



ESPAÑA

(19) E	(11) NUMERO	(10) A1
(21) 47704	(22) FECHA DE PRESENTACION	
	29 ABR. 1976	

PATENTE DE INVENCION

(30) PRIORIDADES:	(32) FECHA	(33) PAIS
(31) NUMERO		
7505099-7	30 Abril 1975	Suecia

(47) FECHA DE PUBLICIDAD	(51) CLASIFICACION INTERNACIONAL	(62) PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	A 61 M	- - -

(54) TITULO DE LA INVENCION

"Perfeccionamientos en los sistemas de respiración artificial"

22 FEB. 1977

(71) SOLICITANTE (S)

CANECO AB

GOVERNMENT

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

Höglidavägen 36, 180 10 Enebyberg, Suecia

(72) INVENTOR (ES)

Robert Muller

(73) TITULAR (ES)

(74) REPRESENTANTE

M. Curell Suñol

1584
EX-SW

**POOR
QUALITY**

P A T E N T E D E I N V E N C I O N

por VEINTE años

solicitada en España a favor de CAMECO AB, de nacionalidad sueca, domiciliada en Höglidsvägen 36, 180 10 Eashyberg, Suecia, por "Perfeccionamientos en los sistemas de respiración artificial", con prioridad de la solicitud sueca 7505099-7 de fecha 30 Abril 1975. - - - - -

MEMORIA DESCRIPTIVA

Esta invención se refiere a un sistema respirador que comprende una cámara de presión que está adaptada para ser sometida intermitentemente a la presión del aire atmosférico por medio de un generador de impulsos de presión y para ser aliviada de la presión bajo el control de un transisor de impulsos, respectivamente, siendo comprimida y expandida, respectivamente, en dicha cámara de presión, una vejiga de respiración que contiene gas respirable a presión substancialmente constante y un bloque valvular conectado a la vejiga de respiración para suministrar dicho gas respirable en el interior de la vejiga y para descargar dicho gas del interior de la vejiga a una válvula piloto a la que puede conectarse un paciente, respectivamente. - - - - -

Desde hace muchos años se conocen y se hallan en uso varios sistemas respiradores. Sin embargo, estos sistemas conocidos tienen ciertas desventajas, tales como la de requerir un espacio relativamente grande y por lo tanto la de no ser manejables cuando se trasladan. Además, los dispositivos disparados por el paciente incluidos en algunos de ellos, es decir los dispositivos para suministrar rápidamente gas respirable desde el respirador al paciente cuando el paciente presenta síntomas de empezar a respirar espontáneamente, requieren o bien un volumen de disparo demasiado grande o bien una presión negativa demasiado alta a fin de dar al paciente una asistencia respiratoria de forma suficientemente rápida. Por ello, los dispositivos conocidos disparados por el paciente tienen retrasos demasiado grandes. - - - - -

15. La presente invención tiene el objetivo de eliminar estas desventajas proporcionando un sistema respirador compacto, cuyo respirador puede ser utilizado ya sea conectado a conducciones permanentes de suministro de gas respirable o conectado a un tubo que contiene gas respirable, teniendo el respirador unas dimensiones tan pequeñas que en el último caso, por ejemplo, puede colocarse en una cama en la que se halla un paciente recién operado y entonces junto con el tubo de gas respirable puede transportarse con la cama y el paciente de esta última hacia un punto de supervisión, después de lo cual, cuando el paciente es transferido a una habitación de una división del hospital, el respirador puede ser conectado a una conducción permanente para suministrar el gas respirable. Además, la invención tiene el objetivo de proporcionar un siste-

- ma respirador con un dispositivo disparado por el paciente que es disparado a alta velocidad después de haber sido iniciado por una reacción espontánea muy débil de un paciente y que entonces hace que el paciente reciba inmediatamente ayuda respiratoria para suplementar esta reacción espontánea. La ayuda respiratoria de este tipo es extremadamente importante con respecto a pacientes que se rehabiliten, puesto que puede ser difícil suprimirles la ayuda respiratoria que les está dando el respirador. Por medio de un dispositivo disparado por el
5. paciente es posible permitir que el paciente tenga que realizar inicialmente sólo una pequeña porción del esfuerzo de respiración, después de lo cual esta porción puede aumentar progresivamente. Otro objetivo de la invención es proporcionar una válvula automática que, cuando el mencionado bloque valvular se introduce en la cámara de presión, suministra presión a una válvula de espiración, por lo que es posible evitar el peligro de que pueda crearse una presión que sea peligrosa para el paciente si el suministro de gas respirable a la vejiga de respiración resulta ser mayor de lo necesario. - - - - -
- 10.
- 15.
20. El sistema respirador del tipo mencionado a título de introducción está caracterizado porque el bloque valvular está conectado amoviblemente a la cámara de presión y comprende una válvula automática que interconecta la cámara de presión y dicha válvula piloto, incluyendo esta última una válvula de espiración y porque dicha válvula automática incluye un pasador forzado por resorte que permanece hundido cuando el
25. bloque valvular está conectado a la cámara de presión de modo que se mantenga abierto un canal de presión piloto, a través

