



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 299 428**

51 Int. Cl.:
A61H 23/04 (2006.01)
F16K 3/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Número de solicitud europea: **00945026 .3**
86 Fecha de presentación : **29.06.2000**
87 Número de publicación de la solicitud: **1196127**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **17.04.2002**

54 Título: **Aparato de compresión torácica.**

30 Prioridad: **02.07.1999 US 142112 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.06.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.06.2008

73 Titular/es: **Warren J. Warwick**
1952 East River Terrace
Minneapolis, Minnesota 55414-3672, US
Leland G. Hansen

72 Inventor/es: **Warwick, Warren J. y**
Hansen, Leland G.

74 Agente: **García-Cabrerizo y del Santo, Pedro María**

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

Aparato de compresión torácica.

5 **Campo técnico**

La presente invención se refiere a aparatos de compresión torácica oscilatorios y, en particular, a aquellos usados para despejar moco de los pulmones, como en pacientes con fibrosis quística.

10 **Antecedentes de la invención**

La fibrosis quística es una enfermedad hereditaria mortal. Llevando una de cada 20 personas el gen recesivo, la concepción de un niño que tenga fibrosis quística se produce en aproximadamente uno de cada 400 matrimonios fecundos. Hasta ahora no se ha descubierto cura para la enfermedad. La fibrosis quística afecta a las glándulas secretoras de moco del cuerpo, conduciendo a una sobreproducción de moco. Los pulmones se llenan de forma continua con el exceso de moco, que a su vez se tiene que retirar diariamente para disminuir la producción y el riesgo de infección. Actualmente, el tratamiento implica generalmente una terapia con aerosol tres o cuatro veces al día para obtener drenaje bronquial y un golpeo físico diario de la pared torácica para desprender el moco para la expectoración. El tratamiento diario puede variar de cuatro a seis horas más y necesita un terapeuta respiratorio o al menos un individuo cualificado para proporcionar el vapo de tórax. La técnica en el área de vibraciones mecánicas del cuerpo muestra tales cosas como chaquetas o indumentaria inflable para colocar a una persona para ayudar a la respiración, tal como respiración artificial. Las Patentes de Estados Unidos N° 3.043.292, 2.354.397 y 2.588.192 son representativas. Adicionalmente se muestra una indumentaria que proporciona oscilaciones con el propósito de masajear el cuerpo en la Patente de Estados Unidos N° 3.310.050. En años más recientes se ha desarrollado una diversidad de sistemas de compresión torácica de alta frecuencia ("HFCC") para ayudar a la limpieza del moco del pulmón. Tales sistemas implican típicamente el uso de un dispositivo de suministro de aire en combinación con un chaleco que tiene que llevar por paciente, conectándose ambos mediante una válvula u otro dispositivo que permita el flujo pulsado de aire al chaleco. Tales chalecos se desarrollaron para pacientes con fibrosis quística y están diseñados para proporcionar terapia de despeje de vías respiratorias. El paciente lleva un chaleco inflable que está unido a un generador de pulso de aire que infla y desinfla rápidamente el chaleco durante la inspiración y/o espiración. Los pulsos de compresión producen picos de presión de flujo de aire en sentido craneal transitorios en las vías respiratorias, que mueven el moco hacia las vías respiratorias mayores donde se puede despejar mediante tos. Los sistemas de chaleco anteriores difieren entre sí, al menos en un aspecto, por las válvulas que emplean (si las hay), y, a su vez, por tales características como su peso global y la forma de onda del aire producida. Las patentes relacionadas describen sistemas que tienen una diversidad de atributos, por ejemplo, aquellos en los que se interrumpe una corriente de aire como mediante el uso de un compresor regenerativo con una válvula interruptora rotatoria. Tales sistemas se tipifican por una, válvula rotatoria de gran volumen (también conocida como "válvula de tubo" o "válvula interruptora"), de "descarga rápida". Estos tipos de válvulas producen típicamente una forma de pulso que se tiene su mayor aproximación a pulsos de onda aproximadamente cuadrada a aproximadamente de 10 a 20 Hz (es decir, no ondas sinusoidales verdaderas), pero que se dice que se convierten en más sinusoidales cuando disminuye la frecuencia hasta 5 Hz. La Patente de Estados Unidos N° 4.838.263 (Warwick *et al.*) describe un aparato en el que la aplicación de pulsos a presión y la velocidad de pulso se pueden controlar individualmente por el paciente. El dispositivo se dirige al deseo de algunos pacientes de que el dispositivo proporcione menos de un "golpeteo" durante la inhalación. A su vez, el dispositivo permite al usuario cortar de forma controlable la presión de golpeteo. Durante el funcionamiento, el tanque suministra aire a la cámara de aire y el paciente usa un pedal para suministrar más aire y/o un pulgar colocado sobre un tubo para liberar presión.

