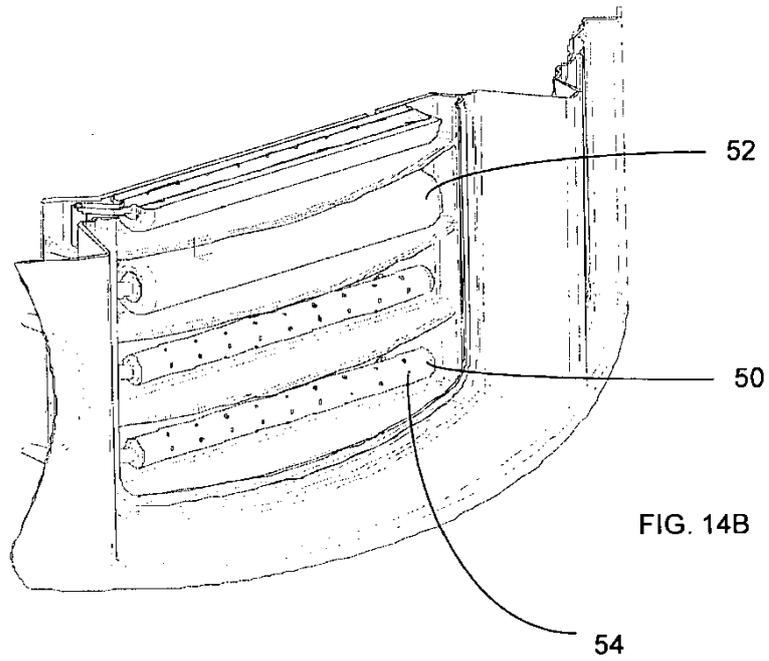


FIG. 14B

FIG. 14

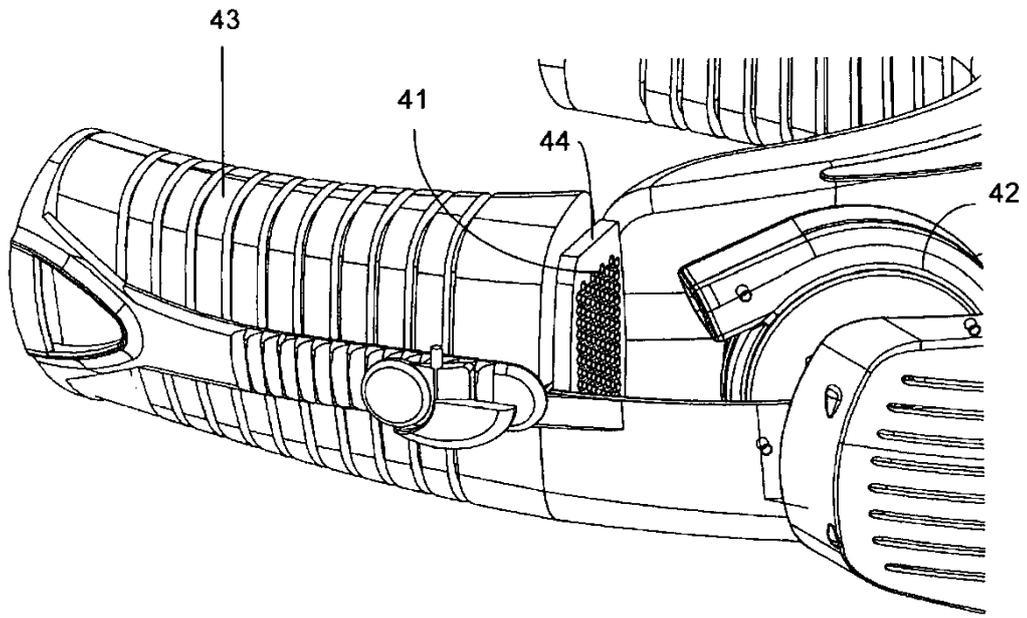


FIG. 15

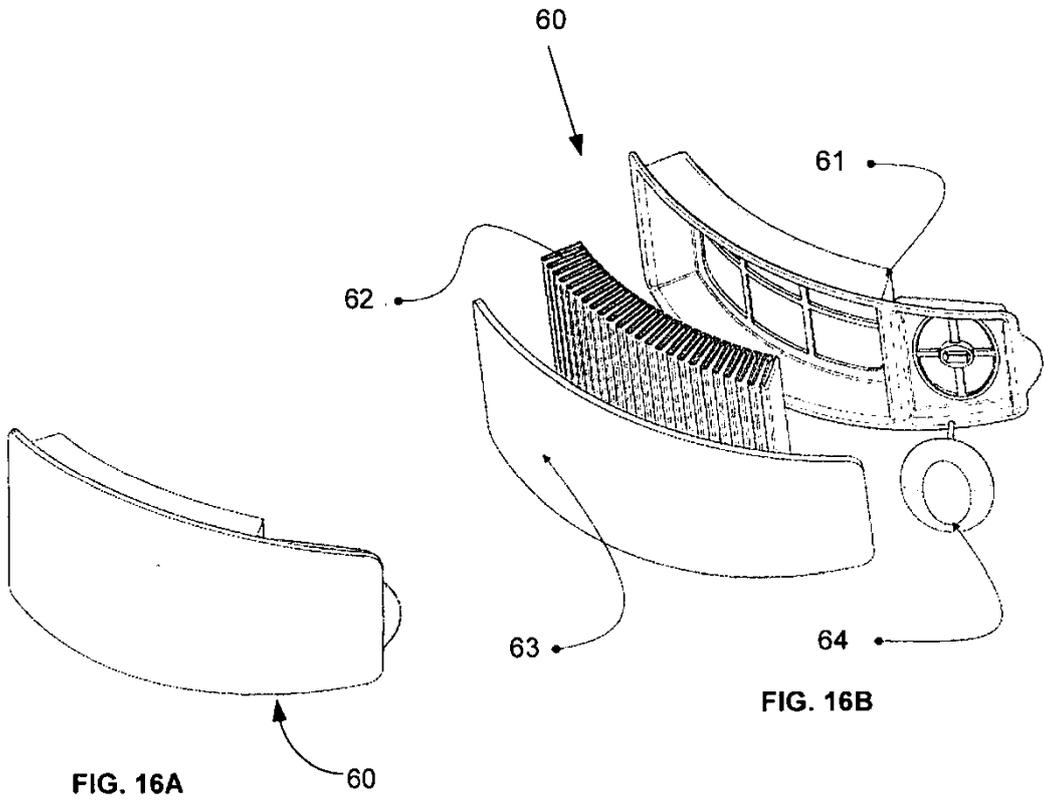


FIG. 16

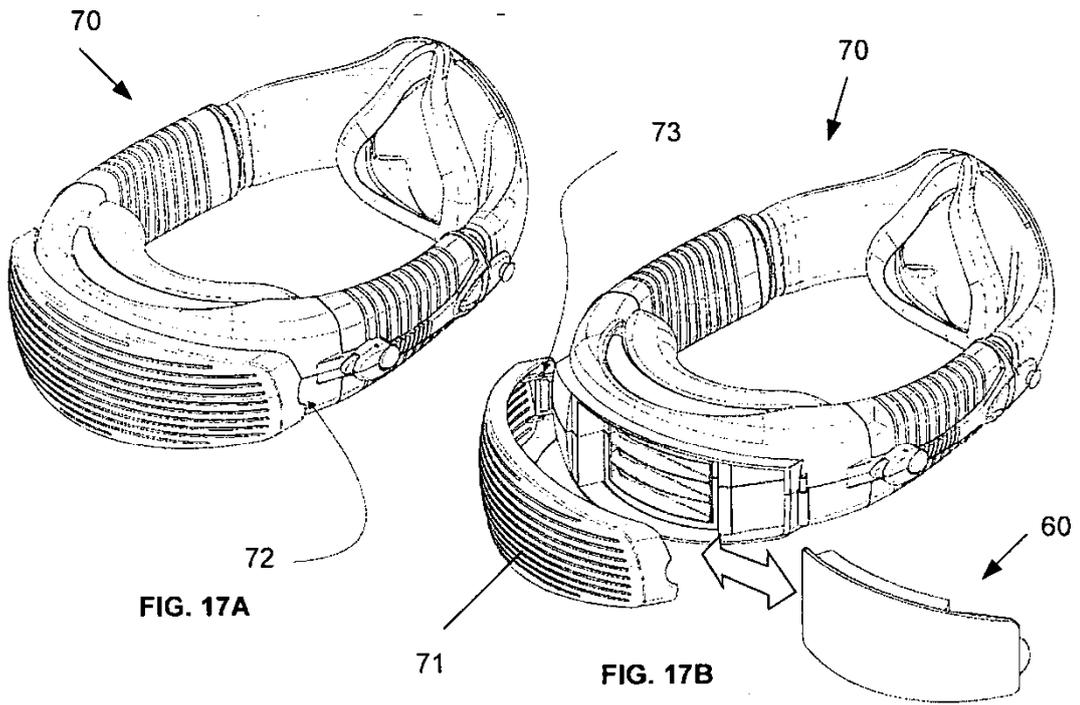


FIG. 17

