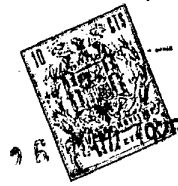


430505



PATENTE DE INVENCION

Case 682-6585

3700/LU/MST.

AG19

Memoria Descriptiva

sobre:

PERFECCIONAMIENTOS EN APARATOS DE RESPIRACION
ARTIFICIAL.

=====

Solicitante: SANDOZ, A.G., entidad suiza, residente en Basilea,
Suiza.

=====

La presente invención se refiere
a un aparato de respiración artificial perfecciona-
do que comprende el uso de circuiteria de regula-
ción neumática para el funcionamiento del aparato
de respiración artificial en una pluralidad de



modos deseados según los cuales se ayuda a la respiración del paciente, se controla completamente o se somete a una combinación de operación de ayuda/control según parámetros predefinidos.

5 El aparato de respiración artificial del invento utiliza una fuente de gas comprimido para hacer funcionar la circuitería fluídica que, a su vez, controla a una fuente de gas suministrado a un paciente. Durante el ciclo inspiratorio el aire se expelle de un aparato de fuelle y se
10 suministra a través de una válvula de salida a un tubo flexible de respiración del paciente.

El fuelle está rodeado por un volumen confinado y se evacua suministrando oxígeno a dicho volumen confinado, haciendo de este modo que el fuelle se abata. Un
15 peso se coloca en el extremo inferior libre del fuelle, por lo que al soltarse presión del oxígeno en el volumen confinado que rodea al fuelle, este último quedará automáticamente expuesto a la influencia del peso, obligando por lo tanto al oxígeno a salir del volumen confinado y pasar a través de
20 una válvula mezcladora, donde el oxígeno se ventila a la atmósfera o se mezcla con un abastecimiento de aire atmosférico y entonces se inyecta en el fuelle dilatado para emplearse en el ciclo sucesivo siguiente de inhalación. Una válvula de admisión acopla la válvula mezcladora al volumen confinado que
25 rodea al fuelle, y las válvulas de admisión y salida del aparato de fuelle funcionan alternativamente durante los ciclos de exhalación e inhalación, respectivamente, por medio de un circuito lógico que tiene su entrada acoplada a una salida de un basculador maestro que, a su vez, se controla en una
30 entrada por una señal de temporizador de exhalación y una



señal de activación automática del paciente, y se controla en su otro lado de entrada por una señal de temporizador de inspiración, una señal de circuito excitador de limitación de presión, y una señal de limitación de volumen acoplada - desde el aparato de fuelle.

5

El aparato de respiración artificial está previsto de tres modos diferentes de funcionamiento que se puede elegir por medio de un conmutador neumático de accionamiento manual. En primer lugar, en un modo de AYUDA el conmutador selector se conecta para activar el circuito activador del paciente que, junto con el circuito limitador de presión, responde a la presión del aire, en la línea de referencia del paciente, con lo que el basculador maestro conmuta estados para regular los ciclos de exhalación y respiración del aparato de fuelle de acuerdo con las necesidades de respiración del paciente. O sea, cuando la presión del aire en la línea de referencia del paciente se reduce a un nivel bajo indicativo del final de un ciclo inspiratorio, dicha presión de bajo nivel es detectada por el circuito activador del paciente que activa entonces el basculador maestro para indicar el ciclo inspiratorio del aparato de fuelle. Entonces, durante el modo de AYUDA el circuito limitador de presión proporciona una señal activadora al basculador maestro para finalizar el ciclo inspiratorio si la presión en la línea de referencia del paciente excede un valor predeterminado, mientras que el dispositivo detector de limitación de volumen en el aparato de fuelle proporciona también una señal activadora al basculador maestro para finalizar el ciclo inspiratorio después que una cantidad máxima predeterminada de aire ha dicho abastecida al paciente desde el aparato de fue-

10

15

20

25

30



lle, o un dispositivo temporizador fluídico proporciona una señal activadora que alimenta al basculador maestro para finalizar el ciclo inspiratorio después de un periodo de tiempo predeterminado. Por lo tanto, la primera de las señales de presión, volumen o tiempo que alcance su valor máximo predeterminado es la señal que activa el basculador para dar por terminado el ciclo de inspiración, y la orden procedente del circuito activador del paciente de por terminado el ciclo de exhalación.

10 Cuando el conmutador de modos de funcionamiento, de accionamiento manual, se coloca para elegir un modo de CONTROL, el temporizador de exhalación se activa y el circuito activador del paciente se desactiva, con lo que el basculador maestro se controla en una entrada por la salida del temporizador de exhalación, mientras que se controla en su otra entrada por el circuito limitador de presión, el temporizador de inspiración y el detector limitador de volumen. Por consiguiente, en el modo de CONTROL, el ciclo de exhalación se cronometra automáticamente así como el ciclo de inspiración, pero este último termina también prematuramente con respecto a la salida del temporizador de inspiración si la señal de limitación de presión o la señal de limitación de volumen alcanza sus valores máximos predeterminados.

25 El fuelle para abastecer aire al paciente tiene un volumen ajustable determinado por una placa móvil situada para controlar la expansión del fuelle y que contribuye también a definir el volumen confinado que rodea al fuelle.

30 Durante el ciclo de inspiración, el basculador maestro controla una válvula de potencia que abastece



oxígeno a presión al volumen confinado produciendo, de este modo, la contracción del fuelle. Entonces, al soltarse la presión en el volumen confinado, el fuelle comienza a dilatarse bajo la fuerza de un peso llevado por el mismo y el oxígeno se ve forzado a salir del volumen confinado y pasar a través de la válvula de admisión que se activa a un estado abierto por el circuito lógico.

Una válvula mezcladora que recibe el oxígeno de la válvula de admisión es ajustable para conducir una cantidad regulada del oxígeno a través del fuelle junto con un suministro parcial de aire atmosférico filtrado. El aire atmosférico se recibe a presión atmosférica y es aspirado en el interior del fuelle debido al vacío causado por su dilatación. No obstante, el oxígeno se suministra a presión como resultado de su expulsión forzada desde el volumen confinado, por lo que la válvula mezcladora permite que el contenido de oxígeno del gas suministrado al fuelle varíe entre 21 y 100%.

Cada uno de los dispositivos temporizadores comprende un fuelle alojado dentro de una cámara que tiene un orificio de entrada para recibir oxígeno a una presión predeterminada y producir una contracción cronometrada del fuelle. Un eje tiene un extremo fijo al extremo móvil del fuelle, mientras que el extremo opuesto del eje cierra un orificio de ventilación en un detector de contrapresión que se acopla a la entrada del basculador maestro por lo tanto, un par de entradas opuestas al basculador maestro se controlan, respectivamente, por los ejes móviles en los dos fuelles temporizadores. Además, cada una de las cámaras que rodean al fuelle temporizador tienen válvulas de descarga rápida montada en las mismas, cuyas válvulas son accionadas por señales de sa-



lida opuestas del basculador maestro, por lo que, tan pronto como el detector de contrapresión de uno de los fuelles proporciona una señal de salida para conmutar el basculador maestro, la salida resultante del basculador se réacopla a la de la cámara del fuelle para que pierda su compresión, y para prepararle para su ciclo de temporización siguiente. Los dos dispositivos de fuelle y sus cámaras circundantes se montan lado con lado y sus elementos detectores de contrapresión se montan de una forma móvil sobre muéllés por lo que se sitúan de una forma ajustable por medio de un par de levas fijas sobre un eje, con lo que la rotación del eje produce movimiento de las levas y el movimiento de los dispositivos sensores cambia los periodos de temporización de ambos temporizadores de exhalación e inspiración que se pueden ajustar al unísono por rotación del eje. Además, una válvula de derivación se coloca en paralelo con el orificio de entrada al temporizador de inspiración y dicha válvula de derivación puede abrirse para reducir el tiempo de inspiración, ajustando de este modo la relación de inspiración/exhalación (relación de tiempo I/E).

No obstante, los dispositivos temporizadores se construyen de forma que la relación I/E tenga un valor máximo de la unidad.

La circuiteria de activación del paciente y el circuito de limitación de presión tienen configuraciones idénticas, y cada uno comprende un circuito activador universal para funcionamiento automático en un aparato de respiración artificial. En particular el circuito activador universal, consiste en un circuito flúidico de 6 puertas que tiene tres amplificadores proporcionales conectados en serie entre



sí y tres basculadores fluídicos conectados en serie. El circuito universal en el aparato del invento puede emplearse como activador del paciente y el circuito de limitación de presión según se ha descrito anteriormente y, dependiendo de las conexiones de entrada al mismo, puede funcionar para proporcionar una salida en respuesta a una pequeña presión diferencial en sus entradas; puede funcionar para proporcionar una señal de salida en respuesta a una presión ligeramente por debajo de la atmosférica, como la que se produciría por un esfuerzo del paciente para respirar; puede funcionar para proporcionar una señal de salida en respuesta a niveles de presión por encima o por debajo de la presión atmosférica, por lo que el dispositivo funciona automáticamente de forma que se puede emplear con señales de presión del final del periodo de expiración; puede funcionar para proporcionar una señal de salida en respuesta a entradas de presión de aire que indican niveles máximos; y puede funcionar para proporcionar una señal de salida en respuesta a señales de flujo, o régimen de cambio de presión como a veces es conveniente.

Según el empleo de los circuitos activadores universales, controlados en parte por señales de presión expiratoria final, el circuito se utiliza para proporcionar una señal de salida en respuesta a pequeñas presiones diferenciales. Para que se puedan emplear las presiones expiratorias finales positivas (PEEP) durante la respiración ayudada, sin necesidad de esfuerzo de inhalación por parte del paciente para devolver el tubo flexible del paciente a presión atmosférica, la presión PEEP se alimenta a través de una válvula de diafragma el módulo de activación del paciente, para poner dicho módulo en condiciones de poderse activar -



mientras la línea de referencia del paciente se encuentra todavía por encima del nivel de presión atmosférica.

