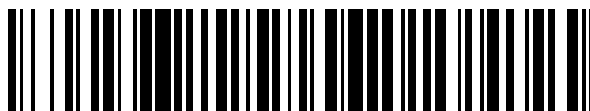


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 499**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/00** (2006.01)

**A61M 16/10** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.02.2016** E 17196732 (6)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2019** EP 3323459

54 Título: **Aparato de ventilación artificial con válvula espiratoria utilizable durante un masaje cardiaco**

30 Prioridad:

**28.04.2015 FR 1553808**

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

**16.10.2019**

73 Titular/es:

**AIR LIQUIDE MEDICAL SYSTEMS (100.0%)  
6, rue Georges Besse  
92160 Antony, FR**

72 Inventor/es:

**JACQUOT, ERIC;  
RICHARD, JEAN-CHRISTOPHE y  
RIGOLLOT, MARCEAU**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 727 499 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**

Aparato de ventilación artificial con válvula espiratoria utilizable durante un masaje cardiaco

5 La invención concierne a un aparato de ventilación artificial que permite aportar una asistencia ventilatoria, en particular ventilación y monitorización, a un socorrista o a cualquier otro personal de asistencia médica, tal como un médico del SAMU, un bombero, un enfermero o análogo, cuando el mismo practique un masaje cardiaco.

Es habitual utilizar un aparato de ventilación artificial, denominado también aparato de asistencia respiratoria o ventilatoria, o de modo más simple ventilador médico, para aportar una asistencia respiratoria, es decir una ventilación artificial, a una persona que tenga dificultades o una incapacidad para respirar sola.

10 En particular, es indispensable ventilar una persona durante una parada cardiaca con el fin de continuar aportando oxígeno a su cerebro y al resto del cuerpo, mientras que su corazón está parado.

Sin embargo, realizar una ventilación en una persona en parada cardiaca, mientras que a esta persona se aplica un masaje cardiaco, es problemático puesto que esta ventilación no debe interrumpir las compresiones torácicas (CT) y/o no debe ser excesiva para no tener efectos hemodinámicos negativos.

15 Ahora bien, los ventiladores tradicionales no están adaptados para esta situación, emiten alarmas y/o funcionan mal durante las compresiones torácicas.

En la práctica, el personal sanitario facilita por tanto las insuflaciones, a través de un ventilador o un balón de relleno automático con válvula unidireccional (BAVU) interrumpiendo a veces las compresiones torácicas.

20 La continuidad y la regularidad del masaje cardiaco es un factor de eficacia sobre el pronóstico del paciente en parada cardiaca. Así pues, no está aconsejado en modo alguno detener un masaje cardiaco, ni siquiera para efectuar insuflaciones de gas respiratorio al paciente.

Además, las insuflaciones facilitadas manualmente, a través de una BAVU, o por un ventilador tradicional son generalmente demasiado agresivas, debido especialmente a los grandes volúmenes de gas administrados, provocando un efecto directo nocivo y reconocido sobre la eficacia de las compresiones torácicas.

25 Por esta razón, se han propuesto aparatos que evitan las insuflaciones clásicas, especialmente ventiladores a presión positiva continua de tipo CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) con miras a ser utilizados en caso de parada cardiaca. Sin embargo, estos aparatos no son ideales porque los mismos no permiten asegurar una ventilación suficiente de la persona en parada cardiaca y el cese de las compresiones genera una parada de cualquier ventilación, lo que no es deseable.

30 Por otra parte, la mayoría de los aparatos capaces de facilitar una ventilación mecánica durante un masaje cardiaco no permiten asegurar esta ventilación de modo autónomo/automático, mientras que esta situación clínica compleja necesita una gran simplicidad de utilización. En efecto, estos aparatos requieren generalmente una intervención humana durante cada insuflación, lo que complica la intervención del personal sanitario y conduce a veces a una administración de gas a una presión y/o un volumen mal controlados.

35 Ahora bien, si durante una insuflación de gas respiratorio, la presión y el volumen generados no están correctamente controlados, pueden producirse fenómenos nefastos en el paciente, como una insuflación gástrica no deseable.

En otras palabras, con los aparatos clásicos, no es posible facilitar de modo seguro y simple, una ventilación protectora que no supere el volumen de gas recomendado.

40 Además, en el transcurso del masaje cardiaco las compresiones de la caja torácica generan una ventilación pulmonar sustancial pero insuficiente, la cual debe ser completada por una ventilación mecánica. Cuando se interrumpen las compresiones torácicas, después de la reanudación de actividad circulatoria espontánea del paciente o después de un choque eléctrico por ejemplo, la ventilación disminuye bruscamente, mientras que las necesidades de oxígeno del enfermo aumentan. Es necesario entonces un complemento de ventilación que impone manipulaciones complejas para cambiar de modo de ventilación a fin de poder paliar esta falta de oxígeno.

45 A continuación, una vez realizado este cambio de ventilación y ventilado el paciente de modo adecuado, puede sobrevenir una nueva parada cardiaca. En este caso, se reanudan las compresiones torácicas y entonces es necesario modificar de nuevo manualmente las regulaciones del dispositivo de ventilación para situarse de nuevo en el modo de ventilación más adecuado para realizar una reanimación cardiopulmonar (RCP).

50 Sabiendo que una persona puede tener varias paradas cardiacas sucesivas durante su atención por un equipo médico, facilitar una ventilación óptima es complicado puesto que esto necesita una intervención del equipo médico, durante la aparición de cada una de estas paradas cardiacas, para adaptar el aparato. Ahora bien, en situación de emergencia, el tiempo consagrado a estas adaptaciones es en detrimento de operaciones más importantes. A falta de tiempo, estas adaptaciones pueden ser olvidadas, ignoradas o despreciadas, lo que no es aceptable por razones evidentes de seguridad.

De modo general, la mayoría de los aparatos de ventilación mecánica conocidos susceptibles de ser utilizados durante un masaje cardiaco, no disponen de un modo específico adaptado a esta situación. Los mismos están equipados simplemente de activadores inspiratorios que a menudo se activan erróneamente y provocan auto activaciones y ciclos nefastos en el flujo sanguíneo cardiaco provocado por las CT. Además, algunos no ofrecen la posibilidad de regular una presión espiratoria positiva (PEEP) por otra parte indispensable.

