

MINISTERIO DE INDUSTRIA Y ENERGIA

Registro de la Propiedad Industrial



ESPAÑA

Concedido el Registro de acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria adjunta.

6111/1978

NUMERO	468.048
FECHA DE PRESENTACION	10 marzo 1978

A1

PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES:	32 FECHA	33 PAIS
31 NUMERO		

47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	A61H	

54 TITULO DE LA INVENCION

"SISTEMA PARA LA VENTILACION PULMONAR SELECTIVA DESDE UN APARATO IMPULSOR".

71 SOLICITANTE (S)

GRUPO DE BIOINGENIERIA, S. A.

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

Barcelona, calle Conde de Borrell, 180, entlo. 1a

72 INVENTOR (ES)

D. José María CAVANILLES CARBAJO; D. Federico GARRIGOSA TAPIOL, D. Carlos PRIETO FERNÁNDEZ MIRANDA y D. José R. ONCIUS DE FRUTOS

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE

D. Ignació PONTI GRAU

La respiración artificial mecánica, mediante una fuente externa generadora de aire o una mezcla de gases pertinente a presión positiva (respirador), viene realizándose desde hace muchos años y han rendido una gran ayuda a la medicina.

Mediante este tipo de respiración artificial se distribuye un volumen de gas a los dos pulmones del enfermo a través de sus respectivas vías bronquiales. Las fracciones volumétricas de este caudal gaseoso que alcanzan a cada uno de los pulmones vienen determinadas por las constantes de tiempo de cada una de las vías bronquiales y sus respectivos pulmones (parámetro denominado simplemente "constante de tiempo" a continuación, con miras a la brevedad), y estas constantes de tiempo dependen, a su vez, de las características mecánicas de los órganos respiratorios, tales como la resistencia que la vía bronquial opone al flujo gaseoso y la distensibilidad pulmonar.

Estos dos factores determinantes de la constante de tiempo broncopulmonar se afectan con inusitada frecuencia en las afecciones respiratorias agudas, y, sobre todo, en las crónicas. Así se comprende que la distribución de una masa gaseosa desde una fuente de presión positiva (respirador), frecuentemente no se verifica de una manera uniforme a los dos pulmones del enfermo, o sea que, debido a la diferencia entre estas dos constantes de tiempo, el pulmón con una mayor distensibilidad y/o menor resistencia bronquial, recibe una mayor fracción de la masa gaseosa impulsada por el respirador. Para el logro de una función res-

**POOR
QUALITY**

piratoria adecuada, se requiere que el volumen de gas que llega a cada pulmón sea aproximadamente igual al volumen de sangre que pasa a través del mismo; este volumen de sangre que irriga el pulmón es independiente de la constante de tiempo y, por tanto, alteraciones unilaterales de esta última modifican la distribución gaseosa pulmonar sin afectar su irrigación sanguínea, lo cual conduce a un deficiente proceso respiratorio.

Por otra parte, la respiración artificial por los sistemas conocidos, obliga a insuflar ambos pulmones con un volumen gaseoso de idéntica composición, generalmente aire y oxígeno. Frente a ello, enfermos agudos o crónicos, con graves limitaciones de su función respiratoria, a veces determinadas por lesiones unilaterales, requieren concentraciones específicas de oxígeno para cada uno de los pulmones, lo cual no puede ser conseguido con un caudal de características únicas.

La invención trata de solventar estas deficiencias conocidas de los sistemas de respiración artificial mecánica utilizados actualmente, independizando las dos vías broncopulmonares de manera que es posible actuar, independientemente para cada pulmón, sobre los parámetros de volumen, composición y presión de las masas gaseosas insufladas a los mismos.

El sistema para la ventilación pulmonar selectiva de acuerdo con la invención soluciona los problemas mencionados por el hecho de comprender un órgano de conducción con dos bocas terminales cuyas luces son aplicables a los

orígenes de los bronquios principales derecho e izquierdo, cuyas bocas forman parte de sendos conductos independientes y bifurcados de un tubo único de conexión con el aparato impulsor; cada uno de los conductos independientes está
5 provisto de medios para la introducción regulada de gases o mezclas gaseosas adicionales, medios para la regulación volumétrica y de presión de la mezcla suministrada y medios para la descarga de los gases utilizados, todo ello con miras a una distribución individualizada, en cuanto a volumen,
10 presión y concentración de la mezcla, a ambos pulmones. Los dos conductos independientes están formados, preferiblemente, por sendos pasos de un tubo tráqueo-bronquial de doble luz, o por dos tubos tráqueo-bronquiales separados.