El invento se describe a continuación con relación a los dibujos adjuntos que ilustran, a título de ejemplo, una modalidad del invento.

5

En los dibujos:

La figura 1 ilustra un diagrama de conjuntos de un aparato de respiración artificial según el invento.

10

La figura 2 es una vista esquemática de la circuitería fluídica ilustrada en la figura 1.

La figura 3 es una vista en alzado del dispositivo mezclador montado sobre el aparato de fuelle ilustrado en la figura 1.

15

La figura 4 es una vista tomada a lo largo de la línea de corte 4-4 de la figura 3.

La figura 5 es una vista tomada a lo largo de la línea de corte 5-5 de la figura 3.

La figura 6 es una vista tomada a lo largo de la línea de corte 6-6 de la figura 3.

20

La figura 7 es una vista en perspectiva del vástago de la válvula mezcladora ilustrada en la figura 3-5.

25

La figura 8 es una vista en sección de los dispositivos temporizadores ilustrados esquemáticamente en la figura 2;

La figura 9 es una vista en sección de una válvula de descarga rápida empleada con los dispositivos temporizadores de la figura 4.

30

La figura 10 es una vista frontal mirada por el lado izquierdo del dispositivo de la figura 8.



Refiriéndonos a la figura 1 de los dibujos, en esta figura se ilustra un aparato de fuelle 10 que tiene un elemento de fuelle 12 fijo en su extremo superior dentro de una cámara de configuración cilíndrica 14. La cámara 14 está provista en su extremo superior de un conducto de conexión 16, y está provista en su extremo inferior de una placa ajustable 18 que tiene una junta 20 unida en su periferia para cerrar herméticamente la placa contra las paredes laterales de la cámara 14. La placa 18 se puede mover de una forma ajustable a través de la cámara 14 por medio de un dispositivo de ajuste 15, de forma que cuando la placa se desplaza en sentido ascendente, se reduce el volúmen confinado de la cámara dentro del cual se puede dilatar y contraer el fuelle, mientras que dicho volumen aumenta cuando la placa 18 se desplaza en sentido descendente dentro de la cámara 14. En la práctica; el elemento de fuelle 12 se carga con aire a través de un conducto de admisión 22 que tiene una válvula de retención 24 montada en el mismo, y el elemento de fuelle se conecta en comunicación con una válvula de salida 26 para el accionamiento que permite que el aire del interior del elemento de fuelle se descargue hacia el paciente durante el ciclo de inspiración. La descarga del aire del elemento del fuelle 12 se efectúa poniendo a presión la cámara 14 con oxígeno abastecido a través del conducto 16. Cuando la cámara 14 se pone con oxígeno a presión, hace que el elemento de fuelle 12 se abata para expeler el aire previamente cargado en el mismo.

Por consiguiente, el volumen de impulsión del sistema se determina por colocamiento de la placa 18, cuya placa reduce al mínimo también el consumo del gas limitan-



do el volumen confinado que rodea al elemento del fuelle 12. Según se ilustra, las válvulas de retención 24 cierra la lumbrera de entrada al elemento de fuelle durante su abatimiento. La válvula de salida 26 comprende también una válvula de retención para evitar que el aire procedente del tubo flexible del paciente 28 se inyecte en el elemento de fuelle, y la válvula 26 controla por medio de un diafragma 30 que, a su vez, se controla por la circuiteria fluidica que se describe a continuación. El elemento de fuelle 12 continua su movimiento de abatimiento hasta que la cámara 14 pierde compresión en respuesta a una de 4 señales de control diferentes destinada a dar por terminado el ciclo de inspiración. Una de estas cuatro señales de control se inicia por una barra 32 montada por encima del elemento de fuelle 12 y un muelle tensado en una dirección descendente pero desplazable hacia arriba debido a la presión ejercida por el movimiento ascendente de la parte inferior del elemento de fuelle, por lo que dicho movimiento ascendente de la barra indica la exhaustación total del aire previamente cargado en el elemento de fuelle. La barra 32 cierra un orificio de ventilación en un conducto puesto a presión 34, proporcionando de este modo una señal de contrapresión a lo largo de un conducto limitador de volumen 36.

El conducto 34 se pone a presión por un abastecimiento regulado de oxígeno alimentado a través de un orificio 37.

Según se ha indicado anteriormente, el ciclo de inspiración termina cuando la cámara 14 pierde su compresión y en dicho instante el elemento de fuelle 12 se expande automáticamente bajo la fuerza de un peso 38 alojado



5 en su extremidad inferior. Según se expande el elemento de
fuelle, crea un vacío parcial que abre la válvula de reten-
ción de entrada 24 y aspira hacia el interior a través del
conducto 22 que tiene un filtro 40 conectado y colocado en
comunicación con el aire atmosférico. La pérdida de presión
de la cámara 14 se obtiene abriendo una válvula de entrada
del fuelle 42 por lo que el oxígeno que se ve forzado al sa-
lir de la cámara 14 por el elemento de fuelle en dilatación
12 se acopla a través de la válvula de entrada 42 a una vál-
vula mezcladora de tres lumbreras 44 según se describirá con
10 detalle con relación a las figuras 3-7. En la práctica, el
oxígeno descargado de la cámara 14 a través de la válvula 42
se ventila a la atmósfera por la válvula 44, o se dirige en
un volumen ajustable controlado al conducto 22 que abastece
aire al elemento de fuelle 12. Como el oxígeno se descarga
15 a presión de la cámara 14, debido a la dilatación del elemen-
to de fuelle 12, la presión del oxígeno que sale de la válvu-
la mezcladora 44 es mayor que la presión atmosférica del ai-
re atmosférico alimentado a través del filtro 40, y por lo
tanto, la mezcla de oxígeno/aire puede variar colocando la
20 válvula 44 en la posición que se desee.

Las válvulas de salida y entrada 26 y 42
del aparato de fuelle 10, y el abastecimiento de oxígeno a
la cámara 14, se controlan por la circuitería fluidica ilus-
trada en el diagrama de conjuntos en la figura 1, cuya cir-
cuiteria se activa por medio de una fuente de abastecimiento
25 de oxígeno a $3,51 \text{ kg/cm}^2$ relativos indicada por el número
de referencia 46. El oxígeno comprimido se acopla a través
de un filtro 48 a una válvula de energía 50 que funciona ci-
clícamente para abastecer oxígeno a través de una válvula de
30



flujo ajustable 52, y a través de un filtro silenciador 54 al conducto de entrada 16 de la cámara de fuelle 14. La salida del filtro 48 se acopla también a un regulador 56 donde la presión del oxígeno se reduce de forma que el oxígeno que sale del regulador 56 se pueda emplear como fuente de abastecimiento para los elementos activos de la circuitería fluidica. El oxígeno regulado que puede estar a una presión de aproximadamente $0,35\text{Kg/cm}^2$ relativos, se acopla también a través de un interruptor selector de modos de tres posiciones 58 que permite la selección de 3 modos de funcionamiento, que comprenden un modo de AYUDA, un modo CONTROL y un modo de AYUDA/CONTROL.

La circuitería fluidica comprende un basculador maestro 60 que tiene una salida principal 62 que pone en funcionamiento la válvula de potencia 50 y que hace funcionar un doble circuito 0/N064 para proporcionar señales de presión del oxígeno regulada a lo largo de los conductos respectivos 66 y 68 a las válvulas de entrada y salida 42 y 26 del aparato de fuelle 10. En particular, cuando la salida 62 del basculador 60 proporciona una presión positiva, el doble circuito 0/N0 proporciona una señal positiva en el conducto de salida 66 para cerrar la lumbrera de admisión del aparato de fuelle, mientras que la lumbrera de salida 26 se puede abrir de forma que el ciclo de inspiración comience debido al movimiento de abatimiento del elemento de fuelle 12 el cual, a su vez, da por resultado la compresión de la cámara 14. De un modo similar, al finalizar el ciclo de inspiración, el basculador 60 cambiará su estado estable opuesto por lo que una señal de presión regulada positiva se acoplará a lo largo del conducto 68 para cerrar la válvula de sali-

da 26, mientras que la presión en el conducto 66 se reducirá para que la válvula 42 se pueda abrir con lo que el oxígeno descargado de la cámara de fuelle 44 pasará a través de dicha válvula de entrada 42 a la válvula mezcladora 44. El bascu-

5 lador 60 tiene tres entradas que hacen que cambie a su estado de orden de inspiración donde proporciona una salida sobre el conducto 62, y dichas tres entradas se abastecen desde un positivo de señales de entrada de accionamiento manual 70 un dispositivo activador del paciente 72 y un dispositivo com-

10 porizador de exhalación 74. Por otro lado, el basculador tiene 4 entradas para hacer que termine su orden de inspiración, y dichas entradas se acoplan desde un dispositivo activador de exhalación de funcionamiento manual 76, un circuito de limitación de presión 78, un dispositivo temporizador de ins-

15 piración 80, y el dispositivo detector de limitación de volumen formado por los elementos 32, 34 y 36 situado en el aparato del fuelle 10. Un dispositivo de representación de la limitación de presión 82 puede funcionar para representar o exhibir una indicación roja en respuesta a una señal indica-

20 dora procedente del dispositivo seccionador 84 que, a su vez, se activa por la salida del circuito de limitación de presión 78. El dispositivo de representación 82 utiliza luz reflejada. De un modo similar, un dispositivo de representación rojo 86 funciona por medio de un accionador 88 en respuesta

25 a una salida del temporizador de inspiración 80, mientras que una luz verde 90 funciona de una manera similar bajo el control de un activador indicador 92 que se activa por una señal de salida procedente del circuito activador del paciente 72.