El documento de patente FR3000893A1 divulga un dispositivo de asistencia respiratoria.

Finalmente, numerosas alarmas sonoras y/o visuales que equipan estos aparatos clásicos se activan también erróneamente, por ejemplo alarmas de presión, de volumen o de frecuencia puesto que las mismas están desarrolladas para aplicaciones « clásicas » y los activadores y las alarmas utilizan las señales de presión y de caudal medidas por la máquina, las cuales a su vez están muy perturbadas por el masaje cardiaco.

El problema que se plantea entonces es proponer un aparato de ventilación artificial, es decir de asistencia respiratoria, denominado también ventilador médico, que permita resolver todos o parte de los problemas e inconvenientes antes citados, en particular un ventilador médico que permita detectar la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca, en particular de las fases de compresión y descompresión, con el objetivo de transmitir al corazón un máximo de energía mecánica generada por las CT limitando la energía disipada a través de las vías aéreas, incluidos los pulmones. El ventilador debe ser igualmente capaz de facilitar una ventilación barométrica con dos niveles de presión a la cual puedan superponerse las CT.

La solución de la invención concierne entonces a un aparato de asistencia respiratoria, denominado también ventilador médico, según las reivindicaciones.

Tal aparato de asistencia respiratoria comprende:

- una fuente de gas o un dispositivo de alimentación de gas,
- un circuito de gas con al menos una rama inspiratoria apta para transportar un gas respiratorio destinado a ser administrado a un paciente en parada cardiaca durante una reanimación cardiopulmonar,

- medios de medición aptos y diseñados para:

- i) medir al menos un parámetro representativo del citado flujo de gas,
- ii) convertir el citado al menos un parámetro representativo del citado flujo de gas en al menos una señal representativa del citado flujo de gas,

- y medios de tratamiento de señal y de control aptos y diseñados para:

- a) tratar la citada al menos una señal representativa del flujo de gas facilitado por los medios de medición y
- b) deducir de la citada al menos señal representativa del flujo de gas, una información relativa a la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca,

y en el cual.

- la fuente de gas es un microventilador motorizado o el dispositivo de alimentación de gas comprende una válvula inspiratoria, y

- los medios de tratamiento de señal y de control están configurados para controlar el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria de manera que:

- i) en respuesta a la detección de una fase de compresión, aumente el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado o la válvula respiratoria, y
- ii) en respuesta a la detección de una fase de relajamiento/descompresión, disminuya el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria.

Según el caso, el aparato de la invención puede comprender una o varias de las características técnicas siguientes:

- los medios de tratamiento de señal y de control son aptos y están diseñados para transmitir señales de consigna a los activadores, es decir típicamente a la fuente de gas, por ejemplo un microventilador, o a una de las electroválvulas controladas por los citados medios de tratamiento de la señal y de control.

- los medios de tratamiento de señal y de control son aptos y están diseñados para deducir de la citada al menos una señal representativa del flujo de gas, al menos una información relativa al menos a una fase de compresión y/o de relajamiento/descompresión de la caja torácica durante un masaje cardiaco realizado en el paciente.

- los medios de tratamiento de señal y de control son aptos y están diseñados para deducir de la citada al menos una señal representativa del flujo de gas, informaciones relativas al menos a una alternancia de fases de compresión y/o de relajamiento/descompresión de la caja torácica durante un masaje cardiaco realizado en el paciente.
  - los medios de tratamiento de señal y de control comprenden una tarjeta electrónica.
- 5
- la fuente de gas comprende un microventilador motorizado, denominado también turbina o compresor, con motor eléctrico.
  - la fuente de gas es un microventilador motorizado controlado por los medios de tratamiento de señal y de control, estando el citado microventilador motorizado en comunicación fluidica con la rama inspiratoria del circuito de gas.
- 10
- alternativamente, el dispositivo de alimentación de gas comprende una válvula inspiratoria dispuesta en un conducto de alimentación de gas, siendo controlada la citada válvula inspiratoria por los medios de tratamiento de señal y de control. En este caso, la fuente de gas es exterior al aparato pero está en comunicación fluidica con el citado conducto de alimentación de gas en el cual está dispuesta la válvula inspiratoria controlada, se trata por ejemplo de una toma mural alimentada de gas por una canalización de gas en el seno de un edificio hospitalario y a la cual se conecta fluidicamente el aparato de la invención a través de un conducto flexible por ejemplo.
- 15
- el mismo comprende un medio de selección, que permite seleccionar un modo ventilatorio dado específico para una reanimación cardiopulmonar entre varios modos ventilatorios memorizados. La selección de este modo permite activar vigilancias, monitorizaciones y regulaciones específicas para la ventilación durante la reanimación cardiopulmonar. El lanzamiento de este modo permite igualmente iniciar la ventilación con regulaciones predefinidas y previamente memorizadas por el usuario.
- 20
- los medios de medición diseñados y aptos para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas, elegido entre la presión del gas, el caudal de gas insuflado al paciente, el caudal de gas espirado por el paciente y la velocidad del microventilador.
  - al menos una parte del circuito de gas, los medios de tratamiento de señal y el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria del dispositivo de alimentación están situados en el interior de una carcasa rígida, es decir una envuelta externa que forma la envoltura o la cubierta del aparato.
- 25
- el circuito de gas comprende una porción interna dispuesta en el interior de la carcasa rígida y una porción externa situada fuera de la carcasa rígida y que forman todo o parte de la rama inspiratoria.
  - el mismo comprende además una interfaz hombre-máquina apta para visualizar informaciones que incluyen al menos una información relativa a la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca.
- 30
- el circuito de gas comprende además una rama espiratoria en comunicación fluidica con la atmósfera a través de un orificio de salida de gas y que comprende una válvula espiratoria y un sensor de caudal espiratorio.
  - el sensor de caudal espiratorio es preferiblemente un sensor de alambre caliente.
  - la porción externa de la rama inspiratoria del circuito de gas está en comunicación fluidica con una interfaz respiratoria, en particular una máscara respiratoria o una cánula de intubación.
- 35
- el sensor de gas espiratorio está dispuesto entre la válvula espiratoria y el orificio de salida de gas que comunica con la atmósfera.
  - de manera alternativa, el sensor de caudal espiratorio está dispuesto entre la válvula espiratoria y la interfaz respiratoria que alimenta de gas al paciente.
- 40
- los medios de tratamiento de señal y de control están configurados para controlar el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria, y la válvula espiratoria en función de señales recibidas de los medios de medición y del sensor de caudal espiratorio.
- 45
- los medios de tratamiento de señal y de control están configurados para, es decir diseñados y aptos para, controlar el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria de la fuente de gas de manera que aumente el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria en respuesta a la detección de una fase de compresión, con el objetivo de amplificar el pico de presión provocado por la compresión torácica del paciente frenando la eyección de un volumen de aire contenido en el sistema respiratorio del citado paciente.
- 50
- los medios de tratamiento de señal y de control están configurados para, es decir diseñados y aptos para, controlar el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria de la fuente de gas de manera que disminuya el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado o la válvula inspiratoria en respuesta a la detección de una fase de relajamiento/descompresión de manera que se favorezca un retorno pasivo de la caja torácica del paciente a la posición de equilibrio.