- del cual se suministra aire atmosférico desde la cámara de presión a la válvula de espiración, siendo simultáneamente enviado con el gas respirable desde la vejiga de respiración al paciente, mientras que dicho pasador está extendido cuando el
5. bloque valvular es desconectado de la cámara de presión y en este caso mantiene dicho canal de presión piloto bajo presión desde el interior de la vejiga de respiración y permite simultáneamente que se suministre gas respirable al paciente por accionamiento manual de la vejiga de respiración. El sistema
10. respirador de la invención puede comprender ventajosamente una válvula disparada por el paciente con un diafragma que es extremadamente móvil y un transmisor térmico para accionar el transmisor de impulsos de presión substancialmente sin ningún retraso como resultado de una reacción espontánea de inhalación del paciente, de modo que la cámara de presión sea dis-
15. puesta inmediatamente bajo presión y por lo tanto por medio de su presión en la vejiga de respiración haga que se suministre gas de respiración a los pulmones del paciente. Además de la válvula de aspiración, la válvula disparada por el paciente
20. puede también estar incluida como porción de la válvula piloto. La válvula de espiración puede comprender adecuadamente una vejiga de válvula que cuando se somete a gas presurizado desde la cámara de presión o a gas respirable desde la vejiga de respiración es forzada contra un asiento de válvula de la válvula piloto y puede hallarse dispuesta una placa de presión
25. desplazable, forzada por resorte, en la vejiga de válvula para cooperar con la vejiga de válvula y dicho asiento de válvula, de tal manera que se mantenga una presión predetermina-

da en los pulmones del paciente después de realizada la espi
ración. Un conducto dispuesto en el generador de impulsos de
presión para suministrar aire atmosférico bajo presión rela-
tivamente elevada puede estar conectado a un inyector que,
5. por una parte, comunica con la cámara de presión y que, por
otra parte, comunica con la atmósfera ambiente a través de
aberturas de un bloque inyector, por lo que no puede sobrepa
sarse una presión máxima predeterminada de la cámara de pre-
sión. El alivio de la presión de la cámara de presión se rea-
10. liza entonces por medio de dichas aberturas. El diseño compac-
to del sistema respirador de la invención se logra principal-
mente como resultado de la partición longitudinal de la cáma-
ra de presión que tiene una sección transversal oval. - - -

La invención se describirá más específicamente a
15. continuación con referencia a los planos anexos, en los cua-
les la Figura 1 ilustra una vista de parte del sistema respi-
rador de la invención con los componentes que están conecta-
dos a mayor proximidad de la vejiga de respiración, la Figu-
ra 2 es una vista en sección de la cámara de presión del res-
pirador de la invención tomada a lo largo de la línea II-II
20. de la Figura 1, la Figura 3 es una vista ampliada de un blo-
que valvular incluido en el sistema respirador de la inven-
ción y que está conectado a la cámara de presión con su veji-
ga de respiración encerrada, en que una válvula automática de
presión piloto se ilustra en una de sus posiciones extremas,
25. la Figura 4 es una vista de la válvula automática según la Fi-
gura 3 en su otra posición extrema, la Figura 5 es una vista
longitudinal en sección de una válvula piloto incluida en el

sistema respirador de la invención, la Figura 6 ilustra esquemáticamente un generador de impulsos de presión según la invención y la Figura 7 es un esquema de circuito de la parte electrónica de disparo por parte del paciente, según la invención, que sirve de ejemplo. Siempre que ha sido posible se han utilizado los mismos números de referencia en las distintas figuras. - - - - -