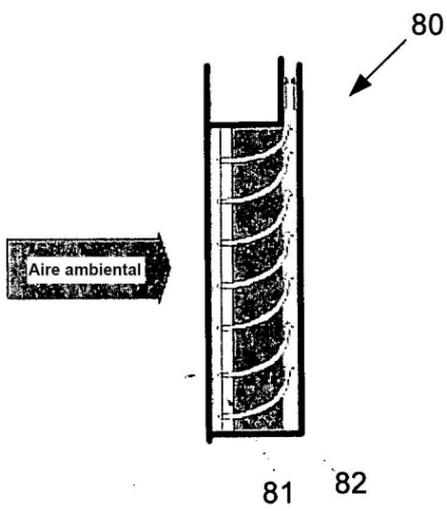


FIG. 18A

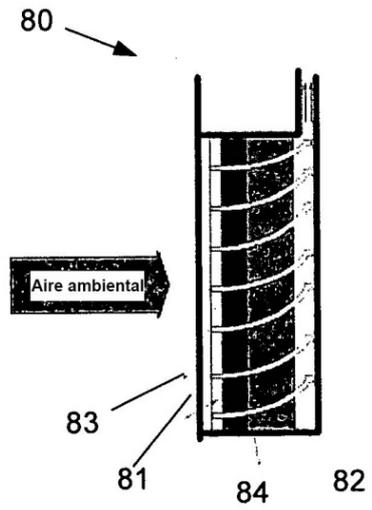


FIG. 18B

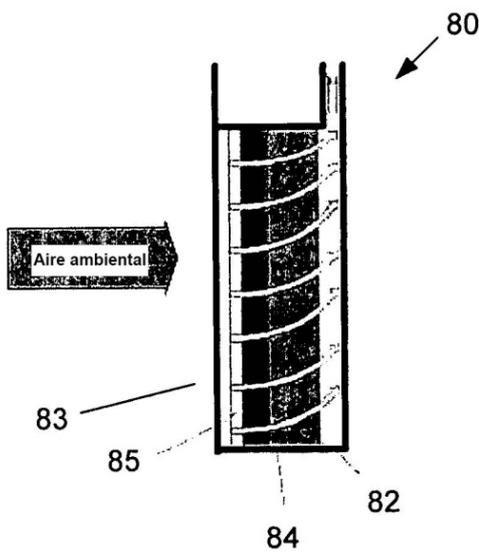


FIG. 18C

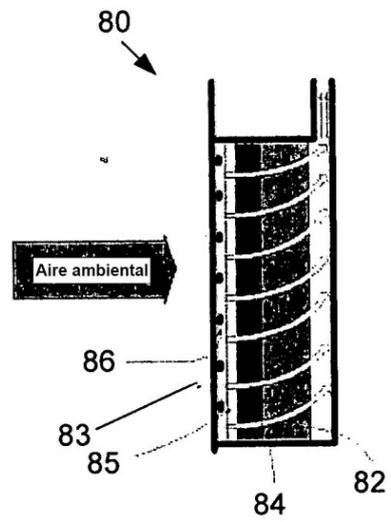


FIG. 18D