La Patente de Estados Unidos N° 5.056.505 para un "Chest compression apparatus", inventado por Warwick y Hansen se refiere a un aparato de compresión torácica oscilatorio para ayudar a desprender y eliminar moco de los pulmones de un paciente de fibrosis quística. La patente '505 describe un aparato, incluyendo una válvula que se puede usar para suministrar un pulso de aire con picos marcados, de tal forma que la pendiente (tiempo de formación) del pulso se define como que es al menos dos veces tan rápida como el de una onda sinusoidal de la misma frecuencia y amplitud. La propia válvula implica el uso de bordes de guía y de seguimiento que sirven para comenzar y detener de forma brusca el flujo de aire. Durante la inspiración, la fase atmosférica, el lado de presión positiva del sistema se puede bloquear. La forma de onda del pulso de presión es una función de la conformación y el tamaño de los puertos de válvula rotaria y la presión aplicada a la válvula. El diseño de descarga rápida de los puertos de la válvula permite una abertura máxima en un tiempo corto. Se interrumpe una corriente de aire de presión constante en pulsos y se dirige hacia el chaleco inflado.

La Patente de Estados Unidos de Hansen N° 5.569.170 (asignada a Electromed, Inc. Minnetonka, MN) se dirige a otra alternativa más en la que se emplea un diafragma similar a un altavoz para suministrar los pulsos en la forma de pulsos de presión repetitivos, de manera muy similar a un altavoz pulsante.

La Patente de Estados Unidos N° 4.977.889 (Budd), a su vez, describe un algoritmo para usar en la sincronización de un aparato de este tipo a un paciente particular. Se puede usar el algoritmo para mejorar la efectividad (generación de moco y picos de flujo de aire) de cualquier aparato de compresión torácica. Actualmente, los médicos que tienen tal software pueden usar el algoritmo para ajustar cualquier dispositivo particular para un paciente particular.

Van Brunt *et al.*, (Patente de Estados Unidos N° 5.769.797, "Oscillatory chest compression device") describe un dispositivo de compresión que incluye un generador de flujo de aire oscilatorio y un generador de flujo de aire positivo. Un primer sistema de retroalimentación controla la velocidad de oscilación del generador de flujo de aire oscilatorio y un segundo sistema de retroalimentación controla la presión de pico creada por el generador de flujo de aire positivo.

El documento WO98/49993 describe un aparato para aplicar pulsos de presión a un recinto para recibir el tronco de un paciente, incluyendo el aparato una válvula para controlar el flujo de gas hacia el recinto, teniendo la válvula la forma de una válvula de disco que puede rotar con respecto un primer y segundo puerto de entrada y un puerto de salida para conectar de forma alterna el primer puerto de entrada y el segundo puerto de entrada al puerto de salida.

Algunos de los enfoques que se han descrito anteriormente se han realizado en diversos prototipos y/o dispositivos comerciales que se han desarrollado previamente.

El "Modelo 101" inicial propio del solicitante y, posteriormente el "Modelo 102" se desarrollaron y usaron previamente empleando ambos una válvula rotatoria ("interruptora") del tipo descrito en la patente '505 que se ha indicado anteriormente. Estos dispositivos proporcionaron formas de onda con una forma de pulso de onda aproximadamente cuadrada.

Actualmente, American Biosystems, Inc, comercializa un dispositivo ("Modelo 103") bajo la marca comercial "ThAIRapy Vest", como un dispositivo diseñado para la auto-administración de terapia física torácica para pacientes con fibrosis quística y otros trastornos pulmonares crónicos.

Se dice que el chaleco es un dispositivo portátil que usa una tecnología denominada oscilación de pared torácica de alta frecuencia para proporcionar terapia para despejar vías respiratorias. El chaleco incluye un chaleco inflable unido a un generador de pulso de aire que infla y desinfla el chaleco de 5 a 25 veces por segundo. Esto crea un gran flujo espiratorio en los pulmones que mueve el moco hacia las vías respiratorias mayores desde las que se puede despejar mediante tos. Se muestra que el dispositivo incluye el uso de un diafragma accionado por un electroimán que parece proporcionar una forma de pulso de onda sinusoidal.

Las unidades en uso comercial en la actualidad, sin embargo, continúan siendo bastante caras, así como grandes y pesadas y, por tanto, no se consideran particularmente portátiles. La comunidad de pacientes que padecen esta enfermedad, por lo tanto, continúa buscando dispositivos económicos que pueden proporcionar características y rendimiento comparables o mejorados, de una manera que proporcione portabilidad mejorada.

Breve descripción del dibujo

En el dibujo:

La Figura 1 muestra un diagrama de flujo de aire esquemático para un aparato de esta invención.

La Figura 2 muestra una válvula de tipo ventilador prototípica para usar en un aparato de esta invención.

La Figura 3 muestra un gráfico comparativo de una forma de onda (a) proporcionada por un álabe rotatorio de esta invención en comparación con una forma de onda (b) proporcionada por un diafragma oscilante del tipo descrito anteriormente.

