

443605

MEMORIA DESCRIPTIVA

— PATENTE DE INVENCION.

DURACION: VEINTE AÑOS

OBJETO: " PERFECCIONAMIENTOS EN RESPIRADORES VOLUMETRICOS ESPECIALMENTE DESTINADOS PARA USOS TERAPEUTICOS ".

Cl. A 61M

Solicitante: MANUFACTURAS MEDICAS, S.A.

Residencia: TORREJON DE ARDOZ (Madrid) - c/ de la Solana, 11.

Nacionalidad: española.

La presente invención se refiere a ciertos perfeccionamientos introducidos en los respiradores volumétricos mediante ciclado por tiempo y con provisión de un completo sistema electrónico de control, indicación y de alarmas, que garantizan en todo momento un funcionamiento seguro.

Básicamente, un respirador volumétrico, según la invención, está formado por tres unidades fundamentales: un sistema mecánico de accionamiento, un sistema electrónico de control y un conjunto de válvulas que constituyen el circuito paciente.

La unidad mecánica, accionada por un motor eléctrico, a través de una leva y un fuelle, funciona como una bomba para suministrar gases al paciente. Variando la velocidad de rotación del sistema y la carrera del fuelle se regula la frecuencia respiratoria y el volumen tidal.

La unidad electrónica de control constituye el conjunto básico de funcionamiento del respirador. Los circuitos están impresos sobre tarjetas recambiables en las cuales se encuentran montados los diferentes componentes electrónicos. Los circuitos integrados, de la familia TTL, tienen a su cargo el llevar a cabo, en forma digital, las diferentes funciones de control consistentes fundamentalmente en la regulación e indicación de ciclo respiratorio, trigger y suspiro. La indicación de presión es analógica y se obtiene a partir de la señal producida por un transductor de alta presión.

El circuito se alimenta a partir de un mezclador de gases, que permite obtener todas las combinaciones posibles para las mezclas aire/oxígeno y oxígeno/protóxido de nitrógeno.

La duración de las distintas fases del ciclo respiratorio se determina mediante la apertura y cierre de la válvula.

vula espiratoria, la cual está controlada por la unidad electrónica anteriormente descrita.

Los perfeccionamientos según la invención, permiten la incorporación de una serie de elementos adicionales, para realizar modalidades especiales en el ciclo respiratorio, tales como resistencia espiratoria variable, presión final positiva y presión negativa, efectuándose la limitación de presión, en el sistema neumático conectado al paciente, mediante una válvula de seguridad independiente.

Un accesorio de fácil acoplamiento permite utilizar el respiratorio como elemento pasivo, administrando al paciente, de forma manual, los gases suministrados por el mezclador.

Para la mejor comprensión de cuanto antecede, se acompaña un esquema general de un aparato dotado de los perfeccionamientos preconizados, realizándose a continuación y con referencia al mismo, una detallada descripción de su constitución y funcionamiento.

Según queda representado el mezclador (18), a partir de oxígeno suministrado por A y protóxido de nitrógeno a presión suministrado por B y aire atmosférico que se recibe a través del filtro C, forma una mezcla gaseosa de la composición deseada, que a través de la válvula de no retorno (19) llena el fuelle (15) durante su carrera descendente. Al ascender el fuelle, impulsado por la rotación de la leva, (5), transmitida a aquél a través del juego de palancas, los gases contenidos son forzados hacia el paciente, pasando por la válvula de no retorno (20), cuya misión es obligar al fuelle a llenarse a través de la válvula (19) con gases del mezclador (18).

La válvula de solenoide (21) actúa como válvula de seguridad mandada eléctricamente. Cuando se abre, pone el cir-

cuíto paciente en comunicación directa con la atmósfera, impidiendo que la presión sobrepase el valor prefijado.

La pieza en T (22), además de cumplir su función propia, sirve de toma de presión para el transductor (23).

65 Siguiendo el circuito paciente, se encuentra la válvula espiratoria (24), que controlada por la unidad electrónica, regula la duración de la fase inspiratoria, produce inspiraciones profundas y establece la presión final positiva. En caso de falta de corriente eléctrica, esta válvula permanece
70 abierta, permitiendo libremente la espiración. Esta misma válvula permite el paso de gases en una sola dirección, lo cual impide que el paciente pueda inspirar a través de la línea espiratoria y mejora con ello la sensibilidad cuando el respirador funciona sincronizado por el paciente.

75 Formando cuerpo con la válvula espiratoria se encuentra una válvula de asiento (25) que permite añadir resistencia a la espiración. La salida de gases de esta válvula constituye un venturi (26) que al ser alimentado con oxígeno a presión durante la fase espiratoria produce una ligera succión,
80 creando la presión negativa regulada a través de la válvula (33).