La Figura 1 ilustra esquemáticamente un ejemplo del diseño de la porción de suministro de gas respirable al sistema respirador según la invención. En una caja externa 1 se hallan previstas, por una parte, una caja interna 2 que ventajosamente puede ser de sección transversal oval, como puede verse en la Figura 2, y que rodea a una vejiga 3 de respiración y, por otra parte, una unidad electrónica 4A, 4B que comprende un transmisor electrónico de impulsos 4A y un circuito 4B de disparo y finalmente un generador 5 de impulsos de presión. Estos componentes se describirán más específicamente a continuación. La vejiga 3 de respiración está fijada en la caja 1 por medio de un bloque valvular 6 que puede estar provisto de un manómetro 7 que indica la presión en la conducción 8 que se extiende desde el bloque valvular 6 a los pulmones del paciente y que se describirá más específicamente después.

Como puede verse en la Figura 3, que ilustra el bloque valvular 6 y la vejiga 3 de respiración en la caja interior 2 y con mayor detalle, puede suministrarse gas respirable, por ejemplo oxígeno o gas anestésico, a la vejiga 3 de respiración a través de una conducción 9 y puede introducirse en la vejiga

3 a través de una abertura 10 de una vaina alargada 11 formada de material elástico que trabaja a modo de una válvula de seguridad con respecto al gas respirable suministrado de modo que dicho gas pueda pasar a través de la abertura 10 pero que de impedido de ser devuelto desde la vaina 11 en la dirección opuesta y hacia la conducción 9 (a fin de simplificar los planos, la caja 1 y su contenido se han acertado en las Figuras 1 y 3, respectivamente). - - - - -

Desde la vaina 11, el gas respirable es enviado a través de un tubo 13 provisto de perforaciones 12 y hacia el espacio de entre este tubo 13 y la vejiga 3 misma. El gas respirable es suministrado continuamente y la vejiga 3 tendrá así siempre una presión interna que es substancialmente constante y a la que se le impide alcanzar un valor excesivamente alto por medio de una válvula limitadora de presión que incluye un diafragma monodireccional 14 que libera gas respirable a presión excesivamente alta a través de la tubería 15 de salida. Dicho diafragma 14 monodireccional puede ser accionado tanto si el suministro de gas respirable aumenta demasiado como si la presión de los pulmones del paciente aumenta demasiado, puesto que el gas respirable puede circular desde el interior del tubo 13 a través de las aberturas 16 cuando la presión del gas respirable del tubo 13 resulta tan grande que desplaza la placa 14 de válvula contra la acción de un resorte 17 de compresión, un extremo del cual coopera con dicha placa 14 y el otro extremo del cual coopera con una tuerca 18 guiada en una ranura longitudinal 19, en la que puede desplazarse un pasador 20 de guía. Los filetes de dicha tuerca 18 cooperan

con los filetes de un vástago roscado 21 que puede hacerse girar por medio de un mando 22 de modo que se tense el resorte 17 en mayor o menor grado. La referencia 23 corresponde a un anillo de bloqueo que está bloqueado por medio de un pasador 24 de bloqueo en una ranura anular 25. - - - - -

Antes de hablar con mayor detalle del bloque valvular 6 ilustrado en la Figura 3, se expondrá con mayor detalle el generador 5 de impulsos de presión ilustrado en la Figura 6. La referencia 4A corresponde a un transmisor de impulsos electrónicos de tipo convencional. Este transmisor de impulsos es ajustable de tal manera que entrega impulsos por conductores 26 a una válvula magnética 27 que está ilustrada esquemáticamente y que es de un tipo conocido en sí, teniendo dichos impulsos una frecuencia predeterminada correspondiente a la frecuencia pretendida de respiración del paciente. Se suministra aire a una presión relativamente alta a través de una conducción 28 de alimentación y a un regulador 29 de alta presión, cuya presión puede ajustarse por medio de un disco excéntrico 30 que está provisto de un órgano de mando (no ilustrado), provocando la rotación del disco excéntrico un cambio de la presión del aire de salida procedente del regulador 29 de alta presión. El aire emitido es enviado por una parte a través de una conducción 31 hacia una unidad inyectora 32 y, por otra parte, a través de una conducción 33 a un regulador 34 de baja presión. El aire a baja presión es suministrado desde el regulador 34 de baja presión a través de una conducción 35 y hacia el interior de la electroválvula 27 y este aire suministrado es bloqueado cuando la placa 36 de válvula de la válvula magnética

tica es retenida en la posición ilustrada en los planos por medio de la acción de un resorte 38. - - - - -