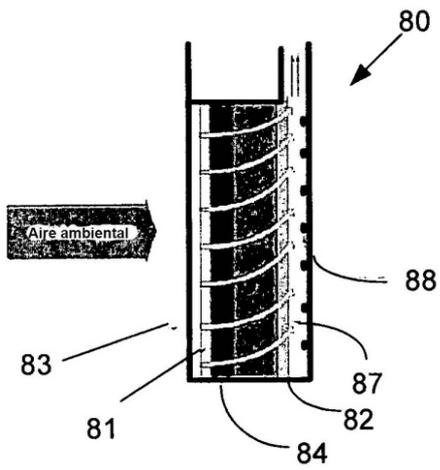


FIG. 18E

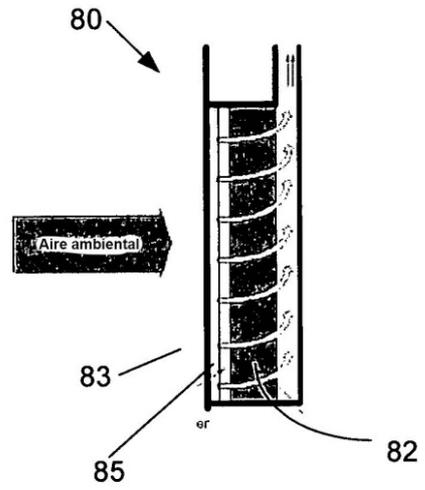


FIG. 18F

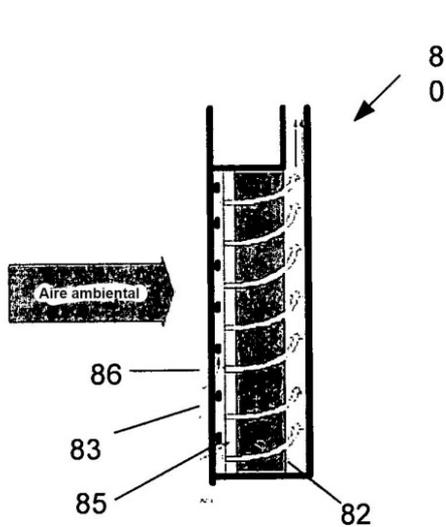


FIG. 18G

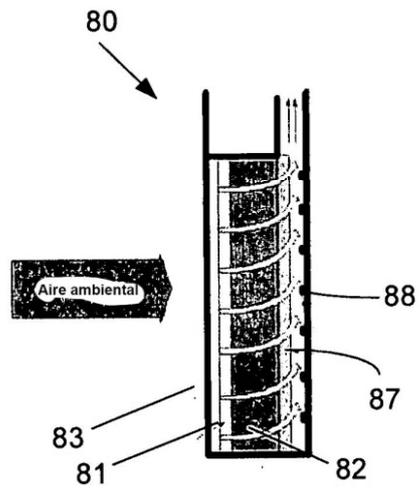


FIG. 18H