Otra característica importante de la invención
15 prevé el empleo de mecanismos resistivos graduables, intercalados en los flujos de gases entre el tubo de conexión con el impulsor y los conductos independientes, a fin de actuar del modo deseado e independientemente, sobre las características fluidodinámicas de los flujos en dichos conductos.
20 Se puede utilizar un mecanismo resistivo graduable en cada conducto independiente, o bien un solo mecanismo resistivo graduable, conmutable a uno u otro de dichos conductos desde el tubo único de conexión con el aparato impulsor. En cualquier caso, el mecanismo resistivo graduable, o cada u-
25 no de ellos, está formado, ventajosamente, por una válvula unidireccional de cierre de conducto, cuya posición es ajustable por medio de un resorte de carga ajustable.

Para la introducción regulada de gases adicionales

se puede disponer medios diversos, con la característica de que comprenden una válvula unidireccional en serie con el conducto de llegada de dicho gas adicional, y una válvula derivada a la atmósfera, ambas de resistencias ajustables
5 de manera que permiten el paso de un flujo de gas adicional al sistema en el tiempo comprendido entre dos impulsos del aparato impulsor, y la salida a la atmósfera durante dichos impulsos.

Asimismo de acuerdo con la invención, el sistema
10 comprende válvulas de escape, derivadas en los conductos independientes entre los medios suministradores de gases adicionales y el tubo tráqueo-bronquial, las cuales son cicladas intermitentemente de manera que permiten la progresión de los gases hacia el paciente o la descarga de los mismos
15 a la atmósfera. Por ejemplo, cada uno de los conductos independientes comprende una válvula unidireccional, orientada para impedir el paso de gas procedente del paciente de uno a otro de dichos conductos, situada curso abajo, respecto al sentido de suministro, de las válvulas cicladas. De
20 preferencia, las salidas de las segundas válvulas de escape, o válvulas de descarga, son aptas para conectarlas a las entradas de dispositivos medidores de caudal gaseoso, y también pueden comprender mecanismos resistivos graduables. De manera similar, los conductos independientes pueden estar
25 provistos, curso abajo respecto al sentido de suministro de las válvulas unidireccionales, de tomas derivadas al exterior para la conexión de aparatos medidores de presiones o para la extracción de muestras.

Evidentemente, los diversos dispositivos y válvulas del sistema pueden estar subordinados a un sistema de control programable para llevar a cabo una secuencia funcional predeterminada.

5 Los dibujos adjuntos muestran, a título de ejemplo no limitativo del alcance de la presente invención y en representaciones esquemáticas, una forma preferida de llevarla a la práctica.

En dichos dibujos: La figura única muestra, en es-
10 quema funcional, el sistema para la ventilación pulmonar selectiva de acuerdo con la invención, en una de sus posibles realizaciones.

El aparato representado forma, en su más amplia
acepción, un sistema de paso constituido por los dos conduc-
15 tos independientes -1- y -2- que relacionan la salida, in-
dicada en -3-, de un aparato respirador convencional, con
un órgano de conducción -4-, formado por dos conductos -5-
y -6- que son prolongación de los -1- y -2- anteriores, y
desarrollado de manera que puede ser conectado a las dos en-
20 tradas de un tubo tráqueo bronquial de doble luz. Así el
flujo gaseoso procedente del aparato respirador -1-, es de-
rivado en dos corrientes que llegan independientemente a
los dos pulmones; el sistema de paso comprende, asimismo de
acuerdo con la invención, medios diversos, que serán des-
25 critos a continuación y que permiten influir independiente-
mente sobre cada una de las corrientes para someter cada uno
de los pulmones a un conjunto particular y predeterminado
de condiciones de tratamiento. Los dos conductos -5- y -6-

pueden estar formados, evidentemente, por dos tubos correspondientes o por una sola pieza que los incorpora.

