

MINISTERIO DE INDUSTRIA  
REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



ESPAÑA

(19) ES	(11) NUMERO 456.756	(10) A 1
	(21) FECHA DE PRESENTACION 11-3-77	

**PATENTE DE INVENCION**

(30) PRIORIDADES: (31) NUMERO 76/07.945	(32) FECHA 19-3-76	(33) PAIS Francia
---	-----------------------	----------------------

(47) FECHA DE PUBLICIDAD	(51) CLASIFICACION INTERNACIONAL A61H 31/00, A61M 16/00	(62) PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
--------------------------	--	--

(64) TITULO DE LA INVENCION

"PERFECCIONAMIENTOS INTRODUCIDOS EN UN RESPIRADOR-GENERADOR PARA INSUFLAR GAS EN UN PACIENTE"

(71) SOLICITANTE (S1)

L'AIR LIQUIDE, SOCIETE ANONYME POUR L'ETUDE ET L'EXPLOITATION DES PROCEDES GEORGES CLAUDE

Serie: 2243-A.L.-LZ/LR  
Code: 300

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

75, Quai d'Orsay, 75007 PARIS, Francia

(72) INVENTOR (ES)

Jean-Pierre Monnier

(73) TITULAR (ES)

(74) REPRESENTANTE

D. ALBERTO DE ELZABURU MARQUEZ (P.- 65.220)

1 El presente invento tiene por objeto un respirador-generador, que comprende un circuito paciente de donde parte una rama de insuflación unida, a través de una válvula de insuflación, a un generador de gas comprimido y por un circuito de conexión a un depósito que forma acu-  
5 mulador, y una rama de espiración que desemboca en el exterior a través de una válvula de espiración, determinando la apertura y el cierre alternos de estas válvulas una sucesión de fases de insuflación y de espiración, comenzando la fase de insuflación por la apertura de la válvula de insuflación, estando entonces cerrada la válvula de espiración, y comenzado la fase de espiración por la apertura de la válvula de espiración,  
10 estando cerrada entonces la válvula de insuflación.

Tal respirador está destinado, en particular, a la ventilación de un enfermo, y es utilizable en socorrismo, a domicilio, en medio hospitalario, etc.

15 Existen actualmente numerosos respiradores en el mercado, unos, en los cuales un generador de gas insufla inmediatamente al paciente un gas comprimido, otros, llamados también generadores mixtos, en los cuales esta insuflación de gas se hace mecánicamente por medio de un depósito que forma acumulador.

20 El respirador según el invento pertenece a esta familia de los respiradores-generadores mixtos.

Una de las ventajas del respirador según el invento, es que su potencia es función de las resistencias encontradas en el circuito paciente (tubo, válvula, vía aérea, bronquios, etc.), lo que permite  
25 una adaptación sin lastimar al paciente y garantiza una gran flexibilidad y una buena fiabilidad. Como se verá después, el aparato según el invento constituye en cierto modo un integrador automático que tiene en cuenta los diversos parámetros de funcionamiento.

El invento se refiere a un respirador-generador de acumulador, que permite, por una parte, la indicación de la ventilación por  
30

1 minuto, a pesar del corte de los ciclos inspiratorio y espiratorio y, por  
otra parte, la utilización de compresores de poca potencia, es decir, ca  
paces de asegurar el caudal de ventilación y no el caudal instantáneo,  
mucho más importantes.

5 De hecho, el presente invento tiene por objeto un respira  
dor-generador que comprende, en la rama de insuflación, primeros medios  
para que, durante la parte final de la fase de insuflación, la presión  
en el acumulador permanezca inferior a la presión en el circuito paciente.

Es preciso, naturalmente, que durante esta parte final de  
10 la fase de insuflación, las regulaciones paramétricas sean compatibles  
con las características pulmonares del paciente (y su frecuencia, volu-  
men, relación del tiempo respiratorio al tiempo espiratorio  $\frac{I}{E}$ , etc.).

Según un modo de realización, este respirador-generador  
comprende segundos medios para asegurar el cierre y la apertura de las  
15 válvulas de espiración y de insuflación y para asegurar el cierre de la  
válvula de insuflación antes del final de la fase de insuflación, fase  
durante la cual la válvula de espiración está cerrada, lo que se traduce  
en la estabilización de la presión en el circuito paciente durante la  
parte final de dicha fase de insuflación.

20 El presente invento tiene, además, por objeto, un respi-  
rador, en el cual el circuito de conexión del acumulador a la rama de in-  
suflación, está formado por dos brazos dispuestos en paralelo, provocan-  
do uno de estos brazos una pérdida de carga de un valor por lo menos  
igual a la presión máxima de insuflación en el sentido rama de insufla-  
25 ción-acumulador, y estando provisto el otro brazo de una válvula antirre-  
torno que impide la circulación del gas en el sentido de insuflación-acu-  
mulador.

Según otro modo de realización, el invento tiene por obje-  
to un respirador cuya rama de insuflación comprende un dispositivo de Ven-  
30 turi cuyo inyector está unido al generador de gas comprimido, mientras

1 que el circuito de conexión del acumulador desemboca en el convergente  
del Venturi.

Según todavía otro modo de realización, el invento tiene  
por objeto un respirador cuya rama de insuflación comprende un dispositi  
5 vo de Venturi cuyo inyector está unido al generador de gas comprimido,  
cuyo convergente está unido al acumulador por una rama que comprende una  
válvula de retorno y cuyo divergente está unido al acumulador por una ra  
ma que dá lugar a una pérdida de carga por lo menos igual a la presión  
máxima de insuflación durante la fase inspiratoria, y nula durante la fa  
10 se espiratoria.