Sin embargo, cuando la válvula magnética 27 es accionada por recibir un impulso del transmisor 4A de impulsos a través de los conductores 26, la placa magnética 36 será desplazada hacia la izquierda bajo la guía de su vástago 37 como resultado de la influencia del impulso sobre una bobina magnética 38'. Entonces quedará expuesta la abertura de la conducción 35 enfrentada a la placa magnética 36 por lo que fluirá aire a una presión relativamente baja hacia la cámara 39 de la válvula magnética y seguirá a través de la conducción 40 hacia el lado inferior de un diafragma 41 con rodillo controlado por resorte que es así forzado hacia arriba. Una válvula 42 de aguja fijada al diafragma 41 de rodillo es por ello levantada lo que significa que el aire a alta presión suministrado al conducto 31 circula más allá de la punta 43 de la válvula de aguja y hacia abajo a través de una tobera inyectora primaria 44 y de una tobera inyectora secundaria 45, respectivamente, transportando por ello aire atmosférico a través de las aberturas 32A y hacia el espacio de entre la mencionada caja interior 2 y la vejiga 3 de respiración, es decir hacia la cámara 46 de presión. Cada vez que tenga lugar un impulso en el transmisor 4A de impulsos electrónicos, la cámara 46 de presión se presurizará, siendo al mismo tiempo comprimida la vejiga 3 de respiración. Cuando después de ello cesa el impulso, la presión de la cámara 46 de presión se aliviará inmediatamente, con lo que la placa magnética 36 vuelve a su posición inicial y bloquea el conducto 35, lo que provoca una re-

ducción de la presión en la cámara 39 como resultado de una circulación de fluido por el canal 39' que estaba bloqueado por la placa magnética 36 cuando esta última estaba posicionada en su posición accionada. Cuando cesa la presión de los inyectores hacia la cámara 46 de presión, la presión positiva de dicha cámara de presión será enviada hacia la atmósfera a través de la tobera inyectora secundaria 75 y de las aberturas 32A. - - - - -

Volviendo ahora a la Figura 3, resulta obvio que cuando la vejiga 3 de respiración está comprimida de la manera descrita anteriormente el gas respirable que está situado en el interior de la vejiga 3 será forzado hacia la vaina 13 a través de las perforaciones 12 y accionará, por una parte, el mencionado diafragma monodireccional 14 y, por otra parte, la válvula 47 de control que es accionada por un resorte 48. Este resorte 48 está ajustado de tal manera que la placa 47 de válvula se abrirá normalmente cuando la vejiga 3 esté comprimida, siendo enviado el aire respirable desde el interior de la vejiga, por la válvula 47 de control (a través de aberturas 49 del asiento de la válvula) y al paciente a través de una conducción 50. - - - - -

La conducción 50 está conectada a la tubería 51 de la Figura 5 y el gas respirable es entonces enviado en la dirección de la cabeza de la flecha en la tubería 51 y además, en la dirección de la flecha de la tubería 52, hacia los pulmones del paciente. - - - - -

- La válvula de control ilustrada en la Figura 5 y designada de manera general con 53 tiene el objetivo de asegurar entre otras cosas que el aire respirable suministrado al paciente le alcanza realmente y no se fuga a través de la tubería 54. Por otra parte el aire de espiración del paciente puede tener pleno acceso a la tubería 54 cuando debe realizarse la espiración. Este control del aire se realiza por medio de una válvula 55 de espiración que trabaja de la manera que se describirá ahora. - - - - -
- 5.
10. Cuando el bloque valvular 6 está dispuesto en la posición ilustrada en la Figura 3 y la vejiga 3 de respiración está comprimida por medio de una presión aplicada en la cámara 46 será forzado aire desde la cámara 46 en la dirección indicada por la flecha 56 a través de un espacio entre un pasador 58 y una de las paredes 59 que rodean la cámara 46 de presión. Este aire es enviado además a través del canal 60 y a través de un tubo 61. El tubo 61 puede verse en la Figura 5 y el aire suministrado circulará así hacia una cámara 62 de la Figura 5. La cámara 62 está provista de un vástago 63 que tiene una porción roscada 64 que coopera con una porción roscada 65 de la pared circundante. Como resultado de esta cooperación a rosca, la rotación del órgano 66 de mando hace posible desplazar una placa 67 de válvula hacia y desde, respectivamente, una vejiga 68 compuesta de un material apropiado, por ejemplo caucho siliconado. El aire que circula a través del tubo 61 es ahora enviado hacia la vejiga 68 a través de una ranura 64A y fuerza así a la vejiga 68 contra el asiento 69. Haciendo girar el órgano 66 de mando es entonces posible
- 15.
- 20.
- 25.