30 En el funcionamiento de la circuitería, -



5 cuando se elige el modo de AYUDA, se alimenta un a señal de
presión del oxígeno regulada al circuito de activación del
paciente a través de un conducto 93 para ponerlo en estado
activado, y una lumbrera de control de entrada para el cir-
cuito de activación del paciente se acopla a través de una -
10 línea de referencia del paciente 94 al conducto flexible del
paciente 28, por lo que el circuito activado del paciente
proporciona una señal de salida para conmutar el basculador
maestro 60 a su estado de inspiración cuando la presión en
la línea de referencia del paciente 94 se reduce a un mínimo
indicativo del final de un ciclo de exhalación. Cuando el
sistema funciona en su modo AYUDA, la luz verde 90 se encen-
derá en cada instante de una señal de salida de activación
del paciente que, a su vez, se controla por medio de la res-
15 piración del paciente en respuesta a una señal acoplada a lo
largo de la línea de referencia del paciente 94.

Una entrada adicional al dispositivo de ac-
tivación del paciente 72 comprende una señal de oxígeno re-
20 gulada acoplada a través de una lumbrera de entrada ajusta-
ble 96 para controlar la sensibilidad del dispositivo activa-
dor 72, y una señal de entrada procedente de una presión ex-
piratoria final positivo a (PEEP) 98, por lo que el disposi-
tivo de activación del paciente 72 es adaptable para que pro-
porcione una señal de salida en respuesta a una pequeña pre-
25 sión de entrada diferencial entre la entrada acoplada a lo
largo del conducto 94 y la entrada de PEEP. El circuito de
PEEP 98 tiene una entrada de puerta acoplada desde un conduc-
to de salida 100 del doble circuito O/NO 74, y la puerta se
mantiene en estado cerrado por el abastecimiento de oxígeno
30 regulado positivo acoplado a través de un pequeño orificio



102, un orificio ajustable 104, y una válvula unidireccional 106, a la entrada de puerta, donde la unión del orificio ajustable 104 y la válvula unidireccional 106 se ventilan a la atmosfera a través de un orificio 108. No obstante, durante un ciclo de exhalación la presión en el conducto 100 abre el circuito activador de PEEP para permitir que la presión regulada acoplada a través del orificio 102 y 104 se aplique a través de un orificio de ajuste de desplazamiento 110 y una cámara volumétrica de amortiguamiento de impulsiones 112 al dispositivo activador del paciente 72.

El circuito de limitación de presión es de construcción idéntica al circuito activador del paciente, pero proporciona una salida en respuesta a una presión elevada detectada en la línea de referencia del paciente 94 y la sensibilidad del dispositivo es ajustable por medio de un orificio variable 114 acoplado como una segunda entrada. Asimismo, un manómetro 116 se conecta en la segunda entrada al circuito de limitación de presión 78 para representar el ajuste de limitación de presión elegido al que el circuito extensible, y un segundo manómetro 118 se conecta a la línea de referencia del paciente con lo que se puede verificar la presión real de dicha línea. Se consigue un ajuste que no se representa en la figura 1, según el cual los periodos del temporizador de exhalación y el temporizador de inspiración se pueden ajustar simultáneamente, y se habilita un orificio ajustable 120 en la línea de entrada al temporizador de inspiración, con lo que se puede ajustar la relación de inspiración/exhalación (I/E). Estos ajustes son convenientes puesto que los sistemas de respiración artificial exigen una equiparación de la relación de I/E a las necesidades de cada pa-



5 ciente, y porque se suele considerar perjudicial emplear una
equiparación controlada exige regímenes de ciclos uniformes,
pero dichos regímenes deberán ser ajustables para permitir
cambios en el volumen, sin perturbar la relación de I/E ele-
10 gida. Los controles mencionados anteriormente cumplen con -
estas exigencias. Una función adicional del aparato de respi-
ración artificial descrito en la presente memoria se consigue
mediante un conducto 122 para acoplar a un dispositivo pulve-
rizador o nebulizador, donde cada conducto 122 se conecta a
15 través de un orificio ajustable 124 a una posición de DESCO-
NEXION, una posición INTERMITENTE donde el pulverizador fun-
ciona por la salida de la válvula de potencia 50 y una posi-
ción CONTINUA donde el pulverizador funciona por la fuente de
suministro de oxígeno acoplada a través de un orificio 128.

15 En resumen, en el modo de AYUDA, el ciclo
de inspiración finaliza por acción del circuito de limita-
ción de presión 78, por el dispositivo de señal de funciona-
miento manual 76, por la señal de limitación de volumen acop-
20 plada a lo largo del conducto 36, o por el temporizador de
inspiración 80, y el ciclo de exhalación termina por acción
del circuito activador del paciente 72, o el dispositivo de
señales de funcionamiento manual 70.

25 En el modo de CONTROL, el suministro de
oxígeno regulado se acopla a través del interruptor selector
58 para activar el temporizador de exhalación, mientras que
se desactiva el circuito activador del paciente 72. Por lo
tanto, en el modo de CONTROL la orden inspiratoria generada
en el conducto 62 se inicia por el temporizador de exhala-
30 ción 74 el dispositivo de señales de funcionamiento manual
70, mientras que el ciclo inspiratorio termina gracias a -



cualquiera de las cuatro entradas al basculador maestro 60 desde el dispositivo de funcionamiento manual, cuyas entradas comprenden el circuito de limitación de presión 78, el temporizador giratorio 80, o la señal de limitación de volumen conducida a lo largo del conducto 36. Durante el funcionamiento normal del modo de CONTROL el basculador maestro puede funcionar durante ambos ciclos inspiratorios y de exhalación de una forma cronometrada determinada por los temporizadores 74 y 80, respectivamente. No obstante, el ciclo inspiratorio termina antes de su duración cronometrada si el límite de presión o el límite de volumen excede de su valor máximo predeterminado.

Entonces, en el modo de AYUDA/CONTROL, el interruptor selector 58 activa el circuito de activación del paciente 72 y el temporizador de exhalación 74 mediante el uso de un par de válvulas unidireccionales 58A y 58B, por lo que la circuitería funciona según se ha descrito anteriormente con respecto al modo de CONTROL a excepción del basculador 60 que se activará para generar su orden de inspiración a lo largo del conducto 62 por la señal de activación del paciente procedente del dispositivo 72 así como por el temporizador de exhalación 74.

La circuitería real incluida en los conjuntos de la figura 1 se ilustra con más detalle en la figura 2, donde se ilustra una forma preferible de circuito de activación del paciente 72 comprendiendo un dispositivo fluidico de 6 secciones que incorpora 3 amplificadores proporcionales 130A, 130B, 130C, conectados en serie entre sí y en serie con tres basculadores conectados en serie 132A, 132B, 132C. Cada uno de los seis circuitos tiene su entrada de abasteci-



5 miento acoplada a lo largo del circuito 73 al interruptor
colector de modos 58, mientras que cada uno de los circuitos
130B, 130C, 132A, 132B y 132C, tiene sus entradas de control
acopladas a las salidas respectivas de la etapa precedente;
mientras que las entradas de control al primer amplificador
proporcional 130A se acoplan respectivamente a la salida del
circuito PEEP 98 y a la línea de referencia del paciente 94.
Además el orificio de sensibilidad ajustable 96 se acopla a
una segunda entrada de control en el amplificador proporcio-
10 nal 130B, y esta configuración permite un ajuste de sensibi-
lidad estable desde + 1 hasta + - 10cm H2O con respecto a la
presión atmosférica. La cuarta entrada al amplificador 130B
se ventila.

15 El dispositivo de funcionamiento cíclico
para el activador de PEEP 98, que se ilustra esquemáticamente
en la figura 2, comprende un diafragma 134 que cierra el con-
ducto que se dirige hasta la entrada de PEEP para el ampli-
ficador proporcional 130A, pudiéndose observar que el activa-
dor de PEEP 98 se mantiene en posición xerrada por dicho dia-
20 fragma 134 debido a la presión del conducto 100 durante la
inspiración. La presión a través de la válvula unidireccio-
nal 106 se evita por una señal procedente del doble circuito
O/NO 64 durante el ciclo de inspiración. El diafragma 134 -
permite el flujo de oxígeno de las válvulas 102 y 104 y des-
25 pués a través de la válvula ajustable 110 y la cámara de amor-
tiguamiento 112 a través del amplificador proporcional 130A
durante la exhalación. Así mismo, durante la exhalación, la
presión a través de 106 se descarga al conducto 100 donde se
emplea para mantener la válvula de exhalación del circuito
30 del paciente a la presión de PEEP.



En la práctica, una presión expiratoria -
final que permanece más elevada que la presión atmosférica se
genera mezclando una pequeña cantidad de gas de activación
en la conducción de exhaustación de la exhalación a través
de la válvula unidireccional 106. De este modo se mantiene el
diafragma 134 del dispositivo de PEEP 98 a una presión posi-
tiva ligera.

Entonces, como las válvulas de exhalación
mantienen las presiones del tubo flexible del paciente ligera-
mente por encima de sus presiones de accionamiento, la pre-
sión de salida O/NO con PEEP será normalmente menor que la
presión de PEEP que aparece en el manómetro del paciente. Por
lo tanto, se producirán variaciones en las presiones de PEEP
obtenibles con los colectores de exhalación de diferentes fa-
bricantes.