El invento resaltaré mejor, por lo demás, de la descrip  
ción siguiente, dada únicamente a título de ejemplo, con referencia a  
los dibujos anejos, en los cuales:

La figura 1 es una representación esquemática de un res-  
15 pirador-generador perteneciente al estado de la técnica.

La figura 2 es un diagrama que muestra la evolución de las  
presiones en el circuito paciente (trazos en guiones) y en el acumulador  
(trazo continuo) durante las fases de insuflación y de expiración, duran  
te el funcionamiento del respirador de la figura 1.

20 Las figuras 3 y 4 son vistas, respectivamente, análogas a  
las figuras 1 y 2, y se refieren a una forma de realización del respira  
dor según el invento.

Las figuras 5 y 6 son también vistas análogas a las figu-  
ras 3 y 4 y se refieren a otra variante de realización del respirador se  
25 gún el invento.

La figura 7 muestra otro modo del funcionamiento del res-  
pirador de la figura 5.

La figura 8 es una representación más detallada del respi  
rador de la figura 5.

30 La figura 9 se refiere a otra variante de realización del

1 respirador según el invento; lo mismo ocurre con la figura 10.

La figura 1 ilustra un respirador de un tipo en sí conocido. Este respirador comprende un circuito paciente 10 que comprende una rama de insuflación 11 y una rama de espiración 12, la primera unida  
5 a una fuente de gas comprimido o generador (no representado) y que comprende al menos un caudalómetro 13 y un medio de regulación del caudal 14, y la segunda que desemboca hacia el exterior. Dos válvulas 15 y 16, respectivamente, del tipo "todo o nada", están dispuestas sobre las ramas 11 y 12. Están adaptadas, cada una, para adoptar dos estados de  
10 apertura o de cierre, en los cuales, respectivamente, dejan abiertas las canalizaciones sobre las que están dispuestas, o las obturan completamente. Las válvulas que son, por ejemplo, electroválvulas, están asociadas a un dispositivo de mando 17 adaptado para asegurar el cierre y la  
15 apertura de estas válvulas según un programa determinado que comprende una alternancia de fase de insuflación y de espiración, siendo la duración de estas fases y su frecuencia, regulables.

El respirador según la figura 1, que representa el estado de la técnica, comprende, además, un acumulador 20 unido por un circuito de conexión 21 a la rama de insuflación 11, entre la válvula 15 y  
20 el generador. Este acumulador es un fuelle neumático 22 equipado con un órgano de recuperación elástico 23 que puede ser un resorte o cualquier otro medio elástico que tiende a comprimir este fuelle; puede consistir en un volumen rígido, que tiene sensiblemente las mismas características que las de este fuelle, o incluso un balón de materia elástica.

25 El respirador de la figura 1 funciona de la manera que es quematiza el diagrama de la figura 2. Al comienzo de la fase de insuflación, la válvula de insuflación 15 está abierta y la válvula de espiración 16 cerrada; al final de esta fase, es decir, al comienzo de la fase de espiración, es la válvula de espiración 16 que se abre y la  
30 válvula de insuflación 15 la que se cierra.

1 El diagrama de la figura 2 muestra en función del tiempo (t) las variaciones de la presión (II) en el circuito paciente (trazo en guiones) y en el acumulador (trazo continuo) durante las fases de insuflación I y de espiración E.

5 El régimen se supone estabilizado. Al comienzo de la fase de insuflación (o de inspiración), es decir, cuando la válvula de insuflación 15 se abre y la válvula de espiración 16 se cierra, la presión en el acumulador 20 está al valor P; la presión en el circuito paciente 10 está al valor p, que, gracias a un dispositivo no representado, puede ser positivo, nulo o incluso negativo. En el ejemplo representado, este valor p es positivo. El acumulador 20 se vacía hacia el paciente y su caudal se suma al que procede del caudalómetro 13. Cuando las presiones en el circuito paciente y en el acumulador son iguales ( $p_1$ ), el caudal procedente del caudalómetro se divide entre el circuito paciente 15 y el acumulador, que aumenta de presión, con el mismo valor que en el circuito paciente, hasta el valor ( $p_2$ ), al final de la fase de insuflación. En este momento, la válvula de insuflación se cierra, la válvula espiratoria se abre. El paciente espira entonces el aire contenido en sus pulmones y la presión en el circuito paciente cae progresivamente a 20 p, mientras que la del acumulador continúa aumentando hasta el valor P.

Se ve que, en este diagrama, la presión en el acumulador es siempre superior o igual a la presión en el circuito paciente y, también, que al final de fase espiratoria, el circuito paciente es puesto bruscamente al valor P, que puede ser elevado, del el orden de 100 mbar- 25 res. Se produce entonces un fenómeno de golpe de ariete que es muy desagradable para el paciente y puede, incluso, ser intolerable.

El invento se refiere a un modo de funcionamiento que permite especialmente suprimir este golpe de ariete y proporciona respiradores que permiten este modo de funcionamiento.

30 En la forma de realización de la figura 3, el respirador-

1 -generador según el invento es, a grandes rasgos, análogo al de la figura 1, y los elementos similares están designados aquí por las mismas referencias.

5 En esta forma de realización, el circuito de conexión 21 del fuelle 22 a la rama de insuflación 11 comprende dos brazos 25 y 26. El brazo 26 comprende un dispositivo de pérdida de carga 27, dispuesto para actuar en el sentido circuito (o rama de insuflación) hacia el acumulador y para crear una pérdida de carga importante, al menos igual a la presión máxima de insuflación, del orden de 80 mbares aproximadamente, mientras que el brazo 25 está provisto de una válvula antirretorno 10 28, que impide la circulación del gas en el sentido rama insuflación-acumulador.