La salida -3- se bifurca mediante una conexión en Y cuyas ramas -7- y -8- forman el principio de cada uno de los conductos independientes -1- y -2-, y cada uno de estos
5 últimos está provisto de un juego idéntico de elementos funcionales, de forma que la descripción de uno de ellos será válida para ambos.

Considerado en el sentido del flujo gaseoso, cada uno de los conductos independientes comprende, por este orden: Un mecanismo resistivo graduable de referencia general -9-; un grupo suministrador de oxígeno -10-; dos válvulas es_piratorias -11- y -12-, distanciadas longitudinalmente en el conducto; una válvula unidireccional o de retención -13-,
15 intercalada en el conducto independiente entre las dos válvulas espiratorias, y un dispositivo -14- para la conexión de accesorios externos, tales como medidores de presión, toma de muestras, etcétera.

El mecanismo resistivo graduable -9- consta, fundamentalmente, de una caja metálica -15- y provista de dos
20 aberturas enfrentadas y comunicantes respectivamente con la salida de la rama -7- u -8- de la Y de bifurcación, y con la entrada del conducto -1- o -2-. La abertura de entrada forma asiento de válvula para un obturador -16- que es solicitado contra aquél por un resorte u otro dispositivo elástico -17-, asociado con medios convencionales para aplicarle una carga previa determinada, mediante un dispositivo de accionamiento exterior no representado. El ajuste relativo
25

de los dos dispositivos de resistencia variable de los dos conductos independientes -1- y -2-, permite variar de modo correspondiente las alimentaciones de ambos pulmones. Al efecto, en caso necesario, los mandos de estos dos dispositivos podrían estar conjugados con el fin de introducir en los mismos variaciones de carga complementarias a partir de un ajuste central de equilibrio.

El grupo suministrador de oxígeno -10- comprende una cámara -18-, provista de una entrada -19- que puede ser conectada mediante una conexión flexible, no representada, con una fuente usual de oxígeno a la presión de funcionamiento deseada. La cámara comunica con la entrada -20- al conducto individual correspondiente a través de una válvula de retención -21-, unidireccional en el sentido de paso del oxígeno y cuya función es, simplemente, evitar los retrocesos de gases, por lo que su carga elástica es ajustada de manera que la válvula se abra en respuesta a la mínima presión de oxígeno necesaria. La cámara -18- comprende, además, una abertura de descarga al exterior, normalmente cerrada por un obturador de membrana -22-, cargado por un resorte -23- de forma que actúa como una válvula de seguridad o aliviadero para evitar la creación de presiones no deseadas dentro del sistema de paso, a causa de una excesiva alimentación de oxígeno.

Cada una de las válvulas espiratorias -11- y -12- comprende una cámara -24-, provista de un conducto de descarga -25- y de una abertura de comunicación -26- con el conducto independiente -1- o -2-; esta abertura lleva enfren_

tado, preferiblemente por el lado exterior, un balón elástico e impermeable -27-, cuyo recinto interior se halla unido mediante una conducción -28- con un dispositivo, accionado sincrónicamente con el aparato respirador para mandarle intermitentemente un fluido a presión, de manera que estas válvulas formadas por los elementos -26- y -27- se mantienen cerradas durante las fases respiratorias de inspiración y se abren durante las espiraciones para evacuar al exterior los gases. Si bien el conducto de descarga -25- de la válvula espiratoria -11- comunica directamente con la atmósfera, en el caso de la válvula -12- la descarga se efectúa de manera controlada, por el hecho de tener previsto, este conducto -25-, un mecanismo resistivo variable -29-, idéntico al -9- descrito antes y que puede ser regulado para mantener una determinada presión positiva durante el funcionamiento. Este circuito también puede incluir aparatos convencionales de medición y control, tales como espirómetros y analizadores de uso corriente en estas técnicas de tratamiento.

Las válvulas unidireccionales o de retención -13- tienen exclusivamente la misión de permitir el paso de los caudales gaseosos hacia el sistema respiratorio del paciente y producir la descarga de las espiraciones a través de los medios de control últimamente descritos.

Los dispositivos de toma -14- pueden estar dotados de cualquier número adecuado de salidas -30-, las cuales serán obturadas por medios oportunos cuando no sean utilizadas y en las que se podrá conectar los dispositivos acceso-

rios necesarios en cada caso.