- ajustar la posición de la placa 67 de modo que se controle la posibilidad de que la vejiga 68 sea forzada alejándola del asiento 69 de válvula en la fase de espiración. Esto significa que es posible controlar el trabajo que el paciente debe realizar cuando está en la fase de espiración. El objetivo de ello es que en los pulmones se mantenga una presión de espiración final predeterminada. Alrededor del vástago en el que está dispuesta la placa 67 de válvula se halla también posicionado un resorte 70 de compresión cuyo objetivo es transportar la placa 67 hacia la izquierda cuando es hecho girar el órgano 66 de mando en una dirección predeterminada y asegurar que la placa 67 no puede ser nunca forzada rígidamente contra la vejiga 68 cuando esta última coopera con el asiento 69 puesto que ello podría tener consecuencias fatales para el paciente. Así, el paciente debe ser capaz de forzar la vejiga 68 y la placa 67 separándolas, contra la acción del resorte 70, por medio del aire de espiración. - - - - -
- 5.
- 10.
- 15.

- En la descripción de la válvula automática 71 de la Figura 3 dada anteriormente, no se ha mencionado el resorte ilustrado en 72. El objetivo de este resorte es cooperar con el componente 94. La Figura 3 ilustra el bloque valvular 6 introducido en la caja externa 1 (compárese con la Figura 1) y por ello el pasador 57 está hundido. Así, en este caso, toda la actividad de bombeo hacia los pulmones del paciente realizará automáticamente bajo el accionamiento del aire comprimido que se introduce en la cámara 46 de presión. Sin embargo, puede ser deseable bombear manualmente el aire para hacer posible detectar así la reacción de los pulmones del paciente.
- 20.
- 25.

- Ello puede realizarse haciendo girar y sacando el bloque valvular 6 de la caja externa 1. El acoplamiento entre estas unidades puede realizarse adecuadamente por medio de un acoplamiento de bayoneta de tipo apropiado. Cuando el bloque valvular 6 y la caja externa 1 del respirador se han separado, la válvula automática 71 se ajustará en la posición ilustrada en la Figura 4. El pasador 57 habrá sido entonces forzado hacia la derecha por medio del resorte 72, lo que hace que una ranura anular 73 forme una conexión entre el interior de la vejiga 3 de respiración y las aberturas 49 de detrás de la válvula 47 de control. Accionando la vejiga de respiración desde el exterior y manualmente (la presión del gas respirable de la vejiga de respiración es substancialmente constante, como se ha mencionado anteriormente) será entonces posible bombear manualmente aire hacia los pulmones del paciente a través de la tubería 50. También en este caso se suministra una presión piloto a la válvula piloto según la Figura 5 a través del conducto 61, puesto que la ranura anular 73 comunica con el canal 60 y por lo tanto con el tubo 61. Sin embargo, debe notarse que en este caso la presión piloto se derivará del interior de la vejiga 3 de respiración. - - - - -
- 5.
- 10.
- 15.
- 20.

- La válvula piloto de la Figura 5 contiene además una importante parte operativa, a saber la válvula disparadora 74 que, sin embargo, también puede estar separada con respecto a la válvula piloto. La válvula disparadora 74 comprende una válvula monodireccional con un delgado diafragma 75, por ejemplo de caucho siliconado, el cual diafragma puede ser accionado si el paciente presenta tendencia a respirar espon-
- 25.

- táneamente, lo que puede ser observado como una débil aspiración hacia el paciente en la tubería 52. El diafragma 75 tiene un vástago central 79' que le retiene en un tabique 77 pero dicha débil aspiración puede sin embargo ser suficientemente fuerte para que la periferia del diafragma 75 se desplace saliendo de su cooperación con el tabique 77, por lo que quedarán expuestas o abiertas las aberturas 76 hacia la cámara interior 78 de la válvula 74. En uno de sus extremos la pared de alrededor de la cámara 78 está rodeada por un resorte giratorio 79 que está provisto de una hendidura periférica 80 cuya posición puede ajustarse en oposición a un número mayor o menor de orificios 81 de la pared de la cámara. Cuando el paciente respira y la periferia del diafragma 75 es desplazada del tabique 77, se aspirará aire a través de las aberturas 76 hacia la tubería 52; la magnitud de esta circulación de aire, aunque es bastante pequeña, puede ser ajustada por medio del giro del anillo 79 de modo que queden situadas en oposición a la hendidura periférica 80 un número mayor o menor de aberturas 81. Cuando la hendidura 80 está totalmente abierta, el paciente quedará totalmente expuesto a la atmósfera ambiente. - - - - -
- 5.
- 10.
- 15.
- 20.