Igualmente, una válvula antirretorno 18 está dispuesta sobre la rama de espiración 12 y se opone a entradas de aire.

15 La figura 4, análoga a la figura 2, ilustra el modo de funcionamiento del dispositivo según la figura 3.

El régimen se supone igualmente estabilizado. Al comienzo de fase de insuflación, la presión en el acumulador está al valor P y la presión en el circuito creciente al valor p. Cuando el ciclo comienza, como en el caso precedente, el acumulador se vacía en el circuito 20 paciente y su caudal se suma al que procede del caudalómetro.

Pero, a diferencia de este caso precedente, cuando la presión en el acumulador 20 llega a ser igual a la presión en el circuito paciente (valor  $p_1$ ), el caudalómetro alimenta únicamente el circuito paciente que continúa aumentando de presión, mientras que la presión en el acumulador permanece al valor  $p_1$ . Es solamente al final de la fase de insuflación, cuando la válvula 15 de insuflación se cierra y la válvula de espiración 16 se abre, cuando el paciente espira el aire que contiene su capacidad pulmonar. La presión en el circuito paciente cae entonces progresivamente a p y, en el acumulador, la presión aumenta hasta el va-

25

30

1 lor P.

5 Se observará que, en la parte final de la fase de insuflación, después del establecimiento de la presión común  $p_1$ , la presión en el acumulador permanece estabilizada a este valor inferior a la presión en el circuito paciente.

10 En otra forma de realización del respirador según el invento, ilustrada en la figura 5, en la cual el acumulador 20, que es todavía un fuelle, está unido a la rama de insuflación 11 por un circuito doble análogo al descrito anteriormente, se ha omitido representar la rama de espiración.

15 Para mejorar el funcionamiento, el acumulador 20 desemboca en el convergente 30 de un dispositivo de Venturi 31 cuyo inyector 32 es alimentado por el gas procedente del acudalómetro 13. Como se ve en la figura 6, es posible así desplazar las coordenadas de la presión en el acumulador, permaneciendo ésta, a partir del momento en que el valor  $p_1$  es alcanzada, inferior a la presión en el circuito paciente, y pudiendo ser inferior, en un momento de ciclo, a la presión atmosférica, lo que puede hacer necesaria la incorporación de un resorte compensador 24 al fuelle 22 (figura 5).

20 La figura, 6, análoga a la figura 2 y a la figura 4, ilustra el modo de funcionamiento del dispositivo según la figura 5. Al comienzo de la fase de insuflación, la presión en el acumulador está al valor P y la presión en el circuito paciente al valor p. A diferencia del caso de la figura 2, la parte de aspiración del Venturi provoca una caída de la presión que reina en el acumulador.

25 Sin embargo, si la depresión creada por el dispositivo de Venturi es suficiente, puede ser posible, por el contrario, suprimir el órgano de recuperación 23.

30 En las formas de realización precedentes, si el aumento del valor del acumulador es, por ejemplo, de  $2^a$ , para un aumento de pre-

1 sión de 100 mbares, es posible sustituir este acumulador por un volumen  
rígido de capacidad mucho más importante, que tiene sensiblemente la mis  
ma característica volumen-presión. Así, un volumen rígido que tiene  
una capacidad de 20° de agua verá aumentar su presión en aproximadamen-  
5 te 100 mbares, si se genera un volumen gaseoso de 2°. Tal variante es  
interesante, cuando las dimensiones del aparato no son limitadas, como  
es el caso para los respiradores llamados de "larga duración" utiliza-  
dos en los hospitales.

La figura 7 ilustra, por medio de un diagrama análogo a  
10 los de las figuras 2 y 4, un modo de funcionamiento del dispositivo se-  
gún el invento.

Como anteriormente, se supone el régimen estabilizado.  
Al comienzo de la fase de insuflación, la válvula de insuflación 15 es-  
tá abierta y la válvula de espiración 16 está cerrada. La presión en  
15 el acumulador 20 tiene el valor P y en el circuito paciente el valor p.  
En el curso de la fase de insuflación, la presión en el acumulador dis-  
minuye hasta un valor inferior, por ejemplo, a la presión ambiente, mien-  
tras que la presión en el circuito paciente alcanza el valor  $p_1$ . En  
este momento, la válvula de insuflación 15 se cierra, estando la válvu-  
20 la 16 de espiración siempre cerrada. La presión en el circuito pacien-  
te permanece entonces prácticamente estabilizada al valor  $p_1$  durante la  
última parte de la fase de insuflación. Se distinguen así dos partes  
en la fase de insuflación, en lo que concierne al circuito paciente, una  
fase activa inicial caracterizada por un aumento de la presión de p a  $p_1$ ,  
25 y una fase pasiva final llamada "fase plana", durante la cual la presión  
permanece sensiblemente igual a  $p_1$ , aunque de hecho disminuye ligeramen-  
te, debido a los cambios que tienen lugar al nivel de los pulmones.  
Después, al comienzo de la fase de espiración, la válvula 16 se abre y  
la presión en el circuito paciente vuelve a caer a p, mientras que la  
30 presión en el acumulador aumenta al valor P.

1 En este diagrama de la figura 7, se observa que también aquí el valor de la presión en el acumulador es inferior, en la mayor parte del ciclo, a la presión en el circuito paciente.

5 La figura 8 ilustra una forma de realización del respirador análoga a la de la figura 5, en la cual las electroválvulas 15 y 16 han sido sustituidas por las válvulas neumáticas 15' y 16', mandadas, a su vez, por electroválvulas 115 y 116.

10 El aire ambiente es comprimido por un compresor 41 accionado por un motor 40, lo que permite realizar un grupo móvil. Se ha representado en 42 un manómetro destinado a indicar la presión en el circuito paciente.