- los medios de tratamiento de señal y de control están configurados para controlar la válvula espiratoria de manera que se limite o detenga el caudal que pasa a través de la válvula espiratoria en respuesta a la detección de una fase de compresión o de relajamiento/descompresión.
- 5 - los medios de tratamiento de señal y de control comprenden al menos un microprocesador que ponga en práctica al menos un algoritmo.
  - el mismo comprende además medios de almacenamiento de datos, es decir medios de memorización.
  - los medios de almacenamiento de datos comprenden una (o varias) memoria, en particular una memoria flash o análoga.
- 10 - los medios de almacenamiento de datos están configurados para memorizar modos ventilatorios que comprenden un (o varios) modo ventilatorio dado específico para una reanimación cardiopulmonar.
  - los medios de medición están diseñados y son aptos para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas, entre la presión de gas, el caudal de gas insuflado al paciente, el caudal de gas expirado por el paciente y la velocidad del microventilador.
- 15 - la porción interna del circuito de gas está en comunicación fluidica con la fuente de gas en particular un microventilador, de manera que sea alimentada con gas facilitado por la citada fuente de gas.
  - los medios de medición están dispuestos en el circuito de gas en el interior o el exterior de la carcasa rígida de manera que los mismos efectúen las mediciones deseadas.
  - el mismo comprende varios medios de medición de los que algunos están dispuestos en la porción interna del circuito de gas y otros en la porción externa del circuito de gas.
- 20 - los medios de medición comprenden uno o varios sensores.
  - los medios de medición comprenden un sensor dispuesto de manera que efectúe mediciones en el circuito de gas, preferentemente en la rama inspiratoria del circuito de gas.
  - el mismo comprende además una interfaz hombre-máquina (IHM) apta para, es decir diseñada para, visualizar informaciones que incluyen al menos una información relativa a la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca.
- 25 - la interfaz hombre-máquina comprende una pantalla de visualización.
  - la rama inspiratoria del circuito de gas está en comunicación fluidica con una interfaz respiratoria, en particular una máscara respiratoria o una cánula de intubación.
  - la rama inspiratoria del circuito de gas comprende un tubo o conducto flexible.
- 30 - la fuente de gas es una fuente de aire (aproximadamente 21% en volumen de O<sub>2</sub>) o de aire enriquecido en oxígeno (> 21% en volumen de O<sub>2</sub> aproximadamente).
  - los medios de tratamiento de señal comprenden al menos un microprocesador preferentemente dispuesto en una tarjeta electrónica.
- 35 - los medios de tratamiento de señal comprenden al menos un microcontrolador, preferentemente al menos un microcontrolador que pone en práctica al menos un algoritmo.
  - la carcasa comprende al menos un asa de transporte que facilita el transporte del aparato por un usuario.
  - la carcasa comprende al menos un dispositivo de enganche que permite el enganche del aparato de ventilación en un soporte por ejemplo una barra en el seno de un vehículo de emergencias o un barrote de cama o de camilla.
- 40 - el mismo comprende medios de alimentación de corriente eléctrica, por ejemplo una (o varias) batería o análogo, o un (o varios) cable y una (o varias) toma de conexión a la red eléctrica.
  - el mismo comprende además medios de regulación y de selección, tal como un botón pulsador, tecla de activación, cursor o análogo, que permitan al personal sanitario intervenir a nivel del ventilador, por ejemplo indicar al ventilador, la realización de un masaje cardiaco, confirmarle una detección de un masaje cardiaco, indicarle el tipo de interfaz respiratoria utilizada (máscara, sonda de intubación...), modificar uno o varios parámetros de ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador, o cualquier otra indicación.
- 45 De modo general, en lo que concierne al modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar, éste puede ser un modo volumétrico o barométrico, preferentemente asociado a una presión mínima de ventilación, por ejemplo 5 cm de H<sub>2</sub>O.

- Ventajosamente, se trata de un modo barométrico que asegure una regulación alterna aproximadamente con 2 niveles de presión que comprenden un nivel de presión baja (PB) y un nivel de presión alta (PH), con  $PH > PB$ , por ejemplo una presión baja del orden de 5 cm de  $H_2O$  y una presión alta del orden de 15 cm de  $H_2O$ .

5 El modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar permite asegurar la ventilación de un paciente desde el inicio al final de la intervención en un entorno que necesita poca o ninguna intervención humana, durante las diferentes fases.

El aparato de asistencia respiratoria de la invención dispone, además de este modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar, de otros modos de ventilación tradicional, como uno o varios modos de ventilación volumétricos (VAC), barométricos (VPC, VSAI, CPAP, Duo-Levels) y/o intermitentes (VACI, PVACI).

10 Para mejorar la circulación sanguínea a partir de la ventilación, el aparato de la invención está configurado para modular la apertura de la válvula espiratoria y la aceleración del microventilador, durante el tiempo de compresión torácica, de manera que se limite la disipación de energía frenando la eyección del volumen de aire contenido en el sistema respiratorio, a fin de amplificar la presión transmitida al corazón.