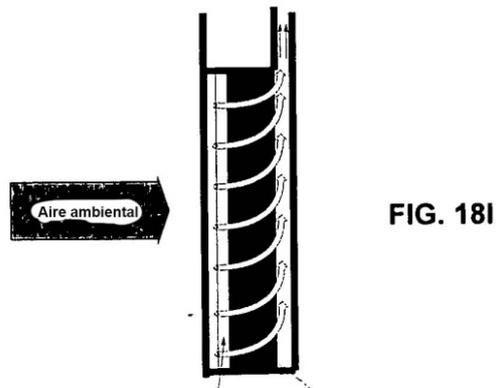


FIG. 18I

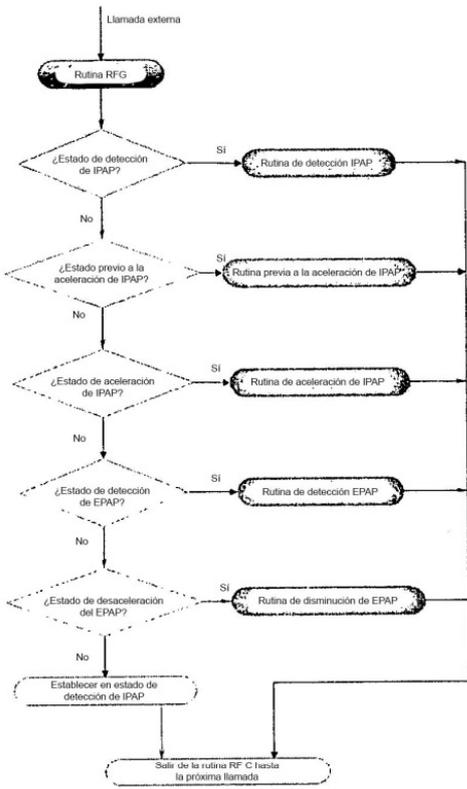


FIG. 19A

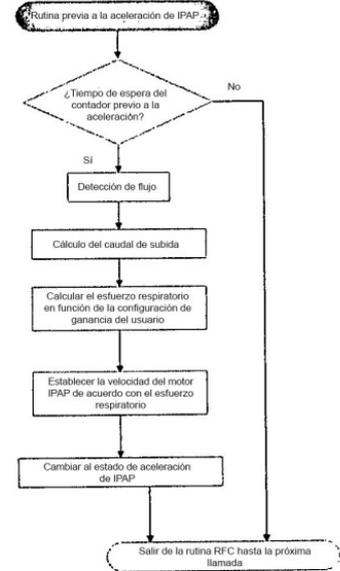
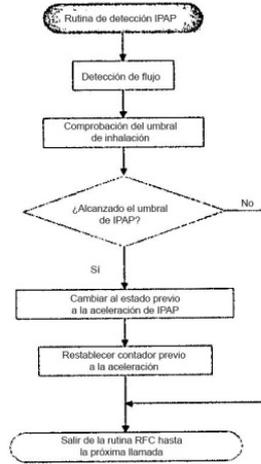
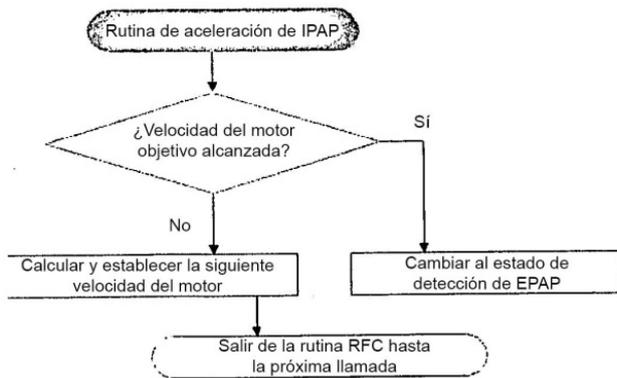