Para que se pueda emplear PEEP durante la
respiración ayudada sin necesidad de esfuerzo de inhalación
por parte del paciente para devolver el tubo flexible del
paciente a condiciones atmosféricas, la presión de PEEP se
alimenta el módulo de activación del paciente para poner di-
cho módulo en condiciones de que se pueda activar mientras
que la presión del tubo flexible del paciente se encuentra
todavía por encima del nivel de presión atmosférica. La can-
tidad de diferencia de presión necesaria para conmutar el
módulo de activación se establece previamente por medio de
la válvula de ajuste de desplazamiento 110. Durante la inspi-
ración, el diafragma 134 se cierra para eliminar la señal de
activación procedente del módulo de activación del paciente,
con lo que las presiones de la válvula de exhalación elevadas
no mantendrán el aparato de respiración artificial en estado



de inspiración.

No obstante, durante la exhalación, el diafragma 134 se abre y permite que la presión de PEEP alcance el circuito del módulo de activación de forma que la diferencia de presión necesaria para activar el módulo de activación del paciente sea relativamente grande si se compara con la normalmente necesaria sin PEEP para compensar fugas. La válvula de ajuste de aplazamiento 110 se utiliza para actuar como compensador de fugas con el fin de sensibilizar el módulo de activación del paciente durante la operación de PEEP.

El circuito de limitación de presión 78 es idéntico al circuito de activación del paciente descrito anteriormente 72 en lo que se refiere a su construcción, a excepción de que la fuente de abastecimiento para cada uno de los 6 circuitos individuales se acopla a la fuente de oxígeno regulada previxta en la salida del regulador 56, mientras que las entradas de control al circuito de limitación de presión 78 son como las descritas anteriormente con relación a la figura 1.

Por lo tanto, se verá que los circuitos 72 y 78, según se ilustran en la figura 2 de los dibujos, son idénticos, aunque sus señales de entrada pueden conectarse de modos diferentes para que el circuito sea sensible a diferentes parámetros de entrada. Además de las respuestas descritas anteriormente con respecto a la figura 2 de los dibujos, las entradas al circuito de 6 estados pueden acoplarse en tres configuraciones diferentes por lo menos con lo que el circuito se puede describir como un circuito activador universal. A este respecto, por ejemplo, las entradas se pueden conectar según indica la referencia 72 de la figura 2 mientras



que la entrada de PEEP se reemplaza por una entrada de presión atmosférica, con lo que el circuito será sensible a pequeñas presiones negativas. Como otro ejemplo, la entrada de PEEP al circuito 72 según se ilustra en la figura 2, se puede conectar para ser accionada automáticamente para permitir la activación a niveles de presión por encima o por debajo de la presión atmosférica. Por ejemplo, la entrada se puede conectar a un interruptor de 3 posiciones por lo que, cuando se emplean presiones de PEEP, se aplica una presión ligeramente por encima de la presión atmosférica, mientras que con presiones de final de espiración negativas (NPEP), se produce una presión ligeramente inferior a la presión atmosférica por una segunda posición del interruptor. En dichas aplicaciones de NPEP, se emplea gas de ajuste de referencia para activar un venturi para evacuar el tubo flexible del paciente, generando de este modo el vacío necesario para el accionamiento negativo. La tercera posición del interruptor puede proporcionar funcionamiento normal que el circuito activador universal puede conmutarse desde NORMAL, hasta PEEP, hasta NPEP sin exigir reajuste del control de sensibilidad. Otro ejemplo de la sensibilidad del circuito universal se tiene cuando se impone una restricción apropiada en la entrada del tubo flexible del paciente, mientras que una conexión de realimentación se acopla al circuito 72 en lugar de la entrada de PEEP con lo que el aparato de respiración artificial funcionará cíclicamente en función al flujo, o en función al régimen de cambio de la presión. O sea, la conexión de realimentación se puede emplear para detectar el flujo puesto que la diferencial de presión a través de restricción en el tubo flexible del paciente dará una indicación de dicho flujo. Esta configuración descrita -



en último lugar puede emplearse para activar el aparato de respiración artificial debido a un ligero esfuerzo de respiración por parte del paciente, y si un circuito de retardo de tiempo, como puede ser un circuito de RC flúidico se habilita en una línea de realimentación en paralelo, se puede prolongar la señal de activación del paciente.

5

El circuito A/NO 64 se representa también en forma de esquemática en la figura 2, y comprende un dispositivo bietápico, que se caracteriza porque la primera etapa 136 proporciona una salida de presión positiva a lo largo del conducto 66 en respuesta a una señal de entrada recibida desde el basculador 60 a lo largo del conducto 62. De un modo similar, la segunda etapa 138 proporciona una salida a lo largo del conducto 100 durante el ciclo de inspiración para mantener la válvula de exhalación en el tubo flexible del paciente en posición cerrada durante dicho ciclo de inspiración.

10

15

Los temporizadores flúidicos para el equipo respiratorio se construye de forma que un cierto volumen de fluido (capacitancia) pueda aumentar o disminuir lentamente a un nivel de presión de conmutación o cambio deseado. No obstante, es difícil repetir dichas presiones y suele ser necesaria una circuiteria complicada para conseguir la capacitada repetición necesaria. Otro tipo de temporizador comprende un oscilador flúidico combinado con etapas contadoras digitables completas. Esta configuración tiene también evidentes inconvenientes. En el presente invento se utilizan temporizadores precisos pero relativamente simples donde cada uno de los dispositivos temporizadores 74 y 80 comprenden un circuito lógico 74A y 80A y un dispositivo de fuelle 74B y 80B, respectivamente. Cuando el basculador 60 se conmuta para pro-

20

25

30



porcionar una orden de inspiración a lo largo del conducto 62 el circuito lógico 74A proporciona una salida de presión regulada acoplada a través de un orificio 74C a la cámara del dispositivo de fuelle 74B, y hace que ese elemento de fuelle se abate. Una barra 74D se fija a la parte móvil del elemento del fuelle, y se monta para acoplarse a un sensor 74E y hacer que se produzca una contrapresión a lo largo de un conducto 74F que se conecta como señal de finalización del ciclo de inspiración del basculador 60.

De un modo similar, el dispositivo temporizador 80 tiene la entrada de su circuito lógico 80A conectada para funcionar por la salida opuesta del basculador 60, - mientras que el dispositivo sensor 80E accionado por la barra 80D una señal a lo largo del conducto 80F para dar por terminado el ciclo de exhalación del aparato conmutando el basculador 60. Adicionalmente, el orificio ajustable 120 se conecta en paralelo con el orificio 80C para variar la relación I/E según se ha descrito anteriormente.

Diversos detalles adicionales de la construcción del aparato de valvulaje se ilustran en las figuras 3-7. En particular, la figura 3 ilustra una modalidad de la construcción de válvula utilizada con el aparato de fuelle 10 - donde el aire atmosférico se aspira a través del filtro 40, la mezcla de oxígeno/aire se controla por medio del mando de la válvula 44A, y el tubo flexible de salida del paciente se conecta a la lumbrera de salida 28A. La configuración interna del aparato de válvula se ilustra en las figuras 4-6 que comprenden vistas en sección donde la abertura 140, según se ilustra en la figura 4, comprende la abertura de lumbrera del elemento de fuelle 12, mientras que la válvula de retención



de entrada 24 se ilustra en comunicación con un conducto 22 correspondiente al conducto 22 ilustrado en las figuras 5 y 6. De un modo similar, el filtro de aire 40 se ilustra también en la figura 4, y el conducto 16, en comunicación con la cámara de fuelle 14 y la válvula 42, se ilustra en la figura 5. Asi mismo, el orificio de control de flujo ajustable 52, y el filtro de oxígeno 54 se ilustran en las figuras 6 mientras que el vástago de la válvula para la válvula mezcladora 44 se ilustra como elemento 44B en las figuras 5 y 7.

10 Cuando el vástago de la válvula 44B gira por medio del botón de la válvula 44A, a su posición en sentido contrario a las manecillas del reloj, todo el oxígeno obligado a salir de la cámara 14 por el elemento de fuelle en dilatación 12 se ventila a la atmósfera a través de una abertura de ventilación 142 según se ilustran en la figura 3.

15 Cuando el mando 44A se gira en dirección de las manecillas del reloj, se permite que fluyan cantidades en aumento en oxígeno a través del conducto 22, primero a través de una parte de ranura 44C en el vástago de la válvula 44B, y después a través

20 de todo el orificio abierto 44D de la misma, por lo que cuando el mando de la válvula 44A se gira completamente a derechas toda la cantidad de oxígeno obligada a salir de la cámara 14 es aspirada en interior del elemento del fuelle 12. Los elementos de besícula 26A y 42A ilustrado respectivamente en las

25 figuras 4 y 5 se controlan por las señales de presión acopladas a través de los conductos 68 y 66, respectivamente, según se ha descrito anteriormente con relación a la figura 1.

30 Como la mezcla de oxígeno/aire se efectúa por dilatación del fuelle y se dosifica por medio de la válvula 44, la concentración del oxígeno no se ve afectada por la



respiración del paciente, el régimen de flujo inspiratorio, el volumen de respiración, la presión en el tubo flexible en el paciente, o el tiempo de los ciclos, obteniéndose por lo tanto un sistema controlable con precisión a este respecto.

5 Los dispositivos temporizadores 74B y 80B, representados esquemáticamente en la figura 2, se ilustran en la figura 8 y 10, donde el dispositivo 74B, se representa en una vista parcialmente en sección. Los dispositivos de temporización comprenden canastas cerradas herméticamente 150, 10 151, cada una de las cuales tiene un dispositivo de fuelle abatible hermético 152 montado en su interior. Según se ilustra, el dispositivo sensor 74E se sostiene sobre un muelle 154 y su posición de elevación está determinada por la presión ejercida sobre el mismo por una leva 156 montada en un 15 eje 158.