La Figura 4 muestra una representación en diagrama de una unidad de control de presión adecuada para usar en un aparato de la presente invención.

Sumario de la invención

De acuerdo con la presente invención se proporciona un aparato de compresión torácica de acuerdo con la reivindicación 1 de este documento. El presente aparato y, a su vez, la forma de pulso que suministra, proporcionan varias ventajas con respecto a aparatos previos, por ejemplo, aquellos de la patente '505 que se ha descrito anteriormente (en la que se usa una válvula rotatoria para proporcionar una forma de pulso que se dice que tiene un tiempo de formación al menos dos veces tan rápida como el tiempo de formación de un pulso sinusoidal de amplitud y frecuencia equivalentes). Además del rendimiento que es comparable a, sino mejor que, el proporcionado por dispositivos previos, el aparato de la presente invención se puede fabricar y comercializar por considerablemente menos que dispositivos actuales, y se puede proporcionar en una forma que es mucho más modular y portátil que dispositivos existentes.

En una realización preferida, el aparato comprende una pluralidad de componentes, incluyendo un componente generador de flujo de aire, un componente de control de frecuencia de pulso, un componente de control de presión y un chaleco para el paciente, en el que el control de la frecuencia del pulso y los componentes de control de la presión se pueden usar, de forma independiente, por el paciente y/o se pueden pre-ajustar y determinar por el fabricante o médico para suministrar pulsos de compresión que tienen formas de onda sustancialmente sinusoidales.

En una realización particularmente preferida, la invención proporciona un aparato de compresión torácica que comprende:

- a) un componente generador de flujo de aire adaptado para proporcionar una corriente continua de aire comprimido;
- b) un componente de control de frecuencia de pulso en comunicación fluida con el generador de flujo de aire y que comprende una válvula de tipo ventilador adaptada para interrumpir de forma periódica la corriente de aire para proporcionar pulsos que tengan una forma de onda sustancialmente sinusoidal,
- c) opcionalmente, un componente de control de presión en comunicación fluida con el componente de control de frecuencia de pulso y adaptado para permitir que un usuario controle la presión de los pulsos; y
- d) un chaleco para el paciente adaptado para ser llevado por un usuario para que reciba los pulsos en la forma de fuerza correspondiente aplicada en la región torácica.

Los componentes de un aparato de este tipo se pueden proporcionar en la forma de una pluralidad de módulos portátiles que tienen un peso combinado de aproximadamente 9,1 kg (20 libras) o menor, preferiblemente de aproximadamente 6,8 kg (15 libras) o menor, y el aparato proporciona una presión máxima de aproximadamente 60 mm Hg o menor. Un aparato de esta invención se puede usar para aplicar pulsos de compresión marcados a todo el tórax mediante un chaleco inflable llevado por el paciente. Los pulsos de compresión producen picos de presión de flujo de aire en sentido craneal transitorios en las vías respiratorias. Los flujos de aire en los pulmones son similares a los que suceden durante una maniobra de jadeo con su flujo tangencial de moco asociado. Estos mayores picos de flujo de aire producen las fuerzas tangenciales más deseables necesarias para despejar el moco de forma eficaz. En una realización preferida de la presente invención se usa una válvula de tipo ventilador para establecer y determinar la velocidad y duración de pulsos de aire que entran en la cámara de aire desde el lado de presión y permiten que el aire escape de la cámara de aire por el lado de descompresión. Un generador de aire, (por ejemplo, compresor) se usa en el lado de compresión de la válvula de tipo ventilador. La válvula de tipo ventilador proporciona de forma ventajosa un pulso sustancialmente sinusoidal, que se puede proporcionar a través de un puerto abierto para proporcionar comunicación entre el compresor y la cámara de aire. Aunque no es necesario, la realización preferida también incluye una unidad de control de presión que incluye un interruptor de control. El interruptor de control puede accionar una válvula solenoide en el lado de compresión de la válvula de tipo ventilador para disminuir o detener la compresión durante la parte inspiratoria del ciclo respiratorio del paciente, dependiendo del deseo del paciente. El presente aparato proporciona una diversidad de soluciones y opciones para el problema de tratamiento al que se enfrentan las personas que tienen fibrosis quística. Las ventajas de la invención se refieren a beneficios procedentes de un programa de tratamiento que usa el presente aparato en vez de un dispositivo convencional que tiene una válvula rotatoria y pulsos correspondientes. En este aspecto, un programa de tratamiento con el presente aparato proporciona independencia a un paciente con fibrosis quística porque la persona puede manipular, mover y accionar solo la máquina. Ya no se requiere que él/ella programe el tratamiento con un individuo cualificado. Esto da como resultado libertad psicológica y física y autoestima mayores. El tratamiento de la persona se hace flexible y se pueden añadir tratamientos adicionales, si se desea, por ejemplo, para combatir un resfriado común. Un beneficio adicional es la disminución correspondiente en el coste del tratamiento, así como una disminución significativa del peso (y, a su vez, portabilidad aumentada) del propio dispositivo. La naturaleza modular opcional del presente aparato proporciona beneficios particulares en la fabricación y el uso del presente aparato. La naturaleza modular, en esencia, proporciona una portabilidad incluso mayor ya que uno o más módulos se pueden sustituir o reparar de forma individual si se necesita, disminuyendo de este modo el coste global y la incomodidad para el paciente. Además, el paciente puede mantener versiones aplicadas o diferentes de uno o más módulos en diferentes localizaciones, por ejemplo, en el trabajo y en casa, significando que él o ella solamente necesita transportar los módulos restantes para usar el aparato.