15 En la conducción 85, en 81, está representada una llave para todo o nada, para la puesta en servicio de un nebulizador 82. Una electroválvula 83 puede ser abierta durante la fase inspiratoria ( y por lo tanto permitir la nebulización) y cerrada durante la fase espiratoria. Llegado el caso, la electroválvula 83 puede comprender una rama 87 destinada a unir durante la fase de espiración la conducción 85 al brazo 25 entre la válvula antirretorno 28 y el acumulador 20. En 20 84 está representada una conducción de alimentación de oxígeno puro o de aire enriquecido en oxígeno, que desemboca en la parte de aspiración del Venturi y destinada, en caso de necesidad, a enriquecer en oxígeno el aire inspirado por el paciente, comprendiendo la conducción 84 una válvula para todo o nada 86.

25 La figura 9 se refiere a una variante de realización del respirador según el invento, en el cual la rama de insuflación 11 comprende un dispositivo de Venturi 30 en que:

- el inyector 32 está unido al generador de gas comprimido,

30 - el convergente 30 está unido al acumulador por la rama 25 que comprende la válvula antirretorno 28,

1 - el divergente 33 está unido al acumulador 20 por la rama 26 que comprende una parte de carga al menos igual a la presión máxima de insuflación durante la fase inspiratoria, y nula durante la fase espiratoria.

5 La electroválvula 15 es una electroválvula de tres vías que, durante la fase inspiratoria, une el inyector 32 a la conducción 11 y que, durante la fase espiratoria, une el inyector 32 a la conducción 26.

10 La figura 10 es una representación detallada del respirador de la figura 9, que comprende, además de los elementos ya citados, en el conducto 11 del paciente, un filtro bacteriológico 201, una válvula de aire adicional 202, un humidecedor de cascada 203 y un nebulizador de todo o nada 82. El bloque de mando electrónico está representado en 17.

15 De hecho, los aparatos de las figuras 3, 5, 8 y 9 tienen en común el hecho de que el acumulador 20 desempeña la misión de integrador mecánico automático. En efecto, durante la fase inspiratoria el efecto de bombeo del Venturi 30 no es suficientemente eficaz para vaciar el acumulador 20, es decir, si entra más gas durante la fase espiratoria del que sale durante la fase inspiratoria, el volumen de gas contenido en el acumulador 20 aumentará, y por vía de consecuencia, la presión aumentará igualmente. El acumulador 20 almacena entonces energía. En régimen estabilizado, gracias a esta energía almacenada y al efecto de bombeo del Venturi, sale del acumulador 20 durante la fase inspiratoria la misma cantidad de gas que ha entrado durante la fase espiratoria precedente.

Este nivel de energía del acumulador 20 es función esencialmente:

30 - de las resistencias encontradas en el sistema respiratorio paciente (su misión pulmonar);

- 1
- de la ventilación por minuto;
  - de la frecuencia respiratoria (ciclos/minuto);
  - de la relación del tiempo inspiratorio al tiempo espiratorio  $\frac{I}{E}$ ;

- 5
- de las condiciones de funcionamiento del respirador:

- pérdida de carga en los diferentes elementos, especialmente en las válvulas, obturadores y circuitos,

- característica de aspiración del Venturi.

10

Naturalmente, el invento no está limitado a los modos de realización descritos y representados; es susceptible de numerosas variantes, accesibles al especialista, según las aplicaciones consideradas y sin apartarse para esto del espíritu del invento.

15

20

25

30

030278

1

REIVINDICACIONES

5

Los puntos de invención propia y nueva que se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Patente de Invención en España, por VEINTE años, son los que se recogen en las reivindicaciones siguientes:

10

1ª.- Perfeccionamientos introducidos en un respirador-generador para insuflar gas en un paciente, que comprende un circuito paciente de donde parte una rama de insuflación unida, a través de una válvula de insuflación, a un generador de gas comprimido y, por un circuito de conexión, a un depósito que forma acumulador, y una rama de espiración que desemboca al exterior a través de una válvula de espiración, determinando la apertura y el cierre alternos de estas válvulas una sucesión de fases de insuflación y de espiración, comenzando la fase de insuflación por la apertura de la válvula de insuflación, estando entonces la válvula de espiración cerrada, y comenzando la fase de espiración por la apertura de la válvula de espiración, estando entonces la válvula de insuflación cerrada, caracterizados porque se prevén en la rama de insuflación primeros medios para que, durante la parte final de la fase de insuflación, la presión en el acumulador siga siendo inferior a la presión en el circuito paciente.

15

20

25

30

2ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1ª, caracterizados porque el respirador-generador comprende además segundos medios para asegurar el cierre y la aper

1 tura de las válvulas de espiración y de insuflación y para  
asegurar el cierre de la válvula de insuflación antes del  
final de la fase de insuflación, fase durante la cual la  
válvula de espiración está cerrada.

5 3ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones  
1ª ó 2ª, caracterizados porque los primeros medios citados  
están constituidos por un circuito de conexión del acumula-  
dor a las rama de insuflación formada por dos brazos dis-  
puestos en paralelo, provocando uno de estos brazos una  
10 pérdida de carga de un valor al menos igual a la presión  
máxima de insuflación, en el sentido rama de insuflación-  
-acumulador y estando provisto el otro brazo de una válvu-  
la antirretorno que impide la circulación del gas en el sen-  
tido rama de insuflación-acumulador.

15 4ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación  
3ª, caracterizados porque la rama de insuflación comprende  
un dispositivo de Venturi cuyo inyector está unido al ge-  
nerador de gas comprimido, mientras que el circuito de cone-  
xión del acumulador desemboca en el convergente del Ventu-  
20 ri.