 En el funcionamiento de los temporizadores, una presión de aire guiada se alimenta selectivamente a través de uno de los orificios 74C y 80C a las canastas 150 y 151. Entonces, por ejemplo, si se carga la canasta 150 el 20 fuelle 152 se abatirá haciendo que la barra accionada por muelles 74D unida al mismo ascienda hasta que se pone en contacto con el sensor 74E, cerrando de este modo un orificio de ventilación en el conducto 74F, con lo que el basculador 60 recibe una señal de entrada para conmutarlo y proporcionar 25 una orden de inspiración a lo largo del conducto 62 según se indican en las figuras 1 y 2. El fuelle 152 y la carga por resorte inducida en la barra 74D se calcula en proporción de forma que el movimiento de la barra no exija un gran cambio de presión, con lo que el tiempo de carrera de la barra se 30 puede establecer con precisión. Durante los procedimientos



de calibración, el orificio ajustable 120, según se ilustran en las figuras 1 y 2, se cierra completamente, después de lo cual las levas 156 y 160 se ajustan para proporcionar los períodos de tiempo de exhalación e inspiración necesarios con lo que se define el valor máximo deseado para la cantidad I/E. Entonces, los períodos de temporización de ambos temporizadores 74B y 80B se pueden ajustar simultáneamente haciendo girar el eje 158 para volver a colocar los dispositivos sensores 74E y 80E por medio de las levas 156 y 160. Posteriormente, se puede reducir la relación U/E abriendo la válvula 120 a la posición deseada.

Las válvulas de descarga rápidas descritas anteriormente con relación a la figura 2, se ilustra en la figura 8, y una vista en sección de la válvula de descarga rápida 74G se ilustra en la figura 9 donde se verá que una vesícula 162 mantiene un asiento de válvula 164 en posición cerrada sobre una abertura de descarga en la pared lateral de la canasta 150. Entonces, cuando el basculador maestro es accionado por el temporizador de exhalación 74 para proporcionar una orden de inspiración a lo largo del conducto de salida 62, la salida opuesta del basculador 60 se acopla a la vesícula 162 para proporcionar una ligera presión negativa a la misma con lo que el oxígeno almacenado en la canasta del temporizador 150 se expelle a la atmósfera a través de la lumbrera 166 por el asiento de válvula liberado 164.

La válvula de descarga rápida cierra herméticamente la abertura de salida en la canasta 150 cuando el basculador cambia desde su estado de orden de inspiración.

En resumen, el aparato descrito en la memoria descriptiva anterior, e ilustrado en los dibujos adjuntos,



proporciona un dispositivo de respiración artificial que se controla solamente por circuiteria fluidica para funcionar de una forma manual automática, o semiautomática, en respuesta a las necesidades de respiración de un paciente.

5

N O T A.-

Descrita suficientemente la naturaleza del invento, así como la manera de realizarlo en la práctica, debe hacerse constar que las disposiciones anteriormente indicadas, son susceptibles de modificaciones de detalle, en cuanto no alteren su principio fundamental. También se hace constar que el invento se refiere a una solicitud de Patente presentada en Norteamérica, con fecha de 28 de septiembre de 1.973 y N^o 401. 793, acogiéndose por lo tanto a los beneficios que conceden los Convenios Internacionales en vigor, - siendo lo que constituye la esencia del referido invento y por lo que se solicita Patente de Invención por 20 años en España, sobre: PERFECCIONAMIENTOS EN APARATOS DE RESPIRACION ARTIFICIAL; caracterizándose por lo siguiente:

10

15

20

25

30

1^a.- Perfeccionamientos en aparatos de respiración artificial, caracterizados porque se constituye cada aparato por un tubo flexible de aspiración para el paciente; medios de suministro de aire para abastecer una cantidad predeterminada de aire al tubo flexible de respiración paciente; un circuito basculador de fluido cambiabile a un primer y un segundo estados estables, que tiene lumbreras de entrada opuestas para regular el circuito basculador y por lo menos una lumbrera de salida para proporcionar una señal de presión mientras que el circuito basculador cambia a su primer estado estable; medios de accionamiento acoplados entre la lumbrera de salida del circuito basculador y los medios



de suministro de aire para accionar dichos medios de suministros de aire con el fin de que abastezcan aire al tubo flexible de aspiración en respuesta a la señal de presión, definiendo de este modo un periodo de funcionamiento de inspiración; un primer dispositivo temporizador de fluido accionable durante el periodo de inspiración y un segundo dispositivo temporizador de fluido accionable durante el periodo de exhalación, teniendo el primer y el segundo dispositivos temporizadores lumbreras de salida respectiva acopladas a las lumbreras de entrada opuestas de los circuitos basculadores para controlar el cambio o conmutación del circuito basculador entre sus primer y segundo estados estables, donde una señal de salida del primer dispositivo temporizador acciona el basculador para cambiar desde su primer hasta su segundo estado estable, y una salida del segundo dispositivo temporizador pone en funcionamiento el basculador para cambiar desde su segundo hasta su primer estado estable.

2a.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1a, caracterizados porque se dispone un circuito excitador de fluido que tiene una entrada acoplada al tubo flexible de respiración paciente para proporcionar una señal excitadora en una lumbrera de salida del mismo en respuesta a una presión mínima en el tubo flexible de respiración paciente, correspondiente a la terminación de un ciclo de exhalación paciente, acoplándose la señal excitadora a una de las lumbreras de entrada del basculador para controlar el basculador de forma que cambie su segundo a su primer estado estable e inicie, por lo tanto, el periodo de inspiración; un circuito limitador de la presión del fluido que tiene una lumbrera de entrada acoplada al tubo flexible de respiración paciente para pro-



5 porcionar una señal de limitación en una lumbrera de salida
del mismo en respuesta a una presión máxima predeterminada
en el tubo flexible de respiración paciente, acoplándose di-
cha señal de limitación a una de las lumbreras de entrada
del basculador para controlar el basculador de forma que cam-
bie desde su primer hasta su segundo estado estable, y por
lo tanto, para terminar el periodo de inspiración; un dispo-
sitivo generador de señal de limitación de volumen acoplado
10 al tubo flexible de respiración del paciente para proporcio-
nar una señal de salida excitadora en respuesta a la detec-
ción de una cantidad predeterminada de aire suministrada al
tubo de respiración del paciente por el dispositivo de abas-
tecimiento de aire, acoplándose la señal de limitación del
volumen a una de las lumbreras de entrada del basculador para
15 el control del basculador para cambiar desde su primer hasta
su segundo estado estable y dar por terminado, por lo tanto,
el periodo de inspiración; y un dispositivo selector de modo
de funcionamiento para desactivar de una forma selectiva
el circuito excitador o el primer dispositivo temporizador.

20 3ª.- Perfeccionamientos según las reivin-
dicaciones 1ª y 2ª, caracterizados porque los medios de su-
ministro de aire comprenden un conjunto de fuelle que tiene
una cámara de fuelle y un elemento de fuelle abatible situa-
do de dicha cámara para abastecer la cantidad predeterminada
25 de aire al tubo flexible de respiración paciente durante el
movimiento de abatimiento del elemtno de fuelle, teniendo el
elemento de fuelle una válvula de admisión accionable por
presión para cargar aire en el elemento de fuelle, y una vál-
vula de salida o descarga accionable por presión para descar-
30 gar aire desde el elemento de fuelle durante su movimiento de



abatimiento; y un circuito lógico de fluido acoplado entre la lumbrera de salida del circuito basculador y las válvulas de entrada y salida del elemento de fuelle accionable por presión, activándose el circuito lógico de fluido en respuesta a la presencia de las señales de fluido en la lumbrera de salida del circuito basculador para cerrar la válvula de entrada del elemento de fuelle y abrir la válvula de salida del elemento de fuelle durante el periodo de inspiración, y para abrir dicha válvula de entrada y cerrar dicha válvula de salida al final del periodo de inspiración.

4ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación 3ª, caracterizados porque comprende además una válvula mezcladora de oxígeno y aire ajustable acoplada entre la válvula de entrada del elemento de fuelle y dicho elemento de fuelle para regular el contenido de oxígeno del aire dentro del elemento de fuelle, acoplándose la válvula mezcladora a una fuente de aire atmosférico y, a través de la válvula de entrada, a una fuente de oxígeno.

5ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 3ª ó 4ª, caracterizados porque la cámara de fuelle es de volumen fijo y comprende medios que responden a la señal de presión procedente de la lumbrera de salida del circuito basculador para cargar la cámara de fuelle con oxígeno con el fin de abatir el elemento de fuelle y descargar aire en el mismo a través de su válvula de salida, teniendo el elemento de fuelle un peso montado para producir su expansión al perder presión la cámara de fuelle utilizándose un conducto que interconecta la cámara del fuelle y la válvula de entrada del elemento del fuelle para permitir que el oxígeno cargado en la cámara del fuelle escape a través de la válvula



de entrada acoplada al elemento de fuelle.