Descripción detallada

Con referencia al dibujo, la Figura 1 muestra un diagrama de flujo de aire prototípico asociado a un aparato 10 de esta invención. El aparato incluye un componente generador de flujo de aire 12, conectado de forma fluida a un módulo de control de frecuencia de pulso 14 que a su vez está conectado de forma fluida a una unidad de control de presión 16 y, finalmente, a un chaleco 18 llevado por el paciente. Durante el uso, el generador de flujo de aire (por ejemplo, un compresor accionado por motor) suministra aire comprimido al chaleco mediante una unidad de control de frecuencia de pulso que incluye preferiblemente uno o más álabes rotatorios (por ejemplo, a modo de ventilador). Un álabe de este tipo se muestra en la Figura 2, en la que la unidad 14 se muestra en un corte transversal (2a) y desde un extremo (2b). El prototipo mostrado incluye un ensamblaje de álabe de válvula generalmente circular, que puede rotar sobre un eje central y que tiene una o más partes recortadas 22. Los álabes se mantienen sobre un árbol accionado por motor 24 localizado centralmente, que sirve para rotar los álabes y, a su vez, proporciona el acceso para el flujo de aire a y a través de la(s) parte(s) recortada(s) en la parte frontal de las placas terminales de los puertos de aire 26 a y 26 b, respectivamente. Opcionalmente, y como se muestra, los álabes están conectados al árbol accionador mediante un collar de soporte de álabe 28 y un tornillo de ajuste 30. En una realización prototípica, el generador de flujo de aire se proporciona en la forma de un aparato de suministro de pulso de aire compacto que es considerablemente menor que los actualmente o previamente en el mercado (por ejemplo, del orden de una quinta a una décima parte del tamaño y peso del Modelo 101 original), sin que ningún componente modular individual del presente aparato pese más de

aproximadamente 4,5 kg (10 libras). Por tanto, el peso total del presente aparato se puede estar en el orden de 9,1 kg (20 libras) o menor, y preferiblemente en el orden de 6,8 kg (15 libras) o menor, haciéndolo considerablemente más ligero y más portátil que dispositivos actualmente en el mercado. En un prototipo inicial, el módulo generador de flujo de aire se proporciona con la forma de un motor convencional y ensamblaje de ventilador, y está encerrado en un compartimento

que tiene puertos de entrada y salida de aire. El puerto de entrada de aire puede estar abierto a la atmósfera, mientras que el puerto de salida puede estar acoplado de forma fluida al módulo de frecuencia de pulso. A pesar de su naturaleza compacta y opcionalmente modular y peso relativamente bajo, el aparato de la presente invención puede proporcionar pulsos a presión del orden de 60 mm Hg o menos en comparación con la versión actual del Modelo 103 que se ha mencionado anteriormente, que parece estar limitado a pulsos del orden de 40 mm Hg o menos. La capacidad

de proporcionar pulsos que tienen mayor presión, mientras que también se minimizan el tamaño global y peso de la unidad, también es una ventaja particular del presente aparato. Generalmente no son deseables pulsos de más de aproximadamente 60 mm Hg, ya que puede tender a conducir a contusiones. Como se muestra en la correspondiente Figura 2b, un par de placas terminales 32a y 32b están montadas sobre un eje concéntrico con el de un árbol accionador de motor, e intercalan de forma eficaz el ensamblaje de álabe entre los mismos. Las placas terminales se proporcionan

con puertos de aire correspondientes 34a y 36a (en la placa 32a) y 34b y 36b (en la placas 32b). Los puertos de aire se solapan de tal forma que el aire suministrado por la superficie externa de cada placa terminal estará libre para salir del correspondiente puerto de aire en la placa opuesta, en tales momentos en los que la propia parte recortada del álabe de la válvula está en una posición solapante entre los mismos. Mediante la rotación de partes recortadas detrás de los puertos de aire solapantes, durante el desarrollo del suministro de aire constante desde un puerto de aire hacia