25 5ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones  
3ª ó 4ª, caracterizados porque la rama de insuflación com-  
prende un dispositivo de Venturi cuyo inyector está unido  
al generador de gas comprimido, cuyo convergente está uni-  
do al acumulador por una rama que comprende una válvula anti-  
rretorno y cuyo divergente está unido al acumulador por  
una rama que dá lugar a una pérdida de carga al menos igual  
a la presión máxima de insuflación durante la fase inspira-  
toria, y nula durante la fase espiratoria.

30 6ª.- Perfeccionamientos según una cualquiera de

1 las reivindicaciones 1ª a 5ª, caracterizados porque el acumulador es un fuelle provisto de un órgano de recuperación elástico que tiende a comprimir dicho fuelle.

5 7ª.- Perfeccionamientos según una cualquiera de las reivindicaciones 1ª a 5ª, caracterizados porque el acumulador es un balón de materia elástica.

8ª.- Perfeccionamientos según una cualquiera de las reivindicaciones 1ª a 5ª, caracterizados porque el acumulador es un volumen rígido.

10 9ª.- Perfeccionamientos según una cualquiera de las reivindicaciones 1ª a 8ª, caracterizados porque las válvulas de espiración y de insuflación son válvulas neumáticas mandadas por electroválvulas.

15 10ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 4ª, 6ª y 9ª, caracterizados porque el respirador-generador comprende una segunda rama de insuflación unida a una fuente de oxígeno y al dispositivo de Venturi a través de una válvula de todo o nada, y un nebulizador unido a la primera rama de insuflación por una válvula que une dicho nebulizador al generador de gas comprimido durante la fase de insuflación.

11ª.- Perfeccionamientos introducidos en un respirador-generador para insuflar gas en un paciente.

25 Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede, representado en los dibujos que se acompañan y para los fines que se han especificado.

Esta Memoria consta de DIECISEIS hojas escritas

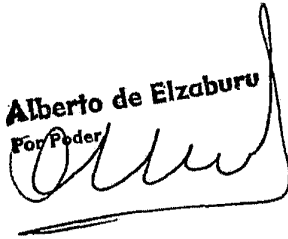
1 a máquina por una sola cara.

Madrid, 08.FEB.1978

P.A.