FIG. 19B



FIB. 19C

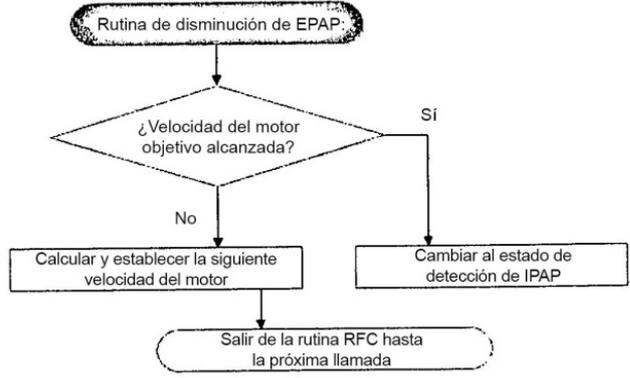


FIG. 19D

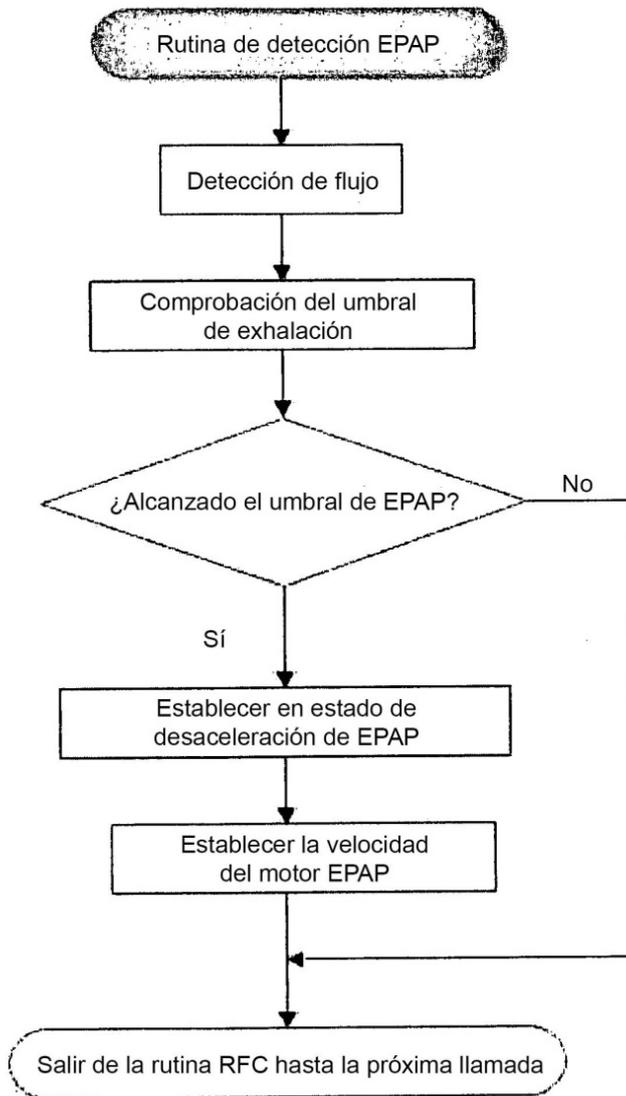


FIG. 19E

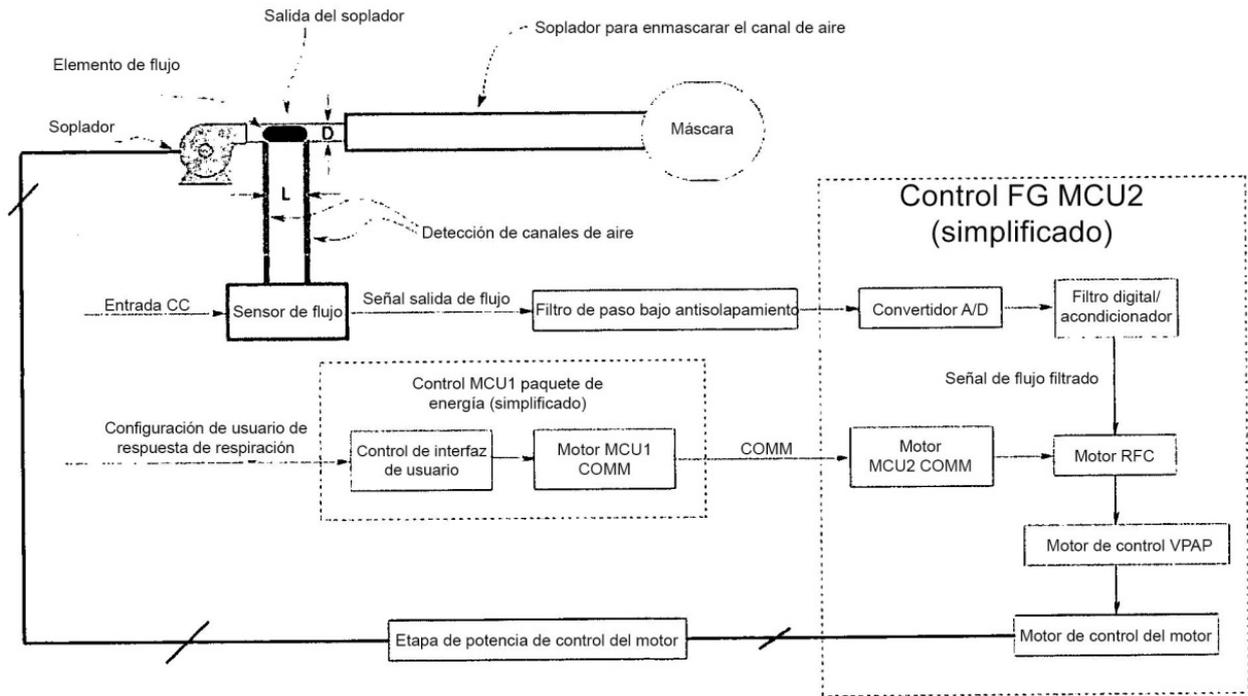