el otro, el álabe del ventilador en rotación actúa de forma eficaz como una válvula para permitir que el aire pase al interior del puerto de aire correspondiente de un modo semi-continuo y controlable. El suministro resultante tiende a adoptar una forma de onda sinusoidal debido a la conformación y disposición de las partes recortadas del álabe del ventilador. El módulo de frecuencia de pulso, en una realización preferida, se proporciona en la forma de un álabe rotatorio accionado por motor ("válvula de tipo ventilador") adaptado para interrumpir de forma periódica la corriente de aire del módulo de flujo de aire (Fig. 2). Durante estas breves interrupciones se genera presión de aire detrás del álabe. Cuando se libera, como por el paso del álabe, el aire viaja como un pulso de presión al chaleco llevado por el paciente. Los pulsos resultantes están en la forma de pulsos de presión de generación rápida, de onda sinusoidal. Esos pulsos, a su vez, pueden producir movimiento de aire significativamente más rápido en los pulmones, en el intervalo de frecuencia terapéutica de aproximadamente 6 Hz a aproximadamente 15 Hz, cuando se miden en la boca. Los mismos

se pueden comparar a los pulsos de onda sinusoidal tales como los producidos por el diafragma oscilante (Fig. 3). En combinación con caudales mayores hacia el interior de los pulmones, como se consiguen usando el presente aparato, estos factores dan como resultado una acción de cizalla de moco mayor, y por tanto, terapia más eficaz en un periodo de tiempo más corto. Los especialistas en la técnica entenderán el modo en el que una válvula de tipo ventilador de la presente invención se puede adaptar (por ejemplo, configurando las dimensiones, la inclinación, etc., de uno o más álabes del ventilador) para proporcionar pulsos de onda con una diversidad de formas, incluyendo ondas sinusoidales, ondas aproximadamente sinusoidales (por ejemplo, ondas que tienen partes de formación y/o caída escarpadas, como se proporcionan por la válvula rotatoria de la patente '505 que se ha descrito anteriormente) y ondas complejas. Como se usa en este documento, una onda sinusoidal se puede definir generalmente como una onda uniforme que se genera mediante una única frecuencia y, en particular, una onda cuya amplitud es el seno de una función lineal de tiempo cuando se representa en un gráfico que representa la amplitud frente al tiempo. Los pulsos también pueden incluir una o más perturbaciones o fluctuaciones relativamente menores en y/o entre ondas individuales, de tal manera que la forma global de onda es sustancialmente como se ha descrito anteriormente. Tales perturbaciones pueden ser deseables, por ejemplo, para proporcionar producción de moco más eficaz de un modo similar a masajes torácicos suministrados manualmente tradicionales. Además, el módulo de frecuencia de pulso de la presente invención se puede programar

y controlar de forma electrónica para permitir la ciclación de frecuencias programada de forma automática, con la opción de la anulación manual en cualquier frecuencia. Como un componente adicional, el aparato incluye una unidad de control de presión, por ejemplo, que tiene características y funciones del prototipo 50 representado en la Figura 4. El componente incluye un puerto de entrada 52 adaptado para recibir aire del puerto de salida del módulo de control de la frecuencia de pulso, y proporciona de forma eficaz un colector para suministrar de forma controlable ese aire al chaleco o a la atmósfera mediante cualquier combinación adecuada de puertos de salida del chaleco 54, 56 y 58, y a la atmósfera mediante el puerto de salida 60. Finalmente, un control de presión de pulso puede estar localizado entre el módulo de control de frecuencia y el chaleco llevado por el paciente (Fig. 4). Tubos flexibles de bajo peso conectan el chaleco, el módulo de control de presión y de frecuencia de pulso. En una realización preferida, la unidad de control de presión consiste en un colector de cinco puertos, en el que dos están conectados al propio chaleco y dos están conectados al módulo de control de frecuencia de pulso. El quinto es el puerto de presión de pulso, que está cubierto por una esfera de goma flotante que se sujeta en su sitio sobre el puerto mediante una cuerda de resorte que tiene tensión ajustable. El ajuste de la tensión en el resorte proporciona un medio para controlar la amplitud de los pulsos mientras que todavía se conserva una forma de pulso marcada. La tensión también se puede controlar de forma electrónica para permitir presión de pulso de dos niveles (Fig. 4). De este modo se puede usar un dispositivo sensor de respiración para señalar a la unidad de control de presión que cambie a una amplitud de presión de pulso menor en la inspiración y vuelva a una amplitud mayor durante la espiración. Además, la forma de onda de pulso marcada se puede mantener a pesar del intervalo de presión, siendo la anulación manual de nuevo una opción en cualquier momento a lo largo del ciclo. Durante la inspiración respiratoria del paciente se puede disminuir la presión de pulso del aparato abriendo a la atmósfera la bola 70. Esto se puede conseguir manualmente o electrónicamente. Durante la exhalación del paciente, la bola de válvula 70 está en la posición cerrada para la presión de pulso de pico máximo, o se deja funcionar como una válvula de liberación de presión máxima controlada por un resorte de ajuste 76. El colector recibe ondas de presión de pulso de HFCC a través del puerto 52 por el puerto de control de frecuencia 26a. El puerto 54 se muestra conectado al puerto 26b del módulo de control de frecuencia y está cerrado a la atmósfera cuando 26a

está abierto y abierto cuando 26a está cerrado. Los puertos 56 y 58 están conectados al chaleco inflable mediante tubos flexibles, llevando el paciente el propio chaleco.