El aparato cuyo esquema se ha descrito no presenta ninguna complejidad para su construcción de acuerdo con cualquiera de las técnicas de mecánica médica, por ejemplo
5 mediante combinaciones adecuadas de materiales plásticos de distintas características, y piezas metálicas cuando la naturaleza de las mismas lo requiera.

El sistema descrito consigue de manera particularmente sencilla los objetivos indicados en la introducción,
10 aparte de solucionar algunos otros problemas no ejemplificados y bien conocidos por el experto.

Serán independientes del objeto de la presente invención los detalles accesorios y demás características constructivas no esenciales, empleados en la puesta en práctica de la misma, por quedar todo ello comprendido dentro
15 del alcance de las siguientes reivindicaciones.

R E I V I N D I C A C I O N E S

1. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, caracterizado esencialmente por el hecho de comprender un órgano de conducción con dos bocas terminales cuyas luces son acoplables a los orígenes de los bronquios principales derecho e izquierdo, cuyas bocas forman parte de sendos conductos independientes, bifurcados de un tubo único de conexión con el aparato impulsor, estando cada uno de dichos conductos independientes provisto de medios para la introducción regulada de gases o mezclas gaseosas adicionales, medios para la regulación volumétrica y de presión de la mezcla suministrada y medios para la descarga de los gases utilizados, a los fines de una distribución individualizada, en cuanto a volumen, presión y concentración de la mezcla a ambos pulmones.

2. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que los conductos independientes están formados por sendos pasos de un tubo tráqueo-bronquial de doble luz, o por dos tubos tráqueo-bronquiales separados.

3. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de comprender mecanismos resistivos graduables intercalados en los flujos de gases entre el tubo de conexión con el impulsor y los conductos independientes.

4. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva

tiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones 1 y 3, caracterizado por el hecho de comprender un mecanismo resistivo graduable en cada conducto independiente.

5 5. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones 1 y 3, caracterizado por el hecho de comprender un mecanismo resistivo graduable y conmutable a uno u otro de los conductos independientes.

10 6. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones 1 y 3 a 5, caracterizado por el hecho de que el mecanismo resistivo graduable está formado por una válvula unidireccional de cierre de conducto, cuya posición es regulada por un resorte de carga ajustable.

15 7. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que los medios para la introducción regulada de gases adicionales comprenden una válvula unidireccional en serie en el conducto de llegada de dicho gas adicional y una válvula derivada a la atmósfera, ambas de resistencias ajustables, de manera que permiten el paso de un flujo de gas adicional al sistema durante el tiempo comprendido entre dos impulsos del aparato impulsor, y la salida a la atmósfera durante dichos impulsos.

25 8. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que comprenden válvulas de escape derivadas en los conductos independientes entre los

medios suministradores de gases adicionales y el tubo tráqueo-bronquial, cicladas intermitentemente de manera que permiten la progresión de los gases hacia el paciente a su descarga a la atmósfera.

5 9. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones 1 y 8, caracterizado por el hecho de que cada uno de los conductos independientes comprende una válvula unidireccional, orientada para impedir el paso de gas procedente del
10 paciente de uno a otro de dichos conductos, situada curso abajo respecto al sentido de suministro, de las válvulas cicladas.

 10. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones
15 1, 8 y 9, caracterizado por el hecho de que cada uno de los conductos independientes comprende una segunda válvula de escape o de descarga, derivada y ciclada intermitentemente.

 11. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones
20 1, 8 y 10, caracterizado por el hecho de que las salidas de las segundas válvulas de escape, o válvulas de descarga, están unidas a las entradas de dispositivos medidores de caudal gaseoso.

 12. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones
25 1, 8 y 11, caracterizado por el hecho de que las salidas de los dispositivos medidores de caudal gaseoso, comprenden mecanismos resistivos graduables.

13. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según las reivindicaciones 1, 8 y 9, caracterizado por el hecho de que los conductos independientes comprenden, curso abajo, respecto al sentido de suministro de las válvulas unidireccionales, tomas derivadas al exterior para la conexión de aparatos medidores de presiones o para la extracción de muestras.

14. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor, según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de comprender medios de accionamiento de los diversos dispositivos y válvulas, subordinados a un sistema de control programable para llevar a cabo una secuencia funcional predeterminada.