5

**Alberto de Elzaburu**  
Por Poder



10

15

20

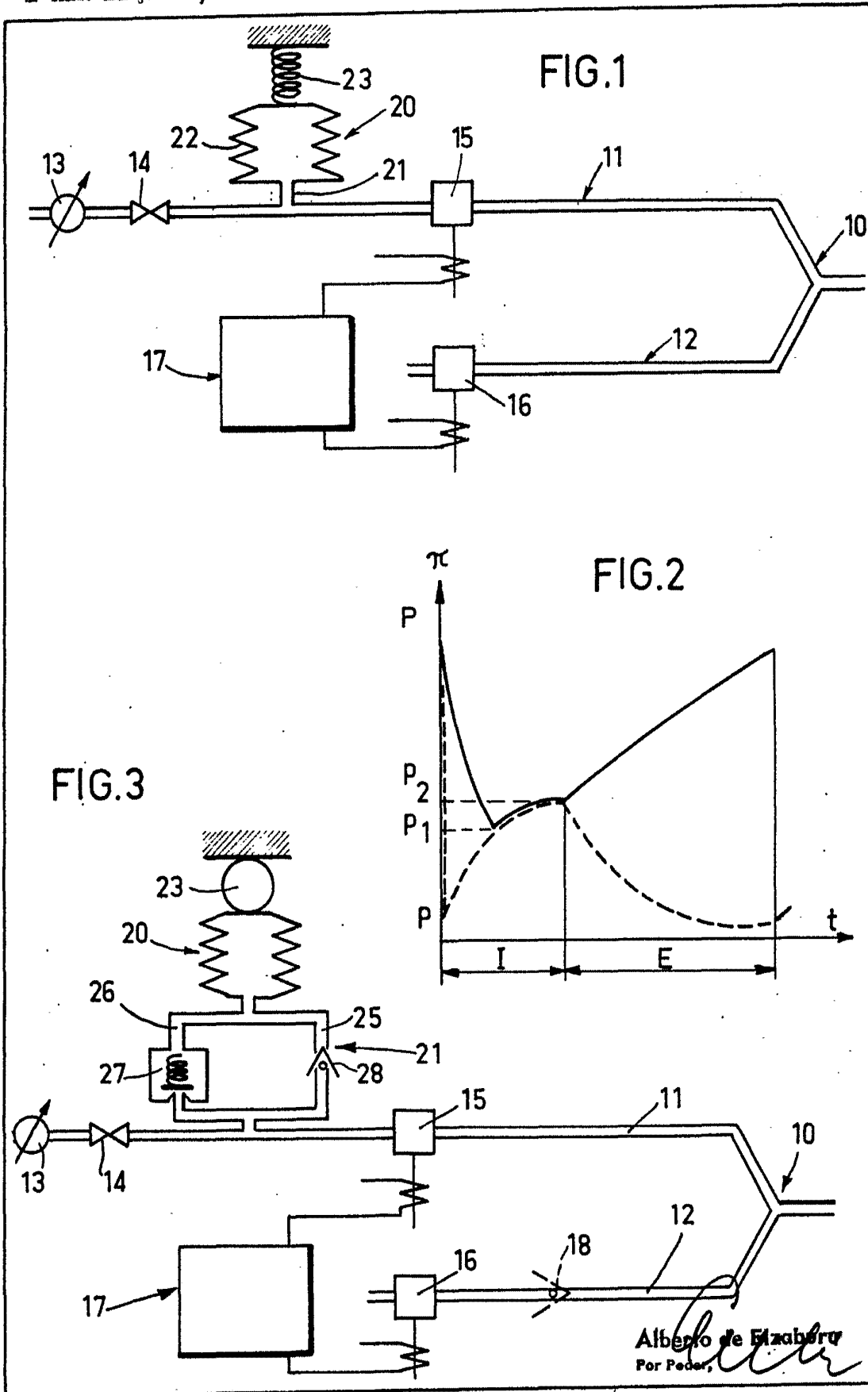
25

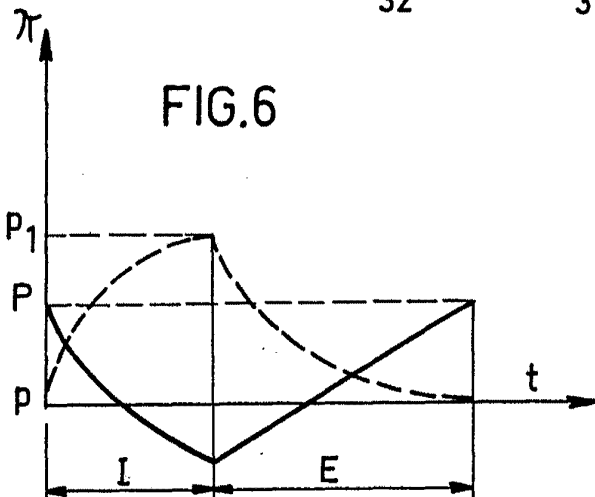
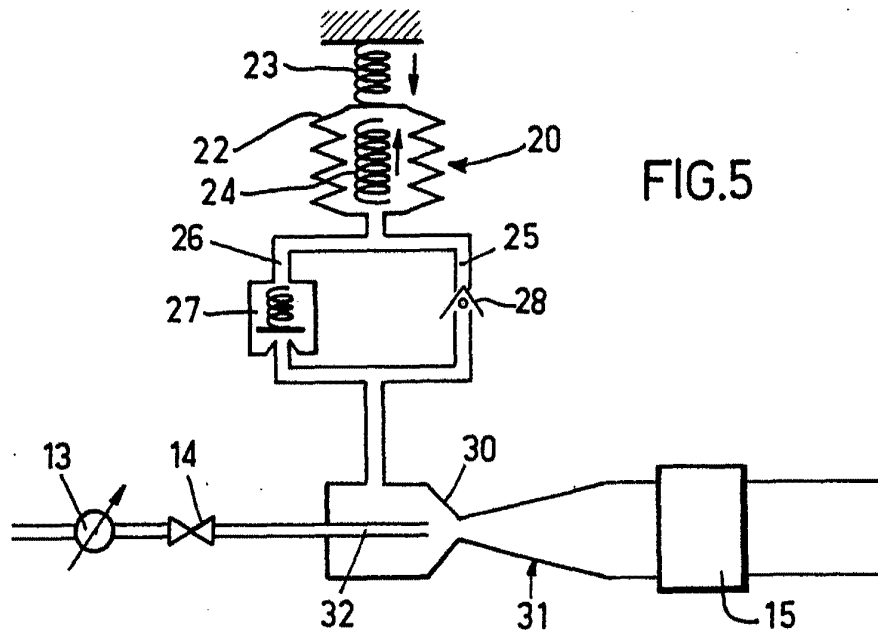
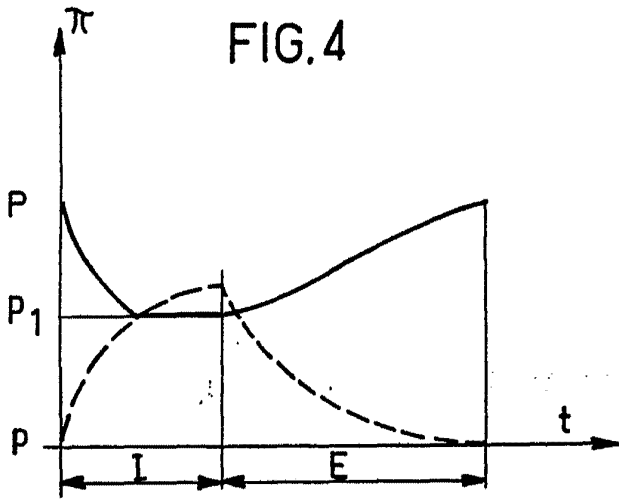
30