Se prescribe terapia de HFCC como una sustitución adjunta o total de fisioterapia torácica manual. El tiempo de
5 terapia total por día varía entre aproximadamente 30 minutos y aproximadamente 240 minutos separados en de uno a
cuatro tratamientos por día. Se puede instruir a los pacientes en el modo continuo o intermitente de terapia de HFCC,
que puede incluir el uso continuo de aerosol. Durante la terapia de HFCC, el paciente se sienta de forma erguida,
aunque se puede aceptar que esté apoyado contra un respaldo de silla mientras que el flujo de aire al chaleco no esté
10 restringido. En el modo continuo, el paciente acciona el chaleco durante 5 minutos en cada una de las seis frecuencias
prescritas (determinadas por “sincronización” realizada durante una visita clínica. El paciente usa el control manual
para detener la pulsación tan frecuentemente como sea necesario para toser, habitualmente cada varios minutos. En el
modo intermitente, el paciente usa el control manual para detener la pulsación durante la inspiración para hacer más
fácil inhalar de forma máxima. La pulsación se activa de nuevo durante cada espiración. Se hacen pausas más largas
15 para toser cuando se necesita. El paciente recorre el ciclo de frecuencias prescritas determinadas por sincronización
durante una visita clínica. Un aparato de la presente invención se puede usar del siguiente modo. Se hace para cada
paciente un chaleco inflable de poliéster recubierto de vinilo para cubrir todo el torso desde los hombros hasta la
cresta iliaca y para ajustarse perfectamente cuando el paciente inspira hasta la capacidad pulmonar total. El diseño, la
función y el rendimiento óptimos de un chaleco de este tipo se pueden determinar por los especialistas en la técnica
20 basándose en la presente descripción. El chaleco se “sincroniza” para cada individuo para determinar el volumen de
aire expulsado por el pulmón y el caudal de este aire para cada frecuencia de compresión torácica (por ejemplo, de
aproximadamente 5 Hz a aproximadamente 22 Hz). El caudal y el volumen se calculan con un programa informático
a partir de datos de flujo obtenidos durante la respiración corriente mediante un neumotacómetro pulmonar de Hans
Rudolph con la nariz pinzada. Las frecuencias asociadas a los mayores caudales son habitualmente mayores de 13 Hz,
25 mientras que las asociadas al mayor volumen son habitualmente menores de aproximadamente 10 Hz. Estas mejores
frecuencias varían de paciente a paciente. Ya que los mayores caudales inducidos habitualmente no se corresponden
a los mayores volúmenes inducidos, y ya que de 2 a 3 comúnmente tenían un valor muy próximo, se seleccionan los
tres caudales y los tres volúmenes mayores para cada terapia de paciente. Ocasionalmente se selecciona dos veces una
frecuencia ya que produce uno de los tres caudales mayores y uno de los tres volúmenes mayores. Cada una de estas
30 seis frecuencias se prescribe durante cinco minutos con un total de 30 minutos para cada sesión de terapia. Ya que las
mejores frecuencias cambian a la largo del tiempo con el uso del chaleco, se debe realizar una re-sincronización cada
3 a 6 meses. Una explicación del modo en el que la HFCC mueve el moco se obtiene a partir de las observaciones de
las perturbaciones de flujo de aire durante la respiración corriente y durante la inspiración y exhalación máxima hasta
el volumen residual. Cada compresión torácica produce un pulso de flujo transitorio muy similar al flujo observado
35 con tos espontánea. La sincronización identifica los flujos transitorios con los mayores flujos y volúmenes, de hecho,
las toses más fuertes, y de forma análoga con la mayor potencia para mover el moco en las vías respiratorias.

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de compresión torácica que comprende:

un mecanismo para aplicar una fuerza a la región torácica de una persona, comprendiendo el mecanismo una cámara de aire (18) para recibir aire comprimido y medios (14, 16) que incluyen una válvula rotatoria para suministrar pulsos de presión de aire comprimido a la cámara de aire, **caracterizado** porque dicha válvula rotatoria es una válvula de tipo ventilador que tiene cuatro puertos (34A, 34B, 36A, 36B) y se puede accionar para suministrar dichos pulsos de presión con una forma de onda sustancialmente sinusoidal, y porque dichos medios están conectados a la cámara de aire mediante dos tubos flexibles y porque uno de dichos puertos de la válvula de tipo ventilador está conectado a una fuente (12) de aire comprimido y otro de dichos puertos se expone a la atmósfera y porque dicha válvula de tipo ventilador se puede accionar de forma alterna para conectar dicha cámara de aire (18) con dicha fuente (12) de aire comprimido y para purgar el aire comprimido de la cámara de aire.

2. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho medio (14, 16) comprende adicionalmente un componente de control de presión (16) en comunicación fluida con la válvula de tipo ventilador y adaptada para permitir que un usuario controle la presión de los pulsos.

3. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el aparato se proporciona en la forma de una pluralidad de módulos portátiles que tienen un peso combinado de 9,1 kg (20 libras) o menor.

4. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 3, en el que los módulos del aparato tienen un peso combinado de 6,8 kg (15 libras) o menor.

5. Un aparato de acuerdo con cualquier reivindicación precedente en el que el aparato proporciona una presión máxima de aproximadamente 60 mm Hg o menor.

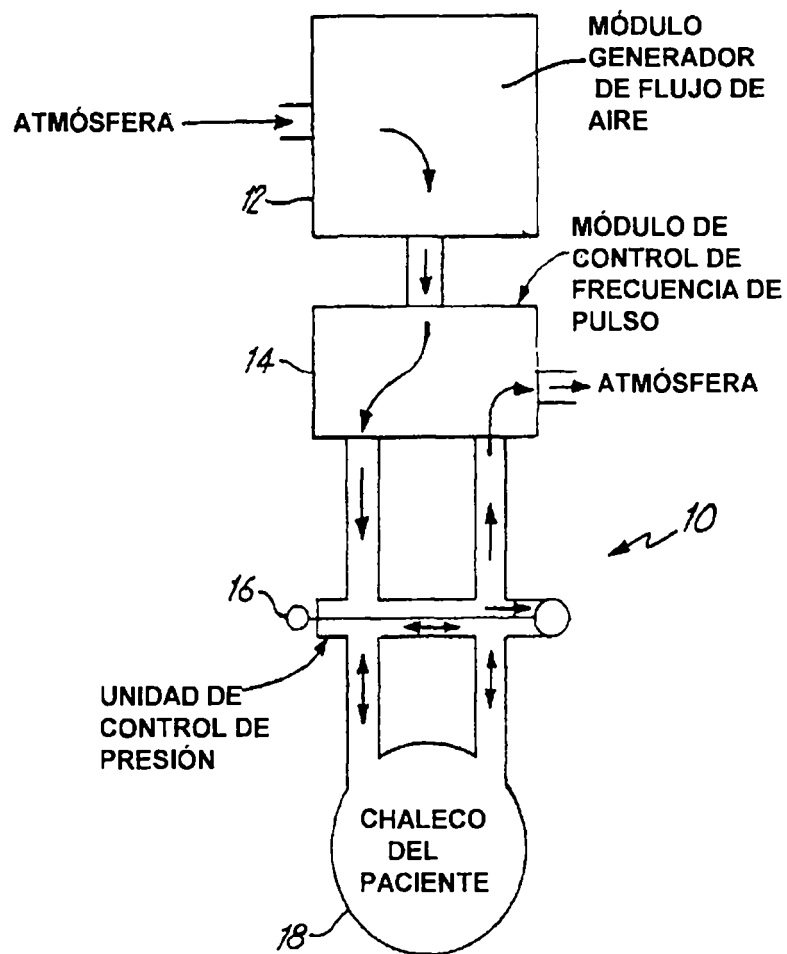


FIG. 1

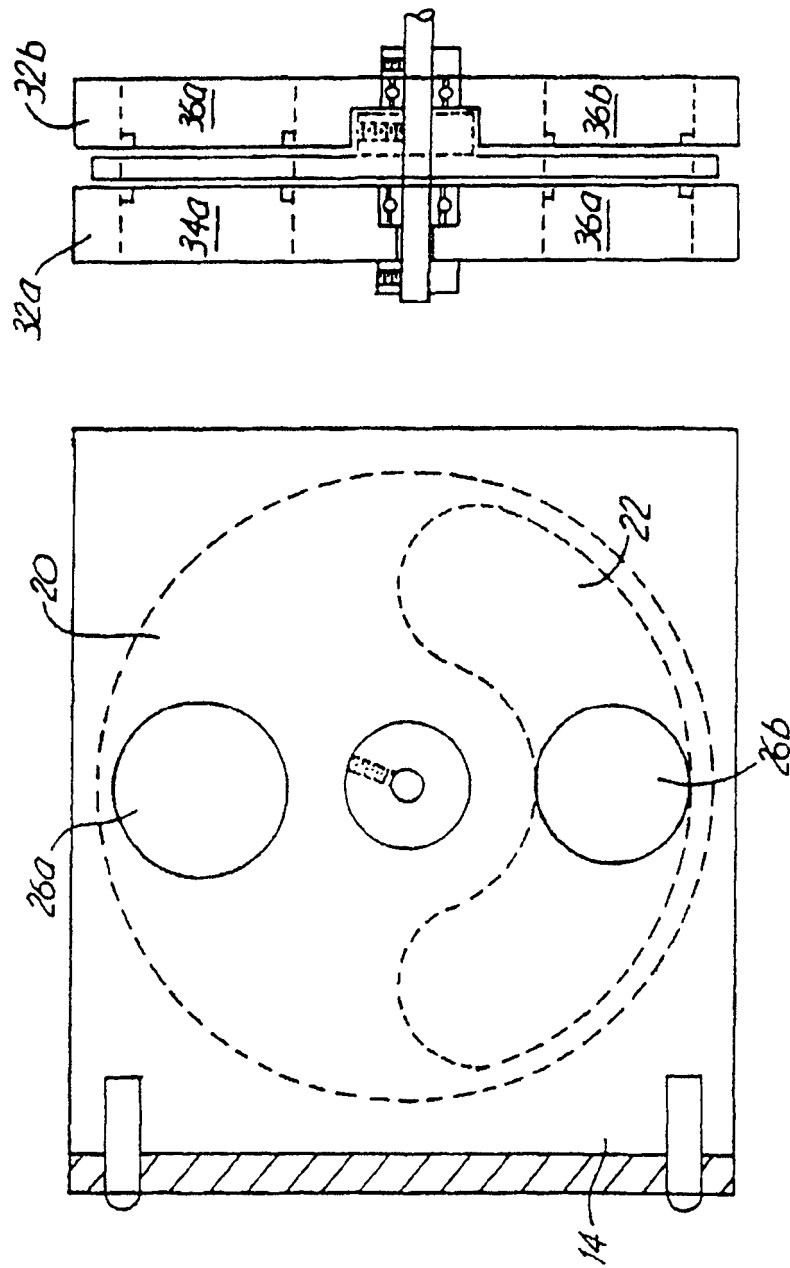




FIG.3

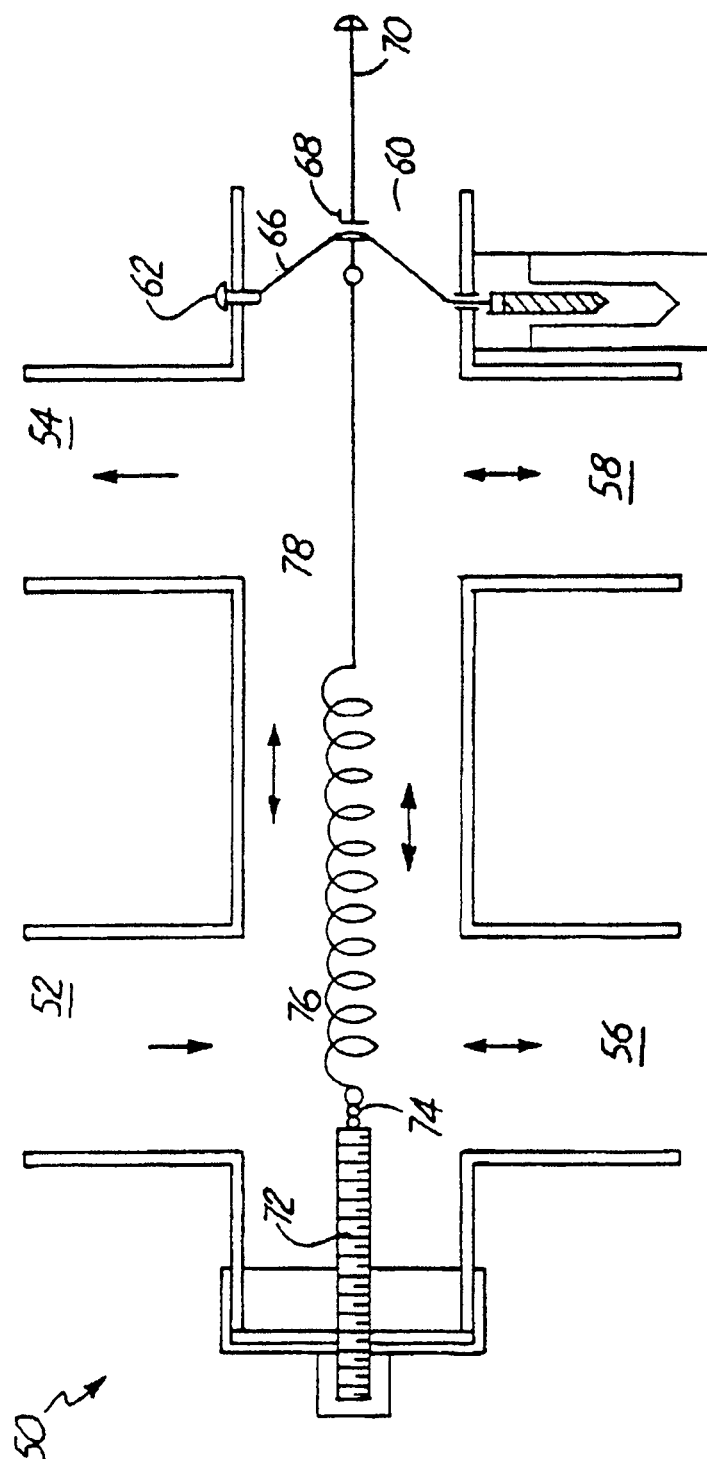


Fig. 4