15 Durante el tiempo de descompresión o subida de la caja torácica, el aparato de la invención está configurado para modular la velocidad del microventilador, de manera que se favorezca un retorno pasivo de la caja torácica a la posición de equilibrio a fin de que la presión intratorácica se mantenga negativa permitiendo así el retorno venoso y el llenado del corazón.

20 La sucesión, por ejemplo a una frecuencia de 100 veces por minuto, de las fases de compresión y descompresión permite, alternando sucesivamente presión positiva y negativa, generar flujo cardiaco por un efecto de bomba. En otras palabras, modulando la velocidad del microventilador, al ritmo de las CT y la apertura de la válvula espiratoria, el aparato de la invención desempeña la función de un amplificador de las variaciones de presión generadas por las CT, por oposición a un aparato que busca regular una presión constante con uno o dos niveles de presión. Ejemplo CPAP o modo PAC.

25 En la práctica, el aparato realiza una modulación, a la frecuencia del masaje cardiaco, de la velocidad del microventilador y de la apertura de la válvula espiratoria, contrariamente a un modo clásico en presión.

En efecto, con una CPAP o un modo de presión clásico, el principio es mantener la presión lo más constante posible cualesquiera que sean las perturbaciones, especialmente las CT de la RCP. Ahora bien, este funcionamiento clásico no permite una optimización de las presiones generadas por las CT que son la clave de la eficacia de la RCP.

30 Finalmente, para completar la ventilación, que es insuficiente en caso de CT solas, el aparato de la invención está configurado para permitir mejorar/aumentar la ventilación facilitada por el ventilador por la adición de ciclos en presión (como en presión controlada) a la frecuencia elegida. Las CT en estos ciclos siguen siendo posibles, lo que distingue el aparato de la invención de un aparato clásico que funciona según un modo en presión o en volumen.

35 Se especifica que, en el marco de la presente invención, el término « medios » es considerado como estrictamente equivalente del término « dispositivo ». Por tato, los términos « medios de medición » equivalen a « dispositivo de medición », los términos « medios de visualización » equivalen a « dispositivo de visualización », los términos « medios de tratamiento » equivalen a « dispositivo de tratamiento », los términos « medios de almacenamiento de datos » equivalen a « dispositivo de almacenamiento de datos », etc.

La presente invención se va a describir ahora más en detalle en referencia a las Figuras anejas, en las cuales:

40 - la Figura 1 representa un primer modo de realización de un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención, en el cual la fuente de gas es un microventilador.

- la Figura 2 representa un segundo modo de realización de un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención, en el cual la fuente de gas es un dispositivo de alimentación que comprende una válvula controlada, y

- la Figura 3 es una representación gráfica de la presión intratorácica obtenida gracias a un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención.

45 La Figura 1 esquematiza un primer modo de realización de un aparato de asistencia ventilatoria o ventilador médico 1 según la presente invención.

50 El ventilador 1 comprende una fuente de gas 4, a saber en este caso un microventilador motorizado 40, denominado también turbina, que facilita un flujo de gas de asistencia respiratoria, típicamente un flujo de aire o de aire enriquecido en oxígeno, en la rama inspiratoria 2 de un circuito ventilatorio 2, 16 denominado también circuito de paciente, que comprende uno o varios pasos, conductos o líneas de gas que conectan fluidicamente el ventilador 1 a las vías aéreas de un paciente 20, por intermedio de una interfaz de paciente 3, tal como una máscara respiratoria o una cánula o sonda de intubación. De manera alternativa, como ilustra el segundo modo de realización de la Figura 2, la fuente de gas 4 puede comprender una válvula inspiratoria 41 alimentada de gas que proviene de una canalización de gas 50, a su vez alimentada por un almacenamiento de gas 51, por ejemplo una red hospitalaria de canalizaciones de gas,

una botella o un compresor de gas externo. La canalización de gas 50 está en comunicación fluidica con un conducto de gas interno 52 al ventilador 1, en el cual está dispuesta la válvula inspiratoria 41.

5 El gas respiratorio es típicamente aire u oxígeno, a una presión de algunos bares absolutos, típicamente del orden de 4 bares absolutos aproximadamente. Esta válvula inspiratoria es controlada por los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 de aparato 1.

Están previstos medios de medición 6, tal como un (o unos) sensor, los cuales son aptos y están diseñados para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas elegido, entre la presión del gas, el caudal de gas insuflado por el respirador, el caudal de gas espirado por el paciente 20 y la velocidad de rotación del microventilador 40, y para facilitar al menos una señal representativa del citado al menos un parámetro medido.

10 Por ejemplo, el parámetro representativo del flujo de gas es la presión del gas en el circuito de gas ventilatorio 2 y los medios de medición 6 comprenden un sensor de presión cuya toma de presión está dispuesta en el citado circuito ventilatorio 2 de manera que permita una medición de la presión gaseosa que reina en todo o parte del circuito ventilatorio 2.

15 En el primer modo de realización de la Figura 1, la toma de presión que desempeña la función de medios de medición 6, está dispuesta fuera de la carcasa 9 del ventilador 1. Sin embargo, la misma puede igualmente encontrarse en el interior del ventilador 1. Por otra parte, en el modo de realización de la Figura 2, la toma de presión que desempeña la función de medios de medición 6 ha sido representada en el interior de la carcasa 9 del ventilador 1.

20 Una vez realizada la medición del (o de los) parámetro(s) representativo(s) del flujo de gas, la (o las) señal correspondiente es transmitida a, y analizada por, los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8, los cuales pueden entonces deducir de la misma:

- que un masaje cardiaco está en curso de realización en el paciente 20 y sobre todo determinar si la fase en curso es una fase de compresión o una fase de relajamiento de la caja torácica,

25 - el volumen de gas insuflado por el ventilador 1 al paciente 20, en el transcurso de los ciclos de ventilación mecánica y durante las fases de relajamiento de la caja torácica. Los volúmenes de gas insuflado pueden ser acumulados en un período de tiempo dado, por ejemplo 1 minuto. Naturalmente, la acumulación puede ser realizada en más de 1 minuto o, a la inversa, en menos de 1 min.