FIG. 20A

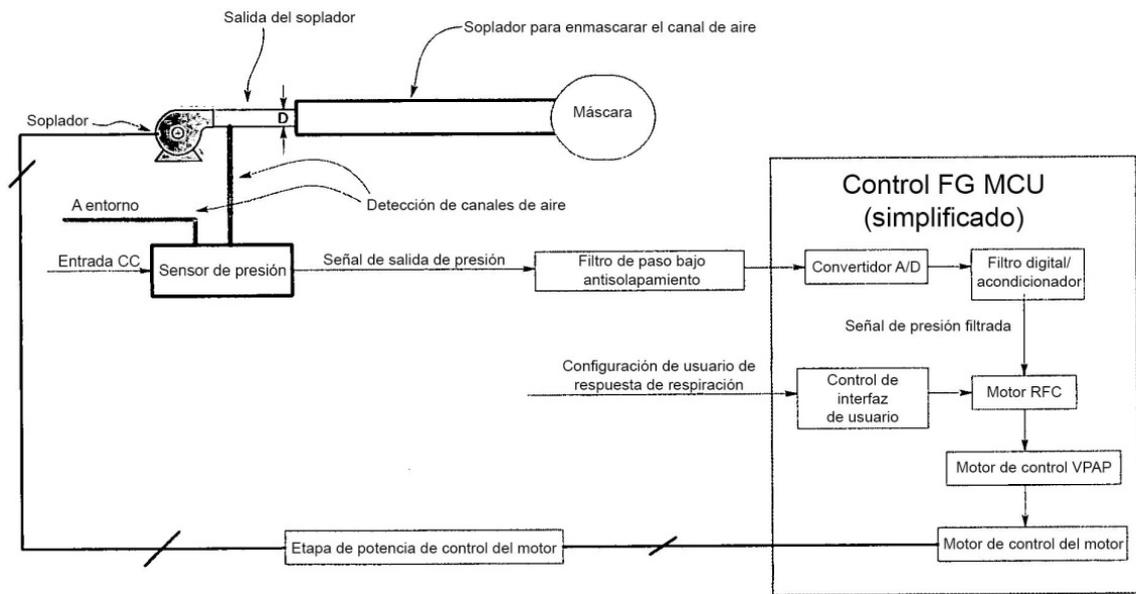
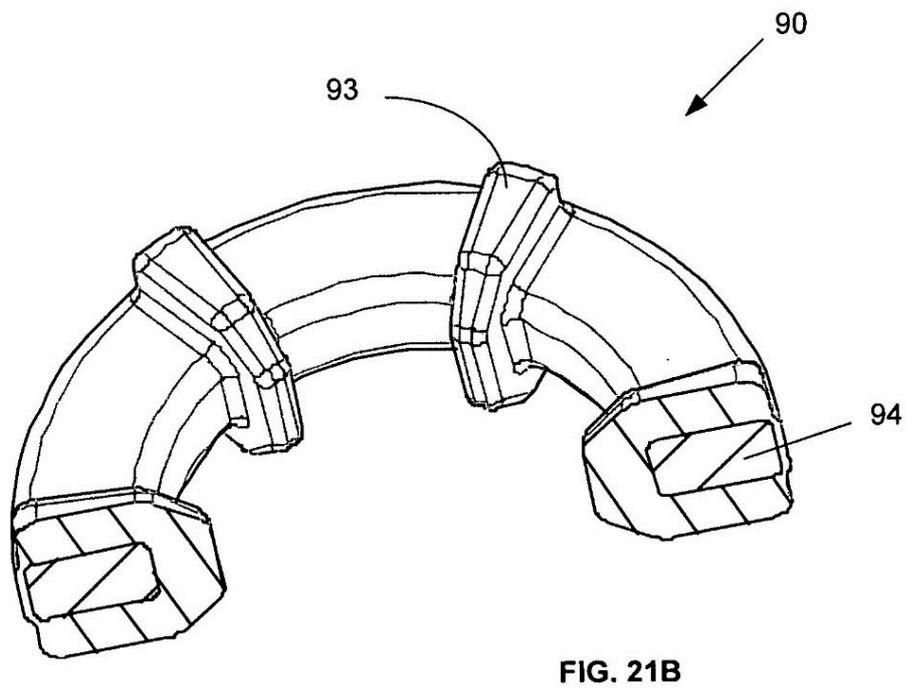
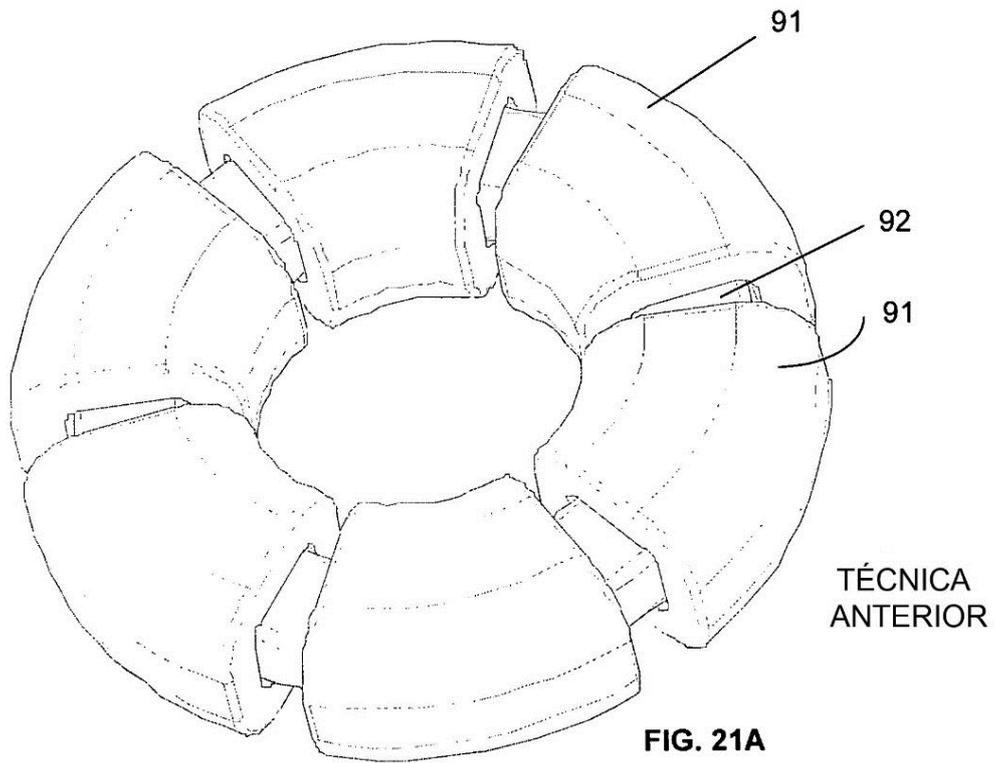