030278

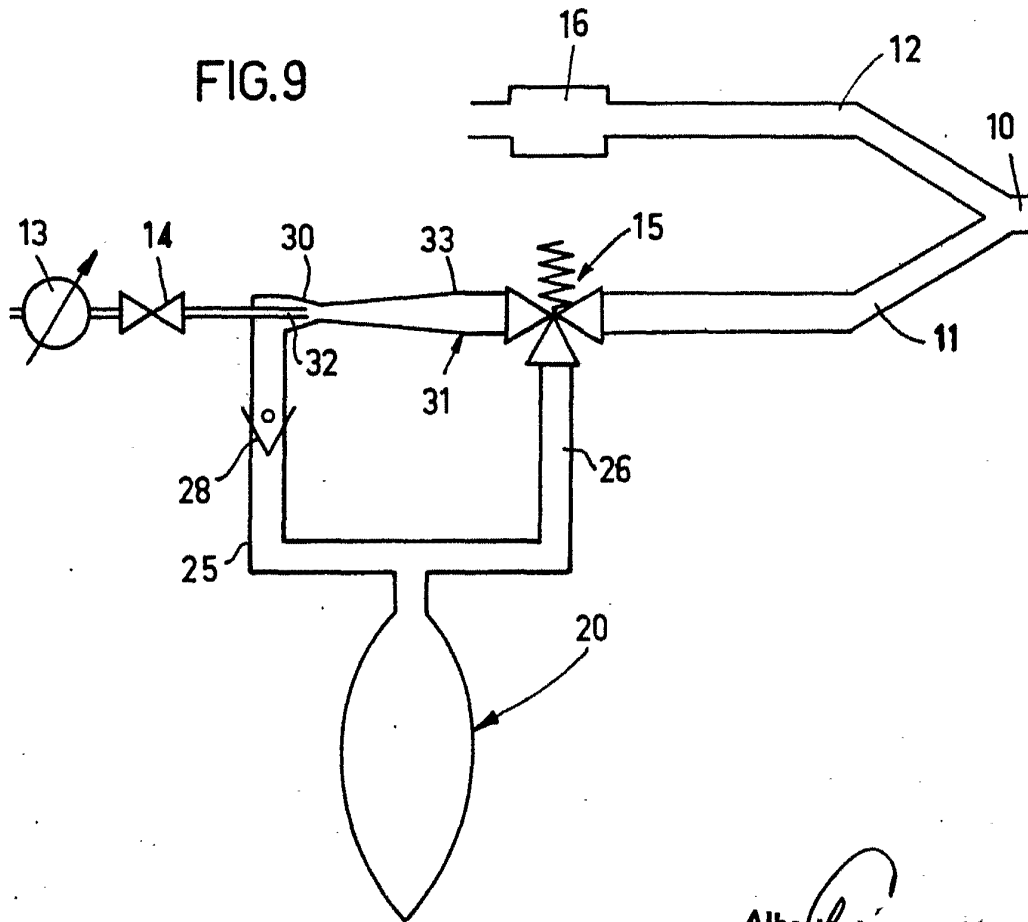
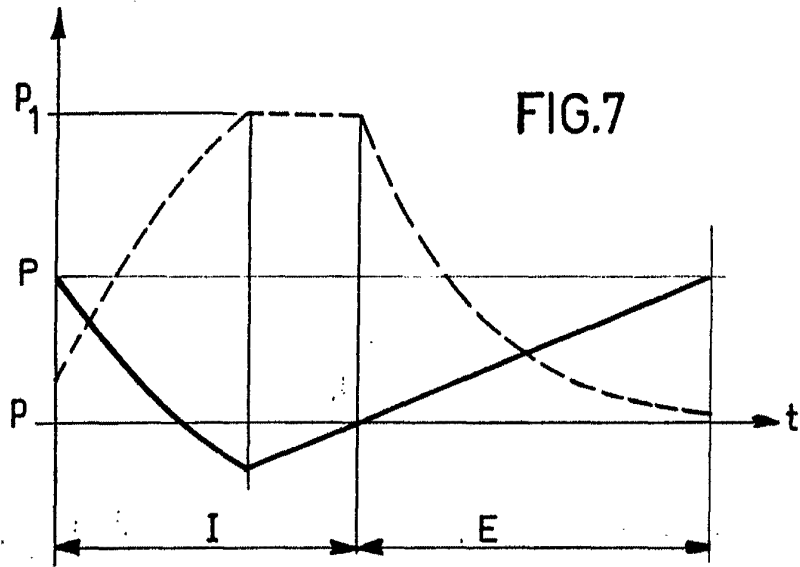
VAL