30 - el volumen de gas espirado por el paciente 20, en el transcurso de los ciclos de ventilación mecánica y durante las fases de relajamiento de la caja torácica. Aquí también, los volúmenes de gas espirado pueden ser acumulados en un período de tiempo dado, por ejemplo 1 minuto. Naturalmente, la acumulación puede ser realizada en más de 1 minuto o, a la inversa, en menos de 1 min.

La transmisión de la (o de las) señal representativa del flujo de gas es efectuada por los medios de medición 6 a los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 a través de un sistema de conexiones adaptado, es decir de conexiones eléctricas, tales como cables u otras.

Por otra parte, los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 son aptos y están diseñados para:

35 i) tratar la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas y detectar en la misma una o varias variaciones positivas o negativas superiores a uno o varios valores umbrales representativos de las fases de compresión o relajamiento de la caja torácica en el transcurso de un masaje cardiaco. Estos valores-umbrales están memorizados en una memoria 12 de almacenamiento, por ejemplo una memoria flash. Estos valores-umbrales pueden ser valores numéricos, tablas de valores, curvas.

40 ii) integrar en la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas, el caudal de gas generado por el ventilador 1 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por la máquina.

iii) integrar con respecto al tiempo, la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas, y el caudal de gas generado por el ventilador 1 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por el ventilador 1.

45 iv) integrar con respecto al tiempo, la señal correspondiente al parámetro representativo del flujo de gas, y el caudal de gas espirado por el paciente 20 durante las compresiones torácicas y los ciclos generados por el ventilador 1.

Para hacer esto, los medios de tratamiento de señal 5, 8 comprenden preferentemente un microprocesador 8 programado especialmente con un (o varios) algoritmo(s) de tratamiento, como se detalla a continuación.

50 El ventilador 1 y sus componentes que requieren energía para funcionar son alimentados, directa o indirectamente, de corriente eléctrica procedente de una o varias baterías, recargables o no, de la alimentación eléctrica del vehículo de emergencias al que equipa o de la red eléctrica, por tanto a una tensión que puede llegar hasta aproximadamente 230 V. Si es necesario, el mismo puede integrar un convertidor de corriente diseñado para disminuir la tensión de alimentación a una tensión de utilización de valor inferior.

Además, una interfaz hombre-máquina o IHM 7, tal como una pantalla de visualización, permite visualizar y por tanto al usuario visualizar las informaciones calculadas por los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8.

5 Están previstos igualmente, medios de regulación o de selección 11, por ejemplo botones pulsadores o giratorios, cursores, teclas de activación o de selección, o análogos que permitan al personal sanitario indicar al ventilador 1, la realización de un masaje cardiaco y/o confirmar al ventilador 1, la detección que se ha hecho de la realización de un masaje cardiaco, indicar al ventilador el tipo de interfaz con el paciente, por ejemplo máscara, sonda de intubación.

Así, se prevé al menos un medio de regulación o de selección 11, activable por el médico, que permita seleccionar un modo ventilatorio dado específico para una reanimación cardiopulmonar entre varios modos ventilatorios memorizados.

10 Estos medios de regulación o de selección 11 permiten igualmente modificar, si es necesario, los parámetros de la ventilación mecánica propuestos automáticamente por el ventilador 1, o incluso, según el modo de realización considerado, poder indicar al ventilador 1 un cambio de la naturaleza del gas empleado, por ejemplo el paso de aire a una mezcla de aire/oxígeno o un cambio de contenido de oxígeno de una mezcla aire/oxígeno.

15 Como se ve en las Figuras 1 y 2, al menos una parte del circuito de gas 2, los medios de tratamiento de señal 8 y la fuente de gas 4 están dispuestos dentro de una cubierta o una carcasa rígida 9 que forma la envuelta externa del aparato 1. Esta carcasa 9 incluye o lleva además otros componentes, tal como la IHM 7, la (o las) memoria 12, los medios de regulación y selección 11...

El circuito de gas 2, 16 comprende, una rama inspiratoria 2 única, o bien una rama inspiratoria 2 y una rama espiratoria 16 por ejemplo unidas una a la otra a través de una pieza en Y.

20 La rama inspiratoria 2 comprende de hecho dos porciones distintas, a saber una porción interna 2a dispuesta en el interior de la carcasa rígida 9, por ejemplo un conducto de gas, y una porción externa 2b situada fuera de la carcasa rígida 9 que incluye por ejemplo un tubo flexible.

25 La porción interna 2a del circuito de gas 2 está en comunicación fluidica con la fuente de gas 4, típicamente un microventilador motorizado que tiene una toma o entrada de aire 4a que comunica con la atmósfera ambiente, de manera que alimenta la citada porción interna 2a con aire, eventualmente enriquecido en oxígeno.

El microventilador motorizado 4 es controlado por medios de control 15, por ejemplo una tarjeta electrónica con microprocesador, tal como un microcontrolador, que pone en práctica un (o varios) algoritmo(s):

30 De hecho, los medios de control y de tratamiento de señal 5, 8 están configurados para controlar el microventilador motorizado 4 en función de las señales transmitidas por los medios de tratamiento de señal 5, 8 de manera que especialmente permitan una sincronización del envío de gas al paciente 20 y de los masajes cardiacos.

En otras palabras, los medios de control y de tratamiento de señal 5, 8 están configurados para controlar la válvula espiratoria 19 en función de las señales transmitidas por los medios de tratamiento de señal 5, 8 de manera que especialmente permitan una sincronización del envío de gas al paciente 20 y de los masajes cardiacos.

35 Por otra parte, la porción externa 2b del circuito de gas 2 situada fuera de la carcasa rígida 9 está, a su vez, en comunicación fluidica con, en el lado aguas arriba, la porción interna 2a del circuito de gas 2 y, en el lado aguas abajo, con la interfaz respiratoria 3 de manera que asegure una continuidad fluidica entre la fuente de gas 4 y el paciente 20, y que permita encaminar el gas respiratorio, es decir, el aire que proviene de la turbina, hasta las vías aéreas del citado paciente.

40 En este caso, los medios de medición 6, típicamente uno (o varios) sensor, están dispuestos en la porción externa 2b de la rama inspiratoria 2 del circuito de gas 2, 16 situada fuera de la carcasa rígida 9 de manera que realiza las mediciones deseadas, por ejemplo de presión y/o de caudal, en el seno de la citada porción externa 2b. En este caso, la conexión entre los medios de medición 6 y los medios de tratamiento 5, y por tanto la transferencia de las señales de medición, se hace por ejemplo por medio de conexiones por cable.