El dispositivo de respiración manual consiste en una bolsa de goma (27) que al ser comprimida impulsa la mezcla de gases procedentes del mezclador a través de la válvula de
85 no retorno (28) hacia el paciente. Esta válvula de no retorno (28), obliga a que en la aspiración producida por la bolsa cuando ésta recupere su posición normal, los gases con que se llene sean frescos.

Funcionando el respirador bajo la modalidad de manual,
90 la válvula espiratoria es controlada neumáticamente por la pre-

95 sión generada al comprimirse la bolsa, permaneciendo cerrada mientras dura esta compresión. En el momento de cesar la misma, es decir, al iniciar la bolsa la recuperación de su forma normal, la válvula espiratoria se abre, permitiendo libremente la espiración.

100 Con objeto de evitar que cuando el respirador funcione suministrando presión negativa la diferencia de presiones entre ambas caras de la membrana de la válvula espiratoria (29) produzca el cierre de la misma, se ha dispuesto la conducción (30), que a través de la válvula (31) y la conducción (32), permite conectar la cámara posterior de la válvula espiratoria con el venturi, asegurándose de este modo una apertura total.

105 La válvula de no retorno (20), la válvula de seguridad (21), la válvula espiratoria (24), la válvula de resistencia espiratoria (25), el venturi (26) y la válvula (31) están fijadas sobre un panel fácilmente desmontable y constituyen el conjunto de elementos que deben ser limpiados y esterilizados al acabar cada tratamiento.

110 Los circuitos correspondientes a la unidad electrónica están repartidos sobre seis tarjetas de circuito impreso de las cuales cinco corresponden a funciones de control y la restante a la indicación de frecuencia respiratoria.

115 Las señales de sincronismo necesarias para definir y controlar las fases de cada ciclo respiratorio se obtienen a partir de los impulsos electrónicos generados por los tala-dros y ranuras de un disco (17) que se interpone entre una lámpara incandescente y un sistema de fotodiodos (16).

Las funciones agrupadas en cada una de las tarjetas de control son las siguientes:

120 a) FRECUENCIA RESPIRATORIA: Recibe información sobre

la frecuencia respiratoria en forma de impulsos procedentes del fotodiodo, procesándola y enviándola en forma binaria a la tarjeta del display.

125 b) VALVULA ESPIRATORIA: Procedente de los fotodiodos recibe información sobre el estado en que se encuentra el ciclo respiratorio y en función de ella y de la situación de los controles de presión final positiva, presión negativa, suspiro y duración de la fase inspiratoria, gobierna el funcionamiento de la válvula espiratoria y del venturi.

130 c) SUSPIRO: Controla el intervalo entre suspiros en función de la posición del mando correspondiente a esta modalidad, enviando la señal de mando a la tarjeta anterior.

135 d) TRIGGER Y ALARMAS: Esta tarjeta recibe la información correspondiente a la situación del ciclo respiratorio de la tarjeta Válvula Espiratoria y del nivel de presión, ya traducido su valor a forma digital, de la tarjeta Transductor de Presión. Estas informaciones son procesadas y dan lugar a la iniciación de una inspiración en el momento en que ésta es solicitada por el paciente.

140 Asimismo, esta tarjeta también recibe toda la información correspondiente a las posibles causas de alarma, memorizándolas y emitiendo las señales luminosas y acústicas que correspondan en cada caso, incluso la de desconexión de red.

145 e) TRANSDUCTOR DE PRESION: En esta tarjeta es recibida y procesada toda la información correspondiente a la presión del ciclo respiratorio, información que se recibe a partir del transductor de presión, cuya señal es amplificada y filtrada para ser llevada al indicador de panel y comparada para dar lugar a las diferentes señales de control necesarias en los
150 casos de alarmas de fugas y presión máxima, presión final po-

sitiva y trigger.

155 f) DISPLAY: Esta unidad recibe la información de frecuencia respiratoria procedente de la tarjeta Frecuencia Respiratoria codificada en BCD, decodificando esta información y gobernando los displays.

160 g) FUENTE DE ALIMENTACION: Su función consiste en generar a partir de la tensión de alimentación de red (125/220 v.c.a.) las tensiones de continua y alterna necesarias para el funcionamiento de todos los dispositivos eléctricos y electrónicos.

165 Los principios mecánicos en los que se basa el funcionamiento del respirador son muy simples. Un motor eléctrico (1) de corriente alterna y velocidad de giro constante, acciona a través de un variador de velocidad (2) y un embrague eléctrico (3), un mecanismo reductor (4) que produce la rotación de una leva (5).