15. Sistema para la ventilación pulmonar selectiva desde un aparato impulsor.

La presente memoria descriptiva consta de catorce hojas foliadas, escritas a máquina por una sola cara.

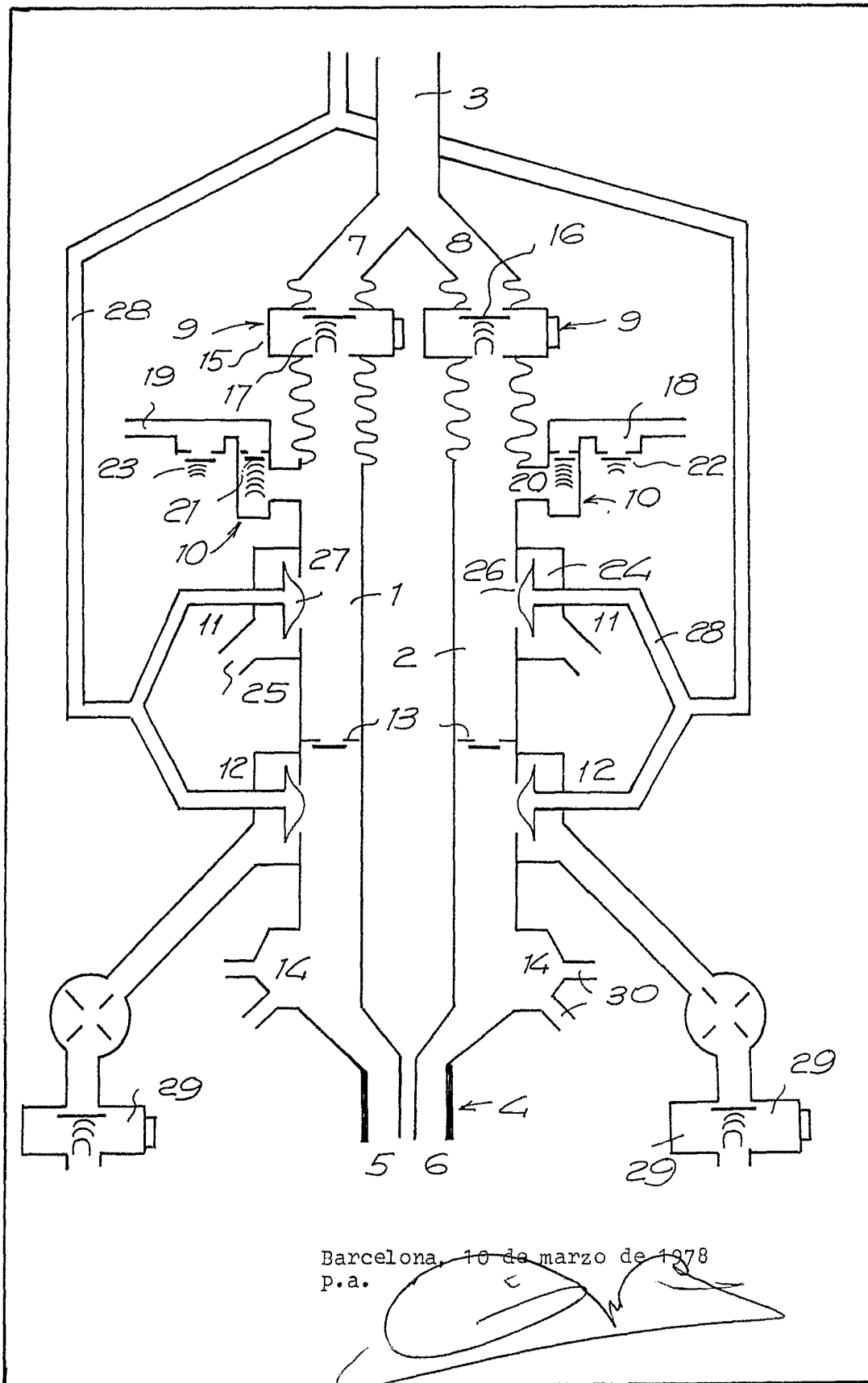
Barcelona, 10 de marzo de 1978

GRUPO DE BIOINGENIERÍA, S. A.

p.a.



28512/1



Barcelona, 10 de marzo de 1978
p.a.