45 Opcionalmente, la carcasa 9 puede igualmente comprender al menos un asa de transporte 13 para facilitar el transporte del aparato 1 por el usuario, lo que es indispensable en ciertas situaciones de emergencia, y/o un dispositivo de enganche 14 que permite el enganche del aparato 1 de ventilación en un soporte, por ejemplo una barra en el seno de un vehículo de emergencias o un barrote de cama o de camilla.

50 Por otra parte, la rama espiratoria 16 comprende un sensor de caudal espiratorio 17, por ejemplo un sensor de alambre caliente, conectado eléctricamente a los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8, así como una válvula espiratoria 17 gobernada por los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8. La rama espiratoria 16 comunica, en su extremo aguas abajo, con la atmósfera a través de un orificio de salida de gas 18, mientras que su extremo aguas arriba está conectado a la rama espiratoria 2, a través de una pieza en Y, o directamente a la interfaz de paciente 3.



La Figura 3 es una representación gráfica ilustrativa de la presión intratorácica obtenida gracias a un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención.

5 Un masaje cardiaco puede descomponerse como una alternancia y sucesión de fase de compresión C y de fase de relajamiento R (es decir descompresión) durante las cuales la presión intratorácica (PIT) varía en el transcurso del tiempo (T) entre valores máximos y mínimos como ilustran las curvas de la Figura 3.

De modo más preciso, la presión intratorácica PIT1 obtenida gracias a un aparato de asistencia respiratoria según la presente invención permite obtener una variación de presión DP1 (curva C1) superior a la variación de presión DP2 calculada a partir de la presión intratorácica PIT2 (curva C2) generada por un aparato de ventilación clásico.

10 En el transcurso de la fase de compresión C de la caja torácica, determinada gracias a los medios de tratamiento de señal y de control 5 y 8, el ventilador controla, gracias a esos mismos medios de tratamiento de señal y de control 5 y 8, el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41 y la válvula espiratoria 19 de las Figuras 1 y 2 de manera que se frena la eyección del volumen de aire contenido en el sistema respiratorio y se maximiza así la presión intratorácica 3 durante esta fase de compresión C.

15 Por otra parte, en el transcurso de la fase de descompresión/relajamiento R de la caja torácica, determinada gracias a los medios de tratamiento de señal y de control 5 y 8, el ventilador controla, gracias a estos mismos medios de tratamiento de señal y de control 5 y 8, el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41 y la válvula espiratoria 19 de las Figuras 1 y 2 de manera que se limita la aportación de gas al sistema respiratorio y se favorece así un retorno pasivo de la caja torácica a la posición de equilibrio y se provoca una presión intratorácica 3 negativa durante esta fase de descompresión/relajamiento R.

20 Durante el masaje cardiaco, el aparato de la presente invención facilita por tanto una ventilación barométrica entre 2 niveles de presión, a saber una presión baja (PB) y una presión alta (PH), con  $PB < PH$ . El masaje cardiaco continúa tanto durante la aplicación de la presión baja como durante la aplicación de la presión alta. El control específico de los accionadores, es decir especialmente microventilador motorizado 40 o válvula inspiratoria 41 y la válvula espiratoria 19, durante la fase de compresión C y de relajamiento R de la caja torácica es realizado tanto a nivel de la presión  
25 baja PB como presión alta PH.

El modo barométrico asegura por tanto una regulación de presión alternada entre los 2 niveles de presión PH y PB, por ejemplo, con una presión baja PB del orden de 5 cm de H<sub>2</sub>O, y una presión alta PH del orden de 15 cm de H<sub>2</sub>O.

30 Este modo de ventilación específico para la reanimación cardiopulmonar permite asegurar la ventilación de un paciente en parada cardiaca, desde el principio al final de la intervención y esto, en un entorno que necesita poca o ninguna intervención humana, durante las diferentes fases.

35 De modo general, según la presente invención, los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 están configurados para, es decir diseñados y aptos para, controlar el microventilador motorizado 40 o, según el modo de realización considerado, la válvula inspiratoria 41, de modo que se ajuste el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41 en función de la fase de masaje cardiaco detectada, durante una reanimación cardiopulmonar (RCP).

40 Así pues, en respuesta a la detección de una fase de compresión, los medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 del aparato de la invención controlarán el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41, de manera que se obtenga aumento del volumen o de la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41, mientras que en respuesta a la detección de una fase de relajamiento/descompresión, los citados medios de tratamiento de señal y de control 5, 8 controlarán el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41, de manera que disminuya el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador 40 o la válvula inspiratoria 41.

45 Dicho control permitirá entonces, gracias a la detección de las fases de compresión y de descompresión torácicas realizadas durante la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca, transmitir al corazón un máximo de energía mecánica generada por las compresiones torácicas limitando la energía disipada a través de las vías aéreas, incluidos los pulmones, en particular gracias a un ajuste adecuado del volumen y/o de la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado 40 o la válvula inspiratoria 41 en función de la fase de masaje cardiaco detectada.

50 El aparato de asistencia respiratoria según la presente invención es utilizable en el marco de una ventilación de una persona en parada cardiaca sometida a masajes cardiacos.