5 6a.- Perfeccionamientos según cualquiera
de las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque el
circuito basculador tiene una segunda lumbrera de salida pa-
10 ra generar una señal de presión mientras que el basculador -
cambia a su segundo estado estable definiendo un periodo de
exhalación del aparato, y porque el primer y segundo disposi-
15 tivo temporizadores comprenden respectivamente, un primer y
un segundo circuitos lógicos de cambio de fluido, una prime-
10 ra y una segunda canastas estancas, y un primer y un segundo
elementos de fuelle a presión situados dentro de las canastas
estancas, teniendo el primer circuito de cambio una lumbrera
de salida acoplada para funcionar en respuesta a la señal de
15 presión procedente de la segunda lumbreras de salida del cir-
cuito basculador con el fin de cargar una cantidad de aire
regulada en la primera canasta, teniendo el segundo circuito
de cambio una lumbrera de salida acoplada para actuar en res-
20 puesta a las señales de presión de la primera lumbrera de sa-
lida del circuito basculador con el fin de cargar la segunda
canasta, sirviendo la carga de la canasta para que se abatan
los elementos de fuelle; y un primer y un segundo dispositi-
25 vo sensores para generar las señales de salida de los dispo-
sitivos temporizadores en respuesta al abatimiento del fuelle
respectivo después de un periodo predeterminado de carga de
30 aire de las canastas, acoplándose el dispositivo sensor a la
lumbreras de entrada opuestas del circuito basculador.

7a.- Perfeccionamientos según la reivindi-
cación 6a, caracterizados porque el primer y el segundo dis-
positivo sensores son desplazables para cambiar los tiempos
de carga de aire predeterminados a los que se generan las



5 señales de salida de los dispositivos temporizadores, teniendo el aparato un eje giratorio provisto de un par de levas montadas en el mismo conservando una relación de separación para ponerse en contacto con el primer y el segundo dispositivo sensores, por lo que la rotación del eje y las levas - mueve dichos dispositivos sensores y cambia por lo tanto los periodos de temporización de dichos primer y segundo dispositivos temporizadores.

10 8ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 6ª y 7ª, caracterizados porque comprenden además - una válvula de derivación ajustable conectada para cambiar el tiempo de carga de la primera canasta con el fin de ajustar independientemente el periodo de temporización del primer dispositivo temporizador.

15 9ª.- Perfeccionamientos según cualquiera de las reivindicaciones 6ª, 7ª ó 8ª, caracterizados porque comprende además una primera y una segunda válvulas amortiguadores montadas respectivamente en la primera y la segunda canasta para hacer perder presión a las canastas en respuesta a las señales de entrada recibidas, respectivamente, desde la segunda lumbrera de salida del circuito basculador y la otra lumbrera de salida del circuito basculador.

20 10ª.- Perfeccionamientos según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque el circuito excitador y el circuito limitador de presión se - construyen idénticamente y comprenden cada uno tres amplificadores proporcionales conectados en serie, y tres basculadores de fluido conectados en serie entre sí y en serie con una salida de los tres amplificadores de fluido, comprendiendo además el circuito excitador medios de conexión para co-

25

30



nectar en primer lugar las entradas de uno de los tres amplificadores de fluido a una fuente de presión con el fin de -
ajustar la sensibilidad de la misma, y en segundo lugar para
conectar entradas de otro de los amplificadores de fluido a
5 una señal de presión de expiración final positiva y al tubo flexible de respiración paciente.

11a.- Perfeccionamientos según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque comprende además un circuito de presión de expiración final
10 positiva que tiene una salida acoplada a una lumbrera de entrada del circuito excitador para proporcionar una señal de empuje al mismo, comprendiendo el circuito de presión de expiración final una capacitancia de fluido que tiene una lumbrera de salida acoplada como la entrada al circuito excitador;
15 una válvula de presión desplazada ajustable que tiene una salida acoplada como una entrada a la capacitancia de fluido; una válvula de compuerta accionada por presión que tiene una salida acoplada a la entrada de la válvula de presión desplazada una entrada acoplada a una fuente de señales de presión de expiración final positiva, y una entrada de
20 compuerta acoplada para accionamiento por parte del circuito basculador durante el periodo de inspiración.

12a.- Perfeccionamientos según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque -
25 comprende además un primer y un segundo interruptores de presión de accionamiento manual conectado respectivamente a las entradas opuestas del circuito basculador para cambiar el circuito basculador desde uno de sus estados estables hasta su otro estado estable, y un primer, segundo y tercer dispositivo de exhibición indicadores acoplados respectivamente
30



a las salidas del circuito excitador, el circuito limitador de presión y el primer dispositivo temporizador, para indicar la presencia de señales en sus salidas respectivas.

5 13a.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque el circuito excitador de fluido, se constituye por un primer, segundo y -
tercer circuito de fluido cada uno de los cuales consiste en un amplificador proporcional, y un cuarto, quinto y sexto -
10 circuito de fluido consistente cada uno en un circuito basculador, teniendo cada circuito de fluido un par de lumbreras de entrada y un par de lumbreras de salida, donde las lumbreras de salida del primer al quinto circuito de fluido se conectan a las lumbreras de entrada del circuito, sucesi-
vo siguiente; proporcionando las lumbreras de salida del
15 sexto circuito de fluido señales de salida del circuito excitador, conectándose una de las lumbreras de entrada del primer circuito de fluido a una fuente de señales de entrada de control y conectándose la otra lumbrera de entrada del
primer circuito de fluido a una fuente de señales de referen-
20 cia; y porque el segundo circuito de fluido comprende un segundo par de lumbreras de entrada para conectarse, respectivamente, a una fuente de presión de empuje de referencia y una fuente de señales de sensibilidad.

25 14a.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones anteriores caracterizados porque el circuito temporizador se constituye por una cámara de fuelle estanca, un elemento de fuelle a presión situado dentro de dicha cámara de fuelle, un interruptor de fluido para suministrar de una forma selectiva un abastecimiento regulado o de aire a la cá-
30 mara de fuelle con el fin de producir el movimiento de abati-



miento del elemento de fuelle y medios sensores que definen la terminación de un ciclo de temporización para generar una señal de presión en respuesta a un grado predeterminado de movimiento de abatimiento del elemento de fuelle.

5 15ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación 14ª, caracterizados porque comprende además una válvula ajustable conectada entre el interruptor de fluido y la cámara de fuelle para ajustar el flujo de aire en la cámara del fuelle.

10 16ª.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 14ª ó 15ª, caracterizados porque comprende además una válvula amortiguadora accionada por presión acoplada a dicha cámara del fuelle para evacuar dicha cámara y permitir la iniciación de un ciclo de temporización ulterior.

15 17ª.- Perfeccionamientos en aparatos de respiración artificial, tal y como queda sustancialmente descrito en la presente Memoria e ilustrado en los dibujos adjuntos.