- Situado en la cámara 78 se halla un transmisor térmico 82, que es extraordinariamente sensible a los cambios de temperatura y que es accionado inmediatamente si ese produce una circulación de aire a través de la cámara de la manera anteriormente mencionada. Este accionamiento significa que el transmisor térmico 82 entrega a sus conductores 83 y 84 un impulso al circuito disparador 4B de la Figura 6. Este circuito
- 25.

disparador liberará a su vez un impulso a la válvula magnética 27 con el mismo efecto que tiene un impulso procedente del transmisor 4A de impulsos, es decir que se logra una rápida reacción puesto que la vejiga 3 de respiración es comprimida por la acción del aire comprimido introducido en la cámara 46.

5. El circuito disparador 4B, que se ilustra esquemáticamente como un bloque en la Figura 6, se ilustra con mayor detalle en la Figura 7. Como puede verse en la Figura 7, los conductores 83 y 84 del transmisor térmico están conectados al lado izquierdo del circuito. El circuito contiene cierto número de resistencias R_1-R_5 , para proporcionar las tensiones de trabajo apropiadas y además un condensador electrolítico C_1 y un amplificador 85, un comparador 86 y un transistor 87. La referencia 27 corresponde a la misma válvula magnética que la ilustrada en la Figura 6. Se señala que el circuito ilustrado en la Figura 6 sólo es un ejemplo de los circuitos electrónicos que pueden utilizarse según la invención. - - - - -

10. La invención no está limitada a la realización descrita anteriormente e ilustrada en los planos y dicha realización es simplemente un ejemplo de la invención y de su utilización. - - - - -

N O T A

20. Se declaran de novedad y propiedad para España, sus territorios y plazas de soberanía, las siguientes: - - -

REIVINDICACIONES

- 1.- Perfeccionamientos en los sistemas de respiración artificial, del tipo que comprende una cámara (46) de presión que está adaptada para ser sometida intermitentemente a la presión del aire atmosférico por medio de un generador (5) de impulsos de presión y para ser aliviada de la presión bajo el control de un transmisor (4A, 4B) de impulsos, respectivamente, siendo comprimida y expandida, respectivamente, siendo comprimida y expandida, respectivamente, en dicha cámara (46) de presión, una vejiga (3) de respiración que contiene gas respirable a presión substancialmente constante, y un bloque valvular (6) conectado a dicha vejiga (3) de respiración para suministrar dicho gas respirable en el interior de dicha vejiga (3) y para descargar dicho gas del interior de la vejiga (3) a una válvula piloto (53) a la que puede conectarse un paciente, respectivamente, caracterizados porque el bloque valvular (6) está conectado anoviblemente a la cámara (46) de presión y comprende una válvula automática (71) que conecta la cámara (46) de presión a dicha válvula piloto (53), incluyendo esta última una válvula (55) de espiración, y porque dicha válvula automática (71) incluye un pasador (57) forzado por resorte que permanece hundido cuando el bloque valvular (6) está conectado a la cámara (46) de presión de modo que se mantenga abierto un canal (61) de presión piloto, a través del cual se suministra aire atmosférico desde la cámara (46) de presión a la válvula (55) de espiración, simultáneamente con el envío de gas respirable desde la vejiga (3) de respiración al paciente, mientras que dicho pasador (57) queda exten-
- 5.
- 10.
- 15.
- 20.
- 25.