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato de asistencia respiratoria (1) que comprende:
- un microventilador motorizado (40) o un dispositivo de alimentación de gas (41, 55) que comprende una válvula inspiratoria (41),
- 5
- un circuito de gas (2, 16) con al menos una rama inspiratoria (2) apta para transportar un gas respiratorio,
  - medios de medición (6) aptos y diseñados para:
    - i) medir al menos un parámetro representativo del citado flujo de gas, y
    - ii) convertir el citado al menos un parámetro representativo del citado flujo de gas en al menos una señal representativa del citado flujo de gas,
- 10
- y medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) aptos y diseñados para:
    - a) tratar la citada al menos una señal representativa del flujo de gas facilitada por los medios de medición (6) y
    - b) deducir de la citada al menos señal representativa del flujo de gas, una información relativa a la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca,
- caracterizado por que:
- 15
- los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) están configurados para controlar el microventilador motorizado (40) o la válvula inspiratoria (41) para aumentar o para disminuir el volumen o la presión de gas, y
  - el circuito de gas (2, 16) comprende una rama espiratoria (16) en comunicación fluidica con la atmósfera a través de un orificio de salida de gas (18) y que comprende una válvula espiratoria (19).
- 20
2. Aparato según la reivindicación precedente, caracterizado por que la rama espiratoria (16) del circuito de gas (2, 16) comprende un sensor de caudal espiratorio (17).
3. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que la porción externa (2b) de la rama inspiratoria (2) del circuito de gas (2, 16) está en comunicación fluidica con una interfaz respiratoria (3), en particular una máscara respiratoria o una cánula de intubación.
- 25
4. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) están configurados para controlar el microventilador motorizado (4) o la válvula inspiratoria, y la válvula espiratoria (19) en función de señales recibidas de los medios de medición (6) y del sensor de caudal espiratorio (17).
- 30
5. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) están configurados para controlar la válvula espiratoria (19) de manera que se limite o detenga el caudal de gas que pasa a través de la válvula espiratoria (19).
6. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de control y de tratamiento de señal (5, 8) están configurados para controlar la válvula espiratoria (19) de manera que permita una sincronización del envío de gas al paciente (20) y del masaje cardiaco.
- 35
7. Aparato según la reivindicación precedente, caracterizado por que el sensor de caudal espiratorio (17) de la rama espiratoria (16) es un sensor de alambre caliente.
8. Aparato según la reivindicación precedente, caracterizado por que el sensor de caudal espiratorio (17) está conectado eléctricamente a los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8).
9. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) están configurados para controlar el microventilador motorizado (40) o la válvula inspiratoria (41) de manera que:
- 40
- i) en respuesta a la detección de una fase de compresión, se aumente el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado (40) o la válvula inspiratoria (41), y
  - ii) en respuesta a la detección de una fase de relajamiento/descompresión, se disminuya el volumen o la presión de gas facilitado por el microventilador motorizado (40) o la válvula inspiratoria (41)
- 45
10. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) comprenden una tarjeta electrónica y son aptos y están diseñados para deducir de la citada al menos

una señal representativa del flujo de gas, al menos una información relativa al menos a una fase de compresión y/o de relajamiento/descompresión de la caja torácica durante un masaje cardiaco realizado en el paciente.

5 11. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que la fuente de gas (4) es un microventilador controlado por los medios de tratamiento de señal y de control, estando el citado microventilador motorizado en comunicación fluidica con la rama inspiratoria (2) del circuito de gas (2, 16).

12. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que comprende al menos un medio de selección (11), activable por el médico, que permite seleccionar un modo ventilatorio dado específico para una reanimación cardiopulmonar entre varios modos ventilatorios memorizados.

10 13. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de medición (6) están diseñados y son aptos para medir al menos un parámetro representativo del flujo de gas, siendo elegido el citado parámetro representativo del flujo de gas entre la presión del gas, el caudal de gas insuflado al paciente, el caudal de gas espirado por el paciente y la velocidad del microventilador (4).

15 14. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que comprende además una interfaz hombre-máquina (7) apta para visualizar informaciones que incluyen al menos una información relativa a la realización de un masaje cardiaco en el paciente en parada cardiaca.

15. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por que los medios de tratamiento de señal y de control (5, 8) comprenden al menos un microprocesador que pone en práctica al menos un algoritmo.