20 Esta Memoria consta de 35 hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 7^º MAYO 1975
SANDOZ, A.G.

L. GONZÁLEZ ACEVEDO Y M. BDET
P. p. Firmado: L. González Acevedo



1975

ESCUELA

29 JUNIO 1975

México

GONZALEZ ARELLANO Y RODET
Ingenieros P. Firmados: L. Gasca Farfán

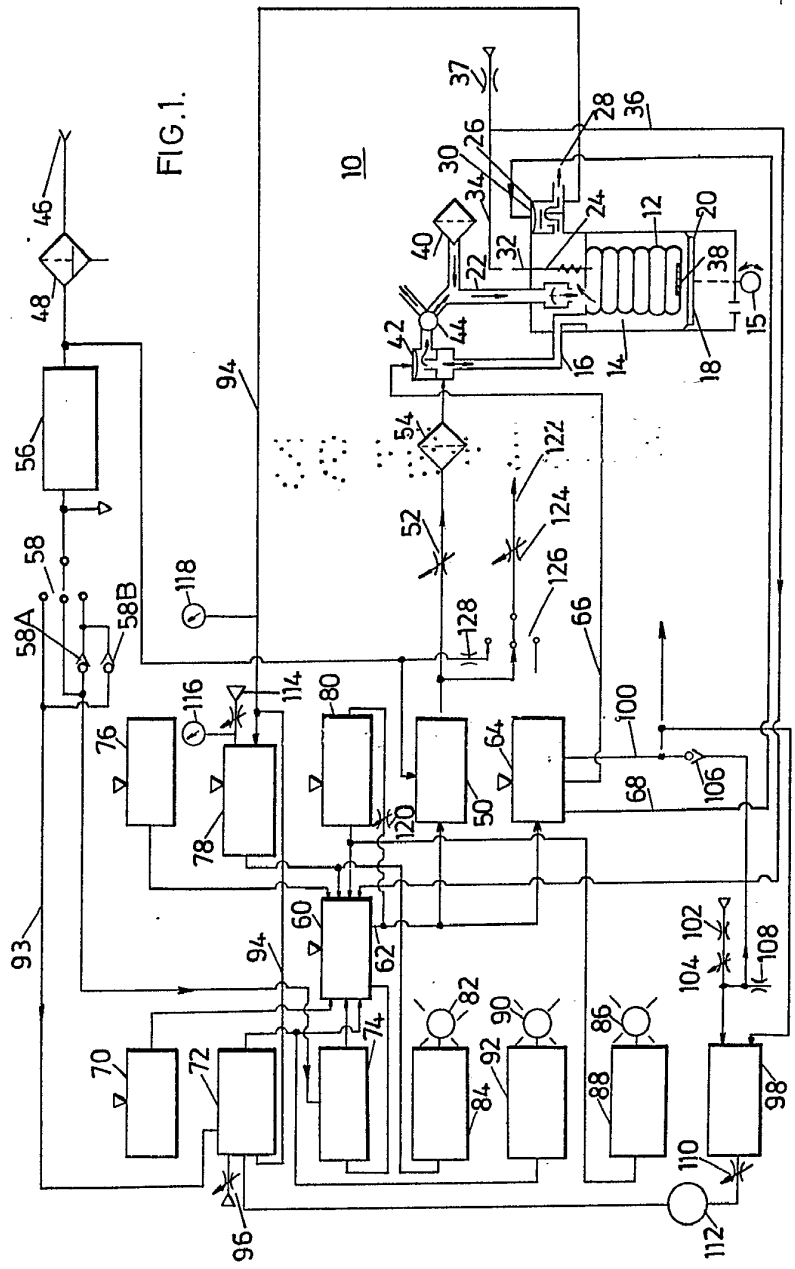
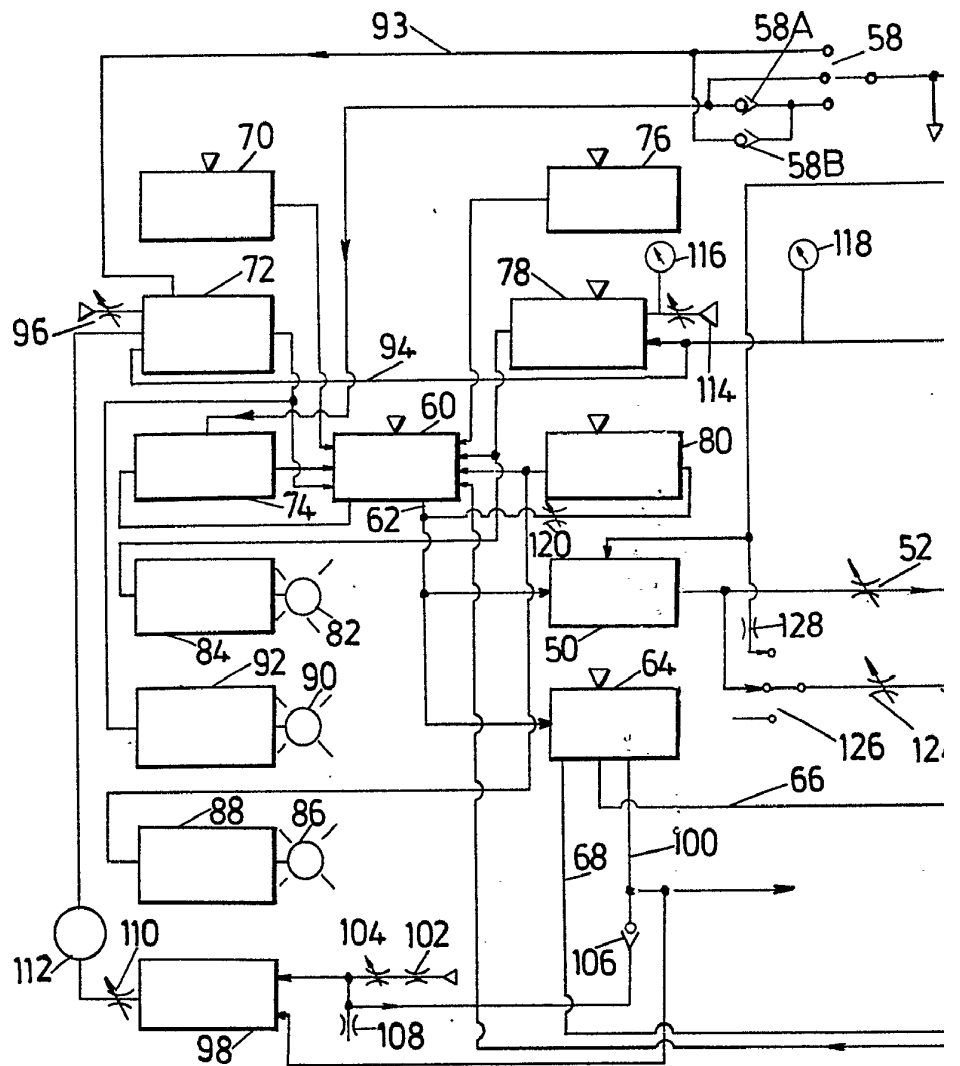


FIG. 1.



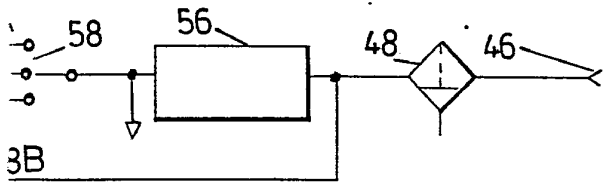
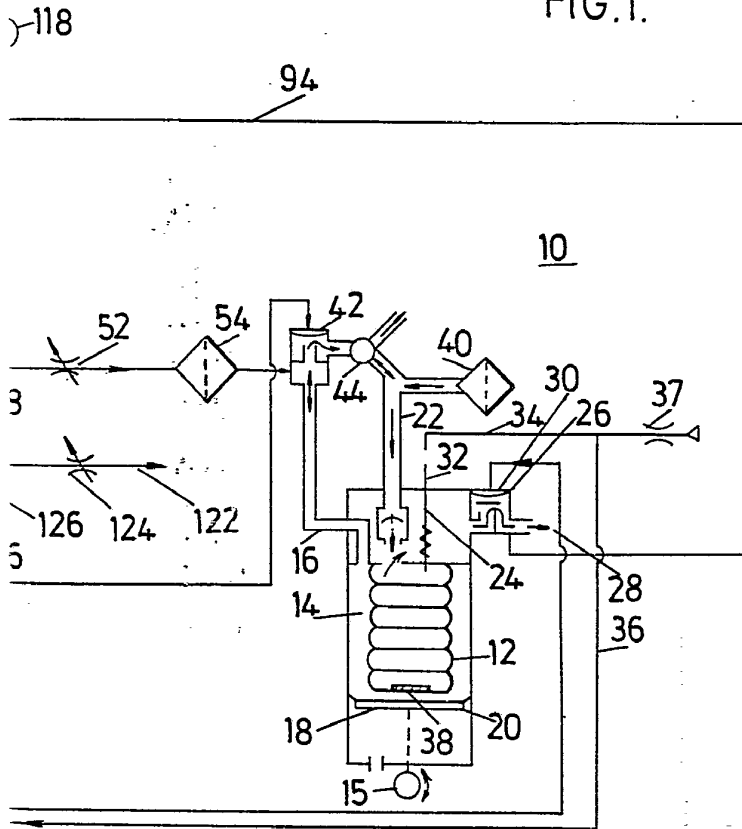


FIG. 1.



ESCALA
1:1

26 MAYO 1975

Madrid

L. GOMEZ ACEROS Y MODELOS
P. p. Firmado: L. GOMEZ ACEROS

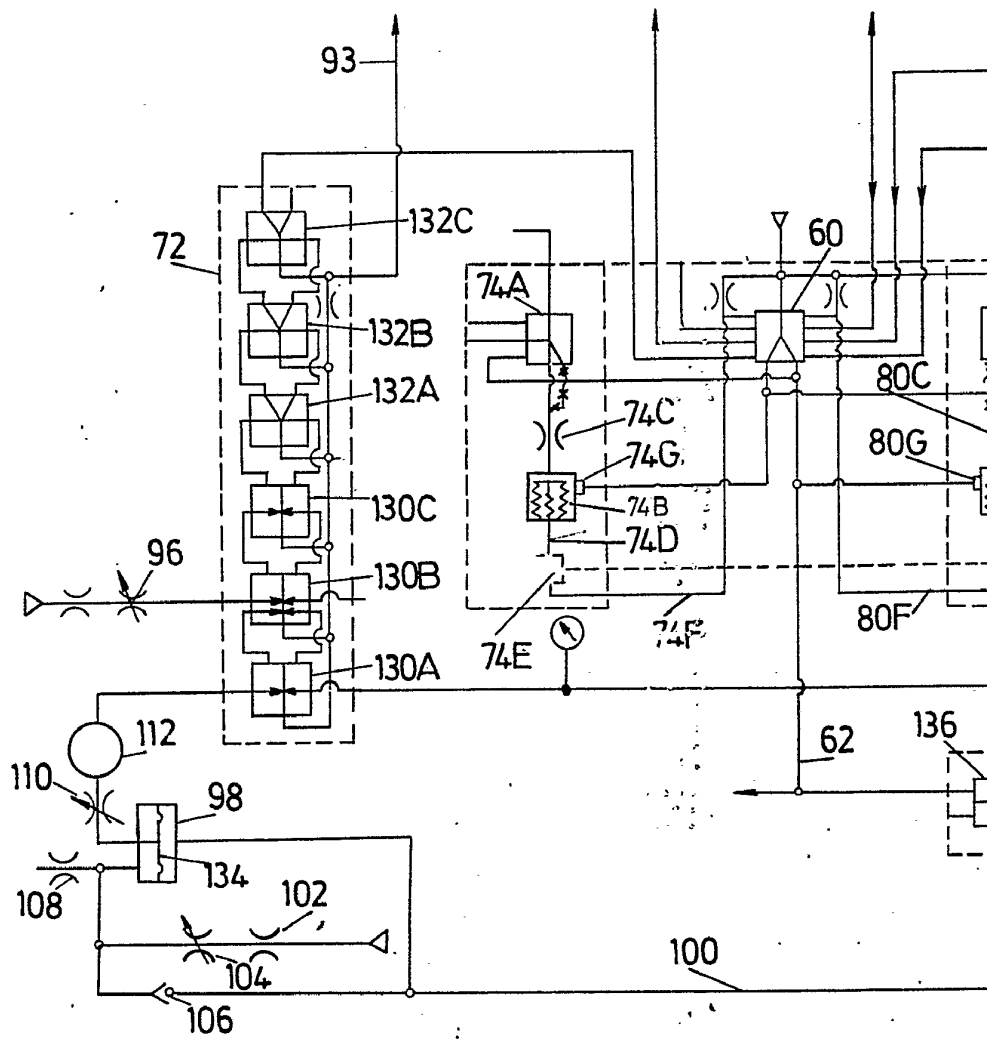
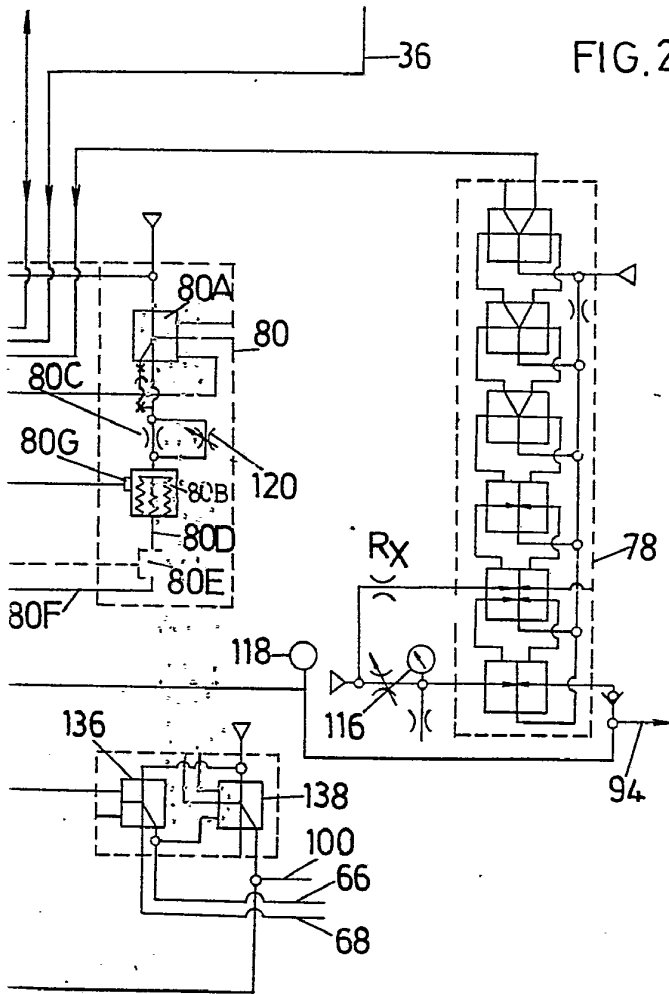