5. dido cuando el bloque valvular (6) está desconectado de la cámara (46) de presión y en este caso mantiene dicho canal (61) de presión piloto bajo presión desde el interior de la vejiga (3) de respiración y permite simultáneamente que se suministre gas respirable al paciente por accionamiento manual de la vejiga (3) de respiración. - - - - -

10. 2.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1, caracterizados porque el sistema comprende una válvula (74) disparada por el paciente con un diafragma (75) extremadamente móvil y un transmisor térmico (82) para accionar el generador (5) de impulsos de presión substancialmente sin retraso como resultado de una reacción espontánea de inhalación del paciente de modo que la cámara (46) de presión sea dispuesta inmediatamente bajo presión y por lo tanto, por medio de su presión en la vejiga (3) de respiración, haga que se suministre gas respirable a los pulmones del paciente. - - - - -

20. 3.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 1 y 2, caracterizados porque además de la válvula (55) de espiración la válvula (74) disparada por el paciente está también incluida como porción de la válvula piloto (53). - - - - -

25. 4.- Perfeccionamientos según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, caracterizados porque la válvula (55) de espiración comprende una vejiga (68) de válvula que, cuando se somete a gas comprimido procedente de la cámara (46) de presión o a gas respirable procedente de la vejiga (3) de respiración, coopera con un asiento (69) de válvula de la válvula pi

loto (53) y porque hay dispuesta en la vejiga (68) de válvula una placa (67) de presión desplazable y forzada por resorte que coopera con la vejiga (68) de válvula y dicho asiento (69) de válvula de tal manera que se mantenga en los pulmones del paciente una presión predeterminada después de realizada la espiración. - - - - -

5.- Perfeccionamientos según cualquiera de las rei vindicaciones 1-4, caracterizados porque un conducto (31) del generador (5) de impulsos de presión para suministrar aire at mosférico bajo presión relativamente elevada está conectado a un inyector (32) que, por una parte, comunica con la cámara (46) de presión y, por otra parte, comunica con la atmósfera ambiente a través de aberturas (32A) de un bloque (32) de in yectores de modo que no pueda sobrepasarse una presión máxima predeterminada en la cámara (46) de presión. - - - - -

6.- Perfeccionamientos según la reivindicación 5, caracterizados porque la cámara (46) de presión es aliviada de la presión por medio de dichas aberturas (32A). - - - - -

7.- Perfeccionamientos según cualquiera de las rei vindicaciones 1-6, caracterizados porque la pared limitadora de la cámara (46) de presión tiene sección transversal oval en la dirección longitudinal de la cámara de presión. - - -

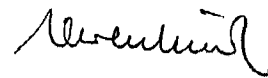
8.- "PERFECCIONAMIENTOS EN LOS SISTEMAS DE RESPI RACION ARTIFICIAL". - - - - -

25. Todo ello conforme se describe y reivindica en la

presente memoria que consta de diecinueve hojas foliadas y ne
canografiadas por una sola de sus caras y de tres láminas de
dibujos que la ilustran.