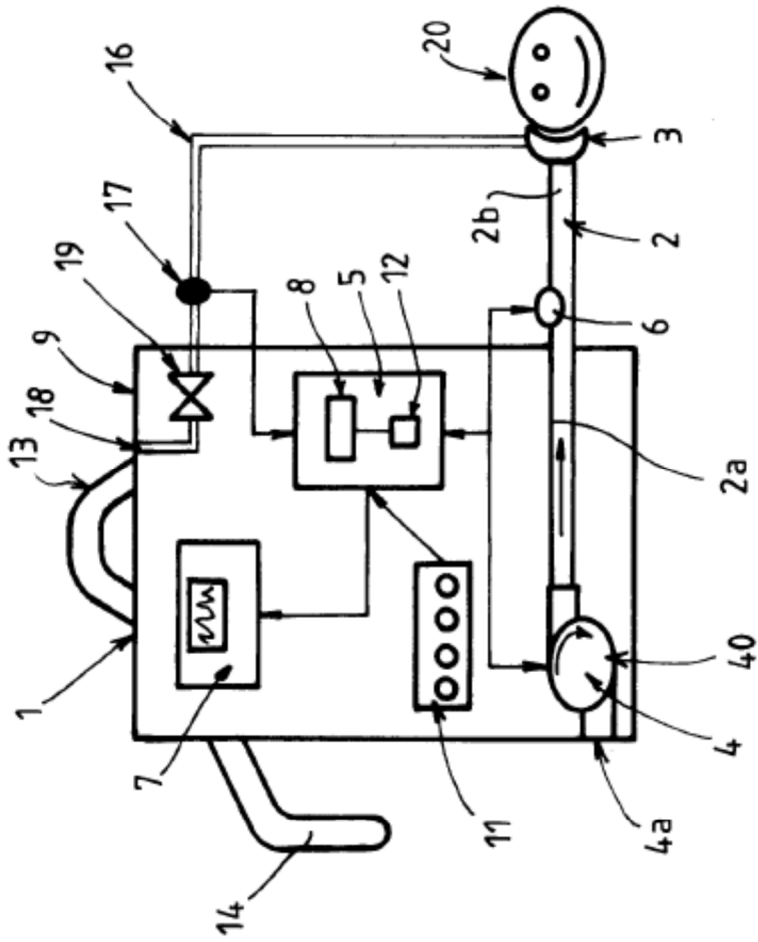


FIG.1

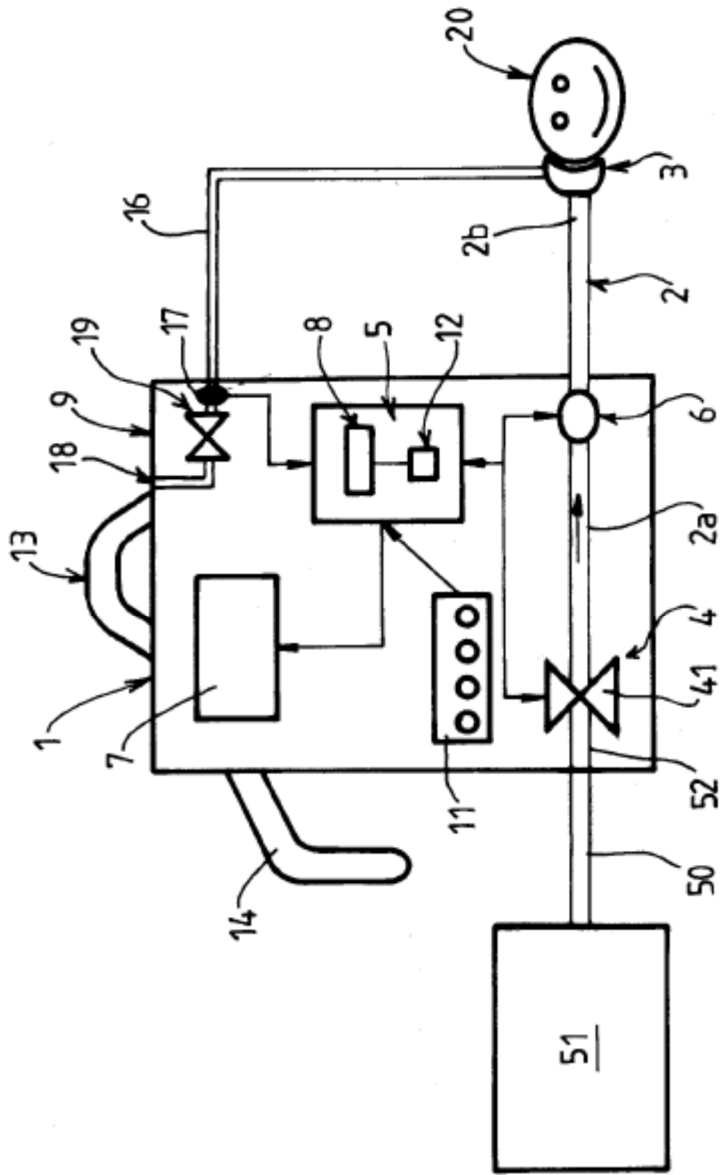


FIG. 2

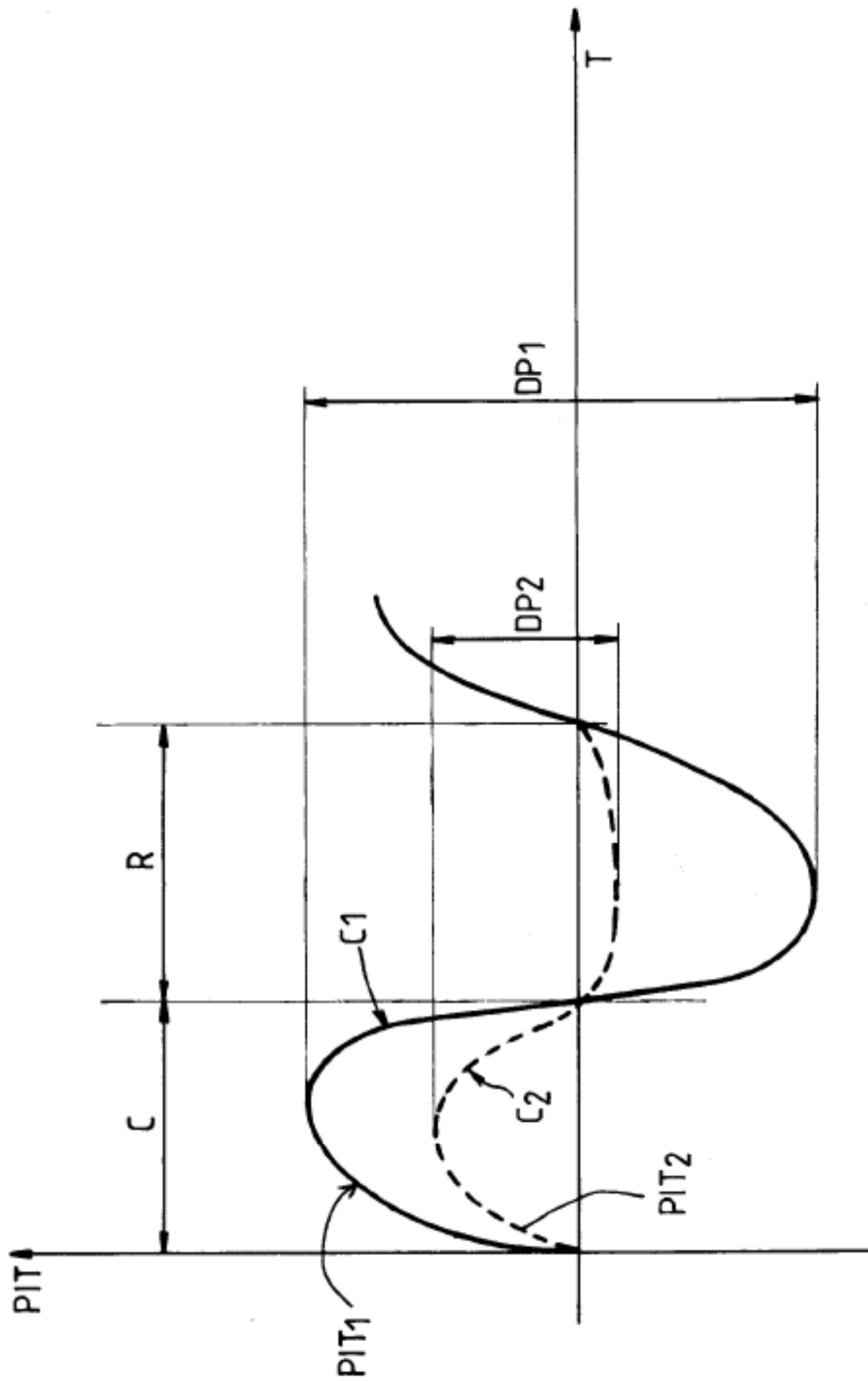


FIG. 3