FIG.2.



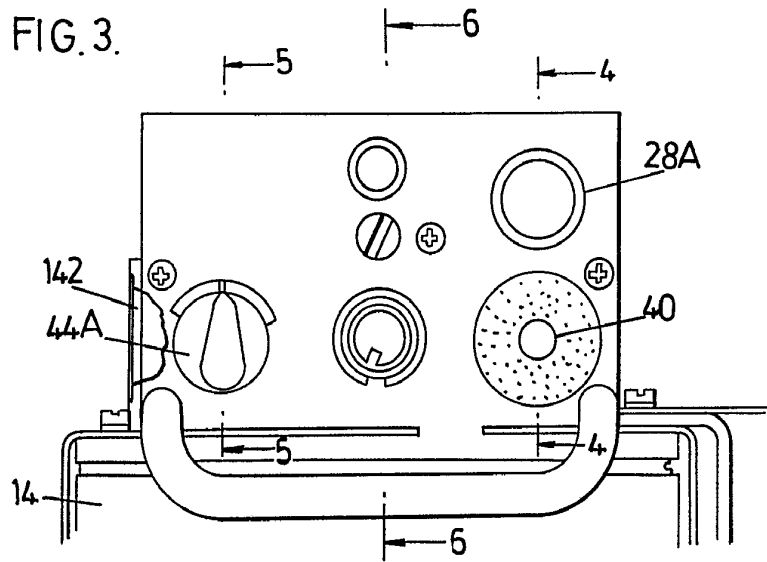
ESCALA
VARIABLE

26 MAYO 1975

Masdeu

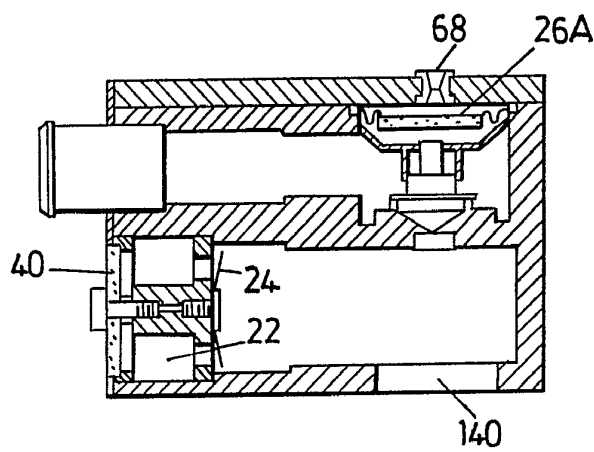
S. GOMEZ ACEDO Y MODET
p. p. Firmado: L. Gaeta Fernández

26 MAYO 1975



ESCALA
VARIABLE

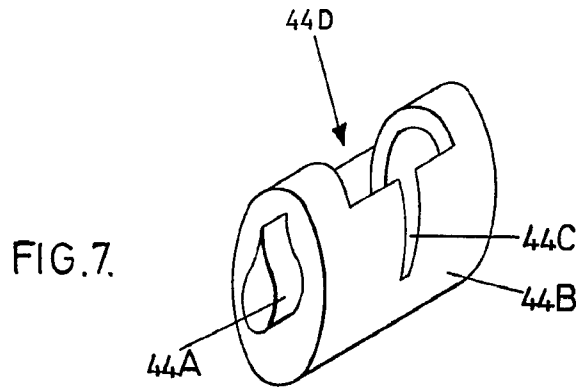
FIG. 4.



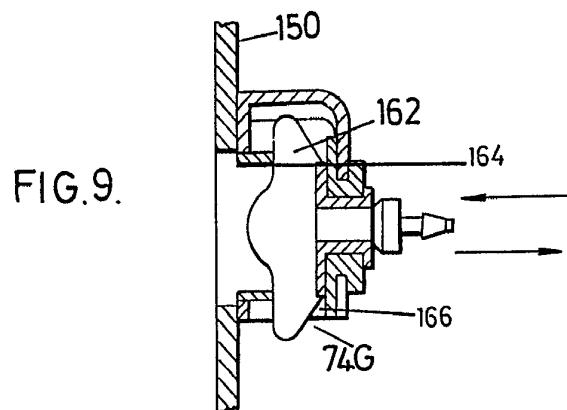
26 MAYO 1975

Madrid

J. GOMEZ ACEBO Y MODET
p. p. Firmado: L. Castro Fernández



ESCALA
VARIABLE

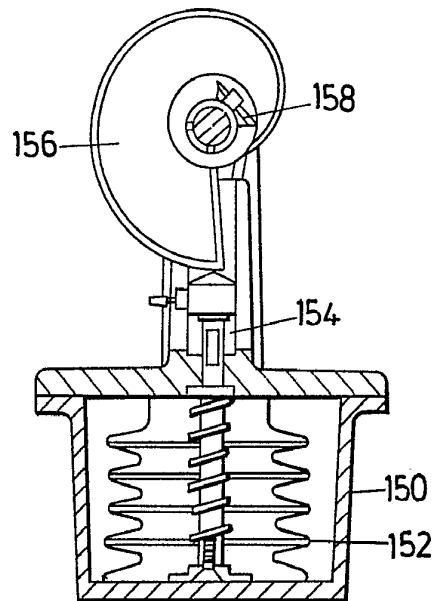


Madrid 26 MAYO 1975

GOMEZ ACEBO Y MODET
p. p. Firmado: L. Gaeta Fernández

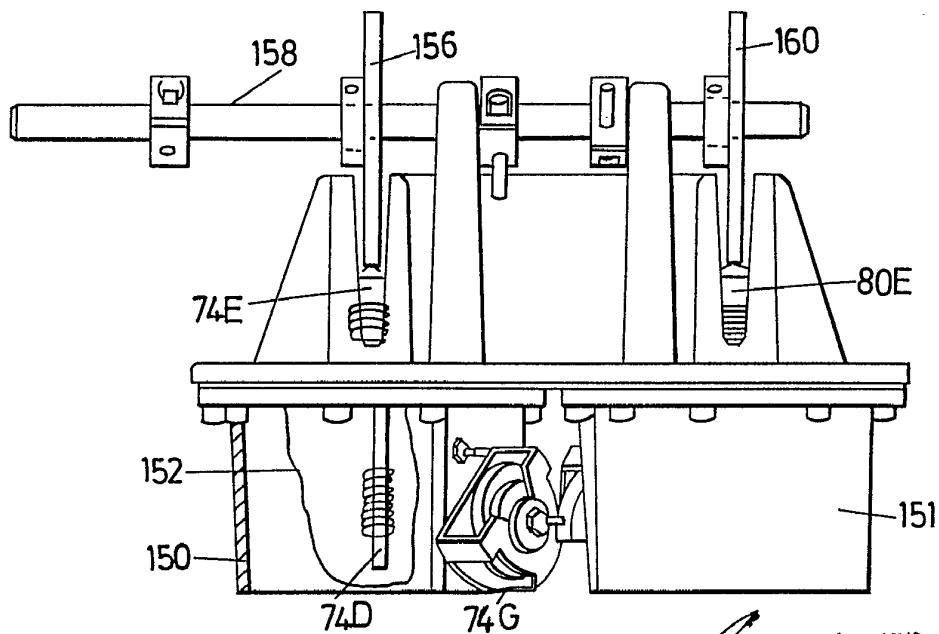
97 MAY 1975

FIG.10.



ESCALA
VARIABLE

FIG.8.



Madrid 26 MAYO 1975

J. GOMEZ ACEB Y MODET
p. p. Firmado: L. Gueta Fernández