FIG. 20B



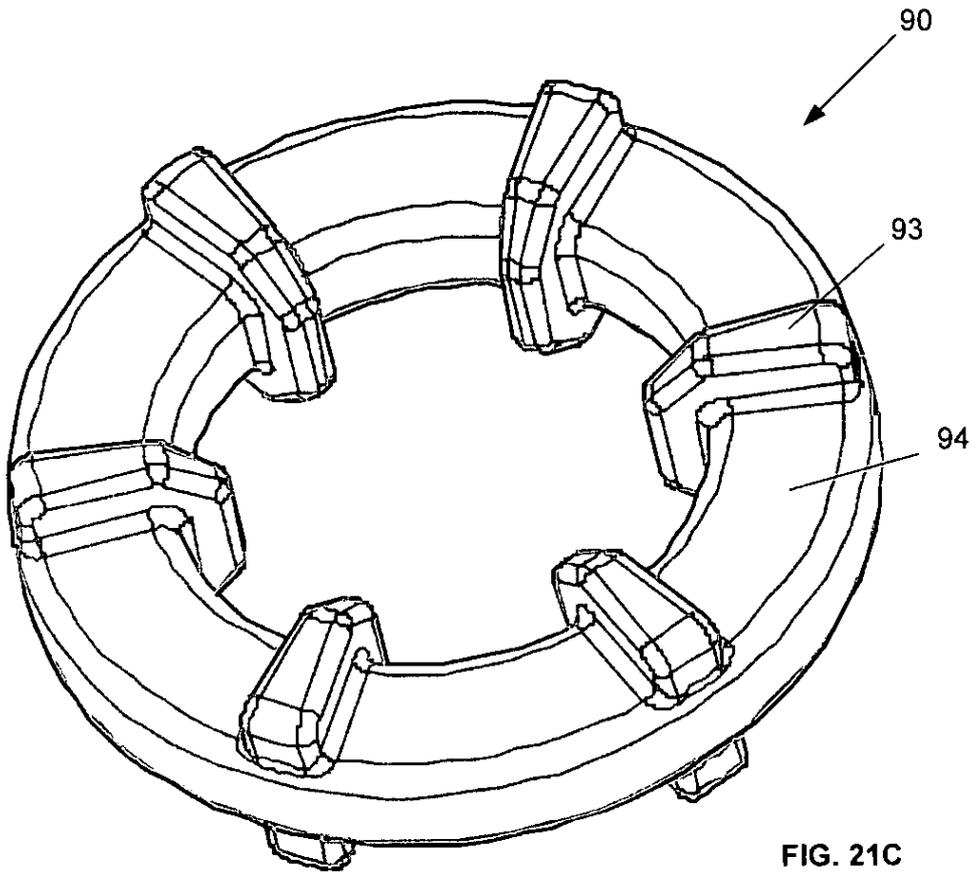


FIG. 21C

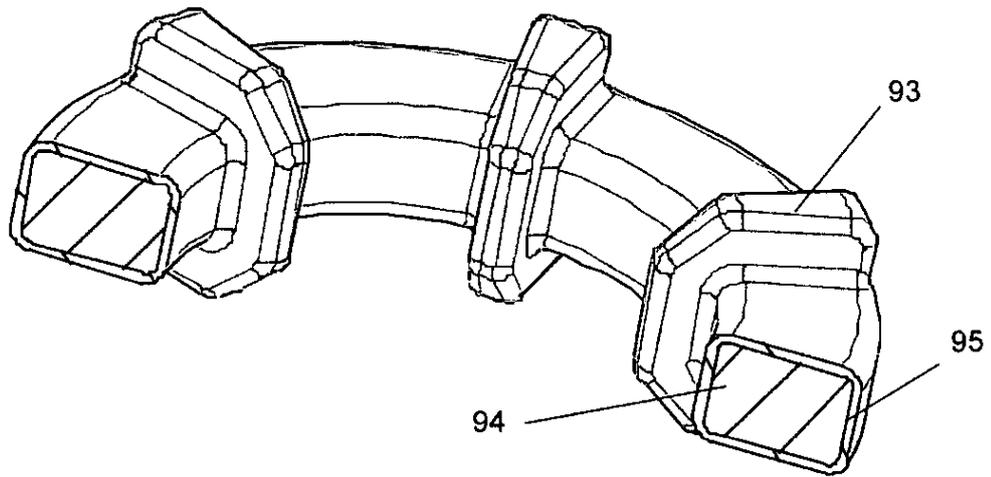


FIG. 21D