BARCELONA, 29 ABR. 1976

P. A. M. CURELL SUÑOL



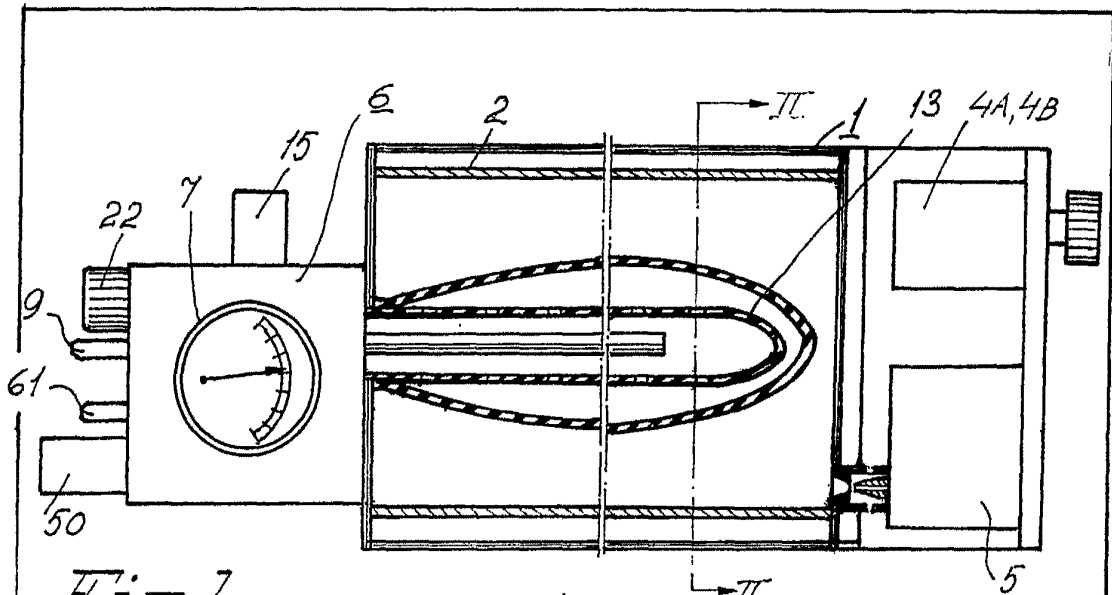


Fig. 1

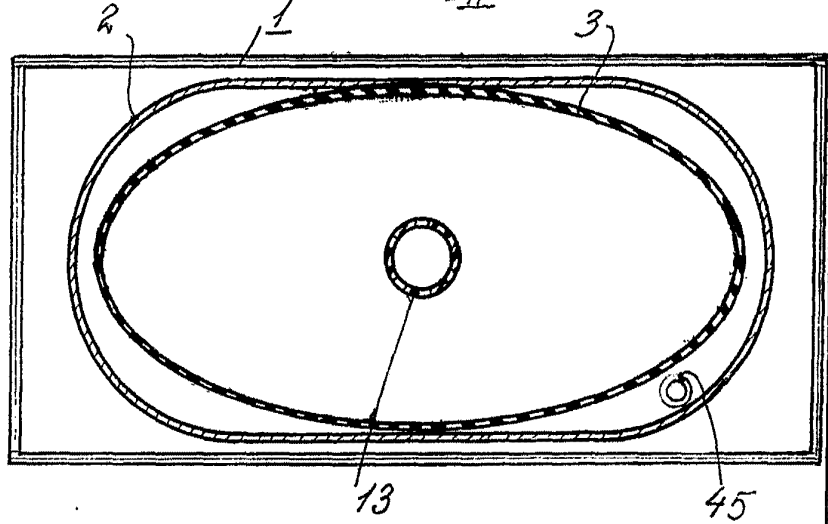


Fig. 2

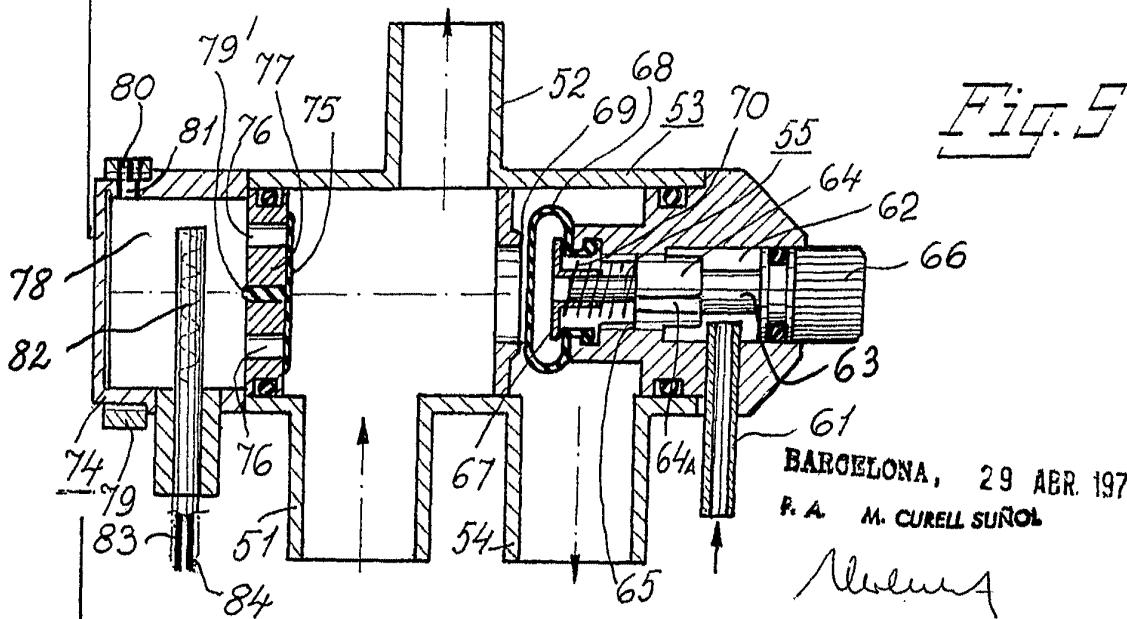


Fig. 5

BARCELONA, 29 ABR. 1976
P. A. M. CURELL SUÑOL

M. Curell Suñol