Alberto de Elzabury  
Por Poder



Alberto de Izaburu  
Por Pedro

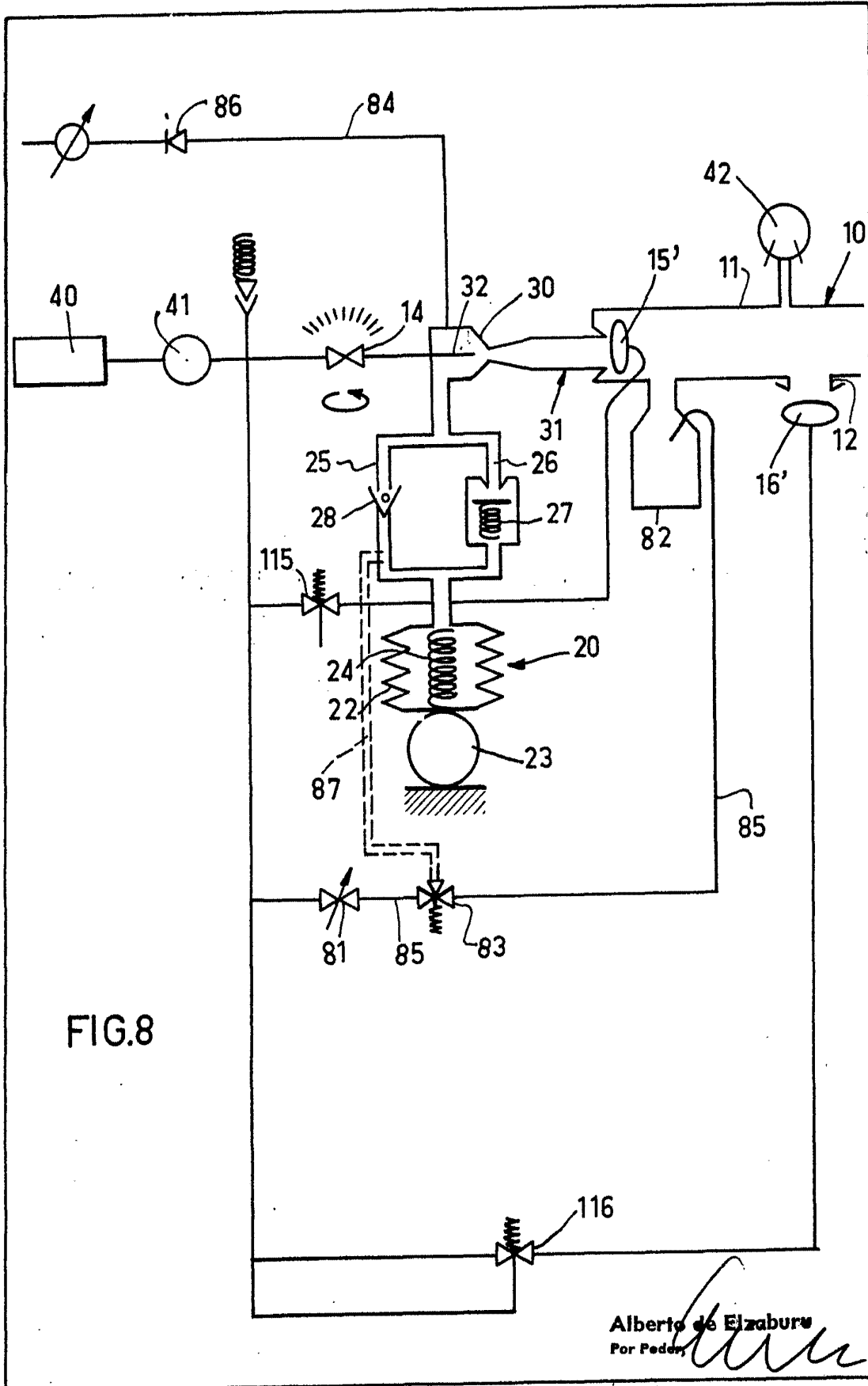


FIG.8

Alberto de Elzaburu  
Por Feder

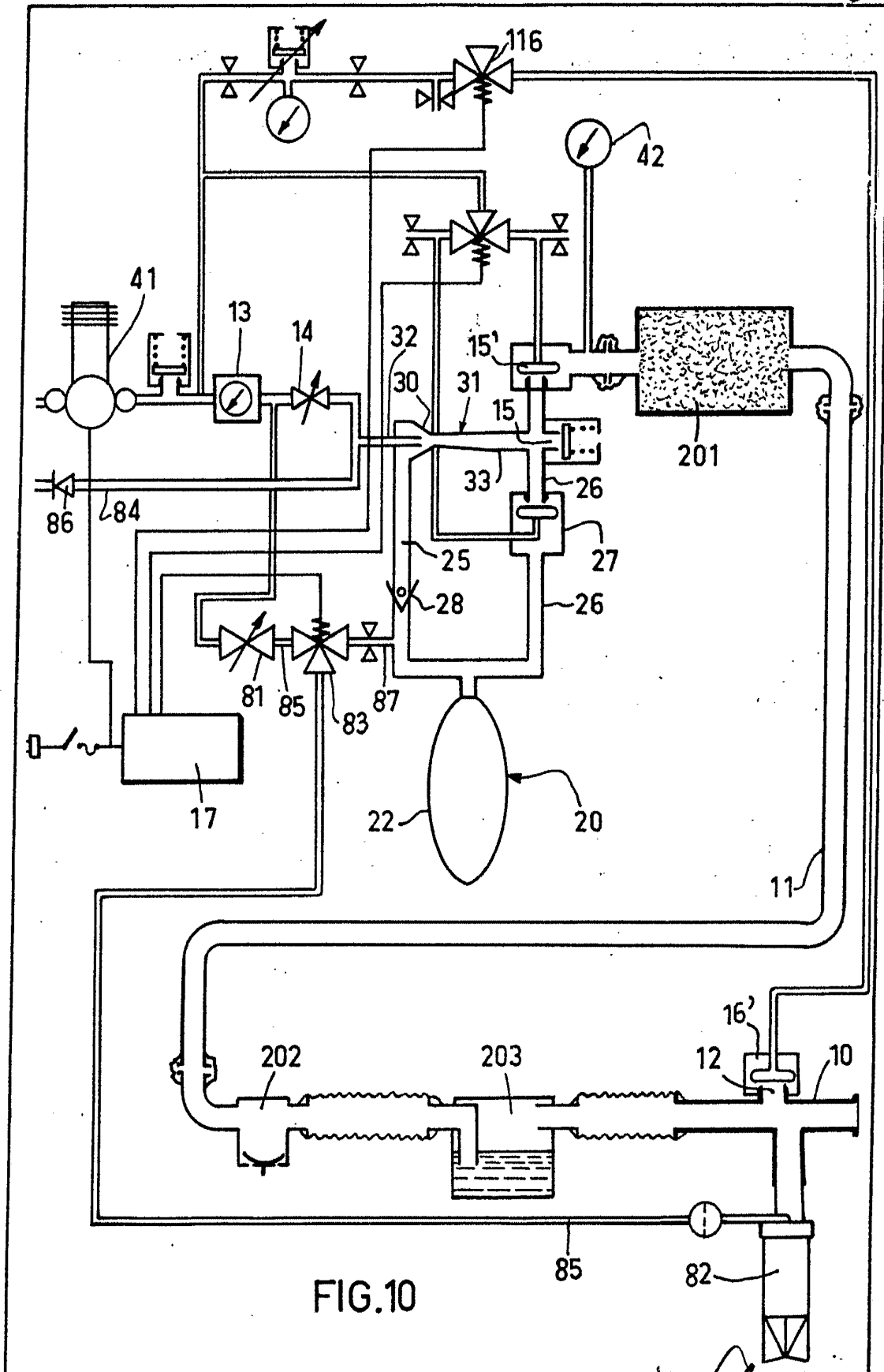


FIG.10

Alberto de Elmagura  
Por Poder,