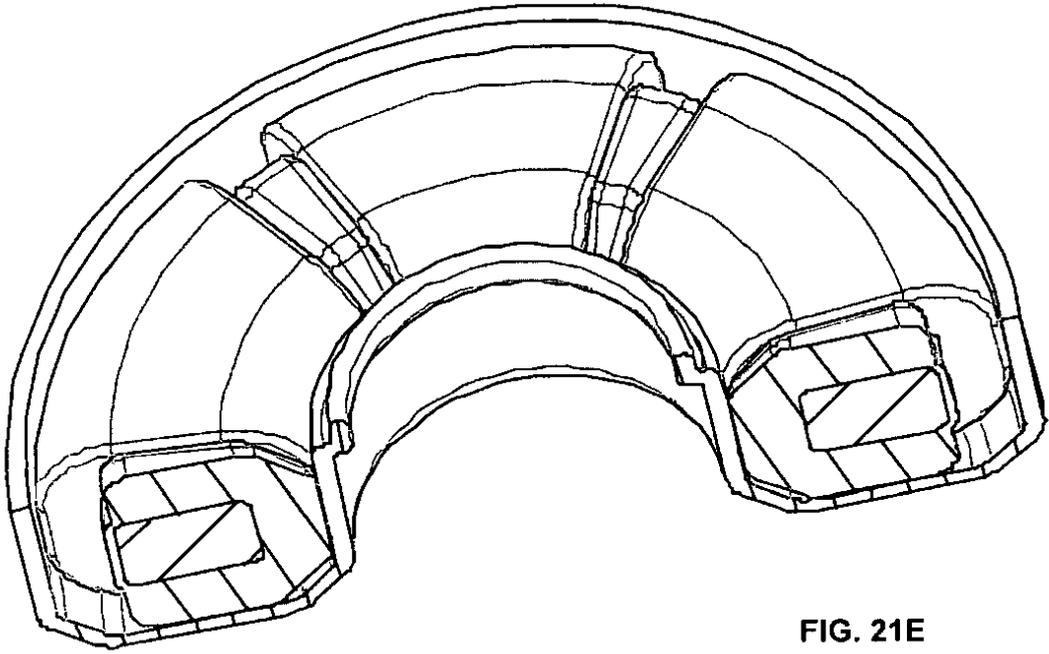


FIG. 21E

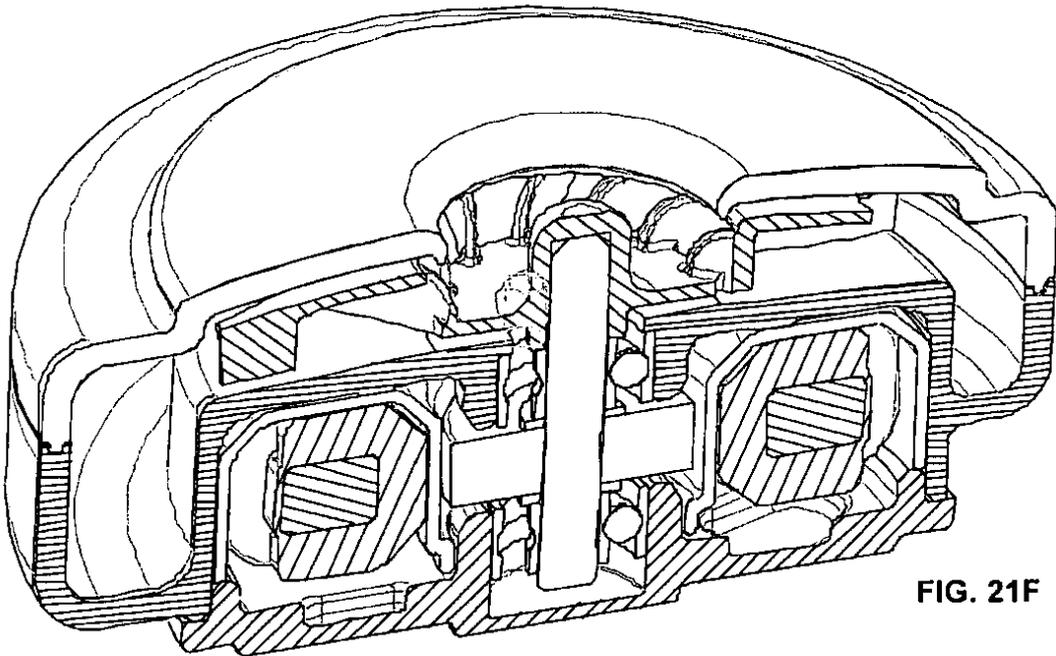


FIG. 21F

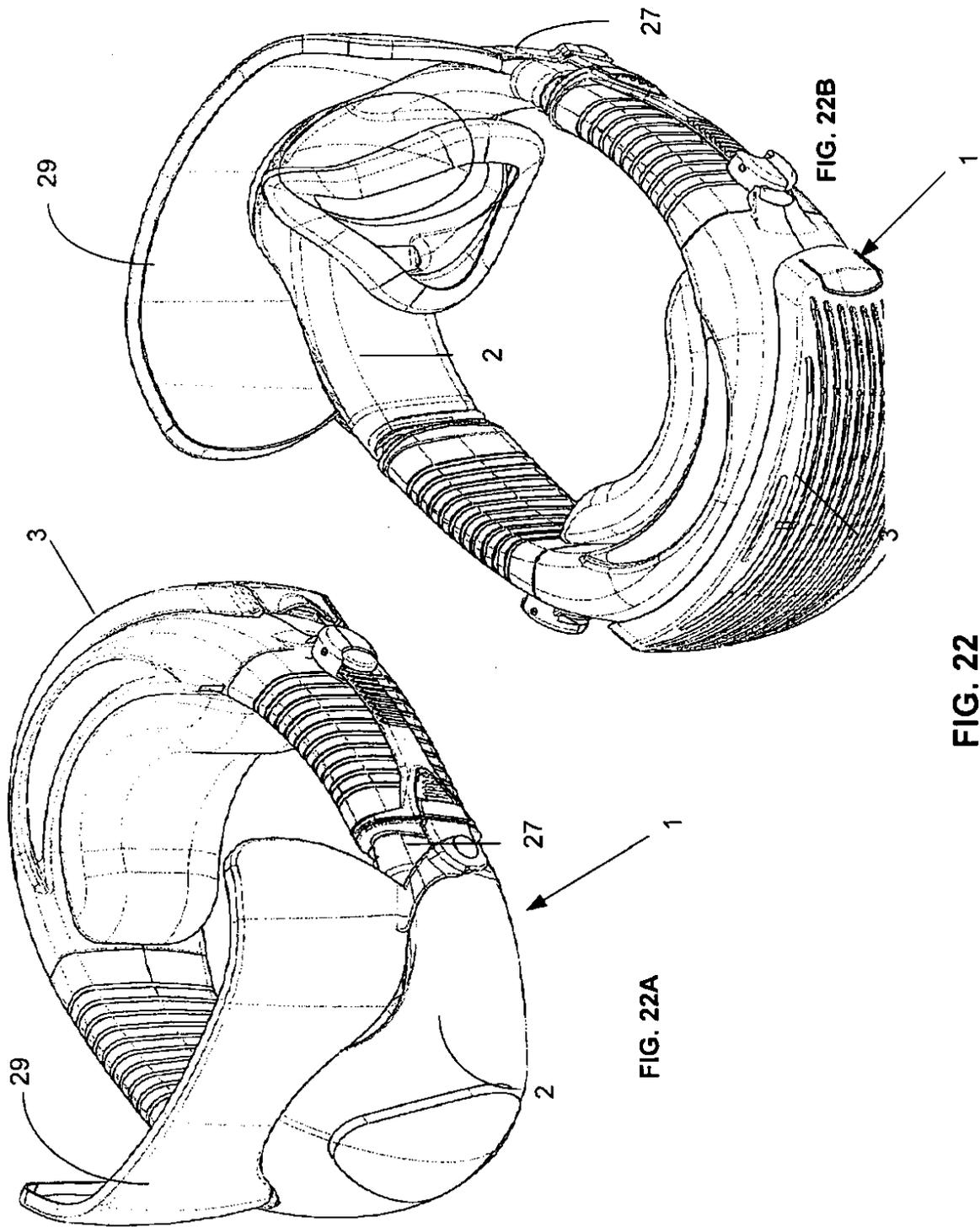


FIG. 22