170 Un palpador (6) y un balancín (7) transmiten el movimiento generado por el perfil de la leva a través de un sistema articulado de palancas, constituidas por el vástago menor (8) la palanca principal (9) y la biela (10), al vástago del fuelle (11). La ley de movimientos resultante en el fuelle (15) es consecuencia del perfil geométrico de la leva (5) y la amplitud de su desplazamiento de la posición del punto de apoyo (12) de la palanca principal (9), que al ser variado
175 modifica la relación entre la amplitud del desplazamiento producido por la leva y el resultante en el fuelle (15). El cambio de posición del punto de apoyo (12) de la palanca principal (9) se produce haciendo girar un husillo roscado (13) que desplaza una tuerca (14) sobre la que va montado el punto de apo-
180 yo (12).

El mando de frecuencia respiratoria situado en el panel principal actúa directamente sobre el tornillo de regulación del variador de velocidad, mientras que el mando de volumen situado en el mismo panel transmite su movimiento al husillo (13) que al variar la carrera del fuelle (15) fija el volumen por inspiración.

Todo el conjunto mecánico anteriormente descrito se encuentra montado sobre un bastidor metálico que hace las veces de chasis del respirador. La unión de este chasis al mueble del equipo se realiza mediante una suspensión elástica con objeto de evitar vibraciones en el exterior del aparato.

La información sobre la frecuencia de rotación de la leva y su posición necesaria para que el sistema electrónico de control funcione debidamente, se obtiene a partir de una unidad de fotodiodos (16), la cual transmite una serie de impulsos eléctricos al recibir la luz procedente de una fuente luminosa a través de los orificios practicados en el disco de fotodiodos (17) que gira solidariamente unido a la leva (5).

Para la puesta en servicio, existe un tablero de mando dotado de un conjunto de cuatro teclas luminosas para el interruptor general del aparato y las teclas de selección para las modalidades de funcionamiento en manual trigger y automático. El color de cada una de las teclas es diferente, con objeto de poder determinar, incluso a cierta distancia, bajo que forma de funcionamiento está operando el respirador.

La puesta en marcha del equipo se realiza mediante la pulsación del interruptor general, que permanece en esta posición hasta que una nueva pulsación se efectúe con objeto de desconectar el aparato.

La simple pulsación de las teclas correspondientes a la modalidad de funcionamiento en trigger o automático, condiciona el funcionamiento del respirador en la forma elegida. En el caso de desearse un funcionamiento manual, además de
215 la pulsación de la tecla correspondiente a esta manera de actuar, es necesario acoplar el dispositivo de respiración manual en la salida de gases del respirador hacia el paciente.

Trabajando bajo esta modalidad, y en caso de haber tensión de red y estar conectado el aparato, el respirador queda anulado en todo lo que se refiere a actuar como impulsor de gases hacia el paciente. Tanto en el caso anterior como en el de no existir corriente en la red, la utilización del dispositivo de respiración manual permite continuar suministrando al paciente gases de la composición pre-elegida, fijada
225 por el mezclador.

Existe un mando que selecciona la concentración de la mezcla de gases que se desea suministrar al paciente.

La escala de concentraciones es doble, el lado izquierdo correspondiendo a las mezclas de aire atmosférico y oxígeno, mientras que la escala del lado derecho corresponde a las mezclas de oxígeno y óxido nitroso. En ambos casos la
230 escala indica concentración final de oxígeno en la mezcla en divisiones del 5%.

Para el correcto funcionamiento del mezclador es necesario disponer de oxígeno y óxido nitroso comprimidos a una presión comprendida entre 2 y 5 Kgs/cm² sin importar la diferencia de presión entre uno y otro gas.
235

El aire necesario tanto para las mezclas como para el suministro directo se toma de la atmósfera a través de un filtro bactericida desechable cuyo estado de limpieza es im-
240

portante si se desea garantizar la precisión de las mezclas aire/oxígeno.

245 En caso de que el suministro de oxígeno fallara o su presión fuera inferior al mínimo necesario, un dispositivo de seguridad hace que el mezclador suministre aire filtrado con independencia de la posición del mando de concentración. Se actúan simultáneamente las correspondientes alarmas óptica y acústica que pueden bloquearse pulsando el botón de rearme en caso de que se desee trabajar exclusivamente con aire.

250 Se ha previsto un control de frecuencia que permite seleccionar la frecuencia respiratoria deseada cuando el respirador funciona en automático. Un índice indica de forma aproximada sobre una escala el valor de la frecuencia, la cual puede leerse con exactitud en el display.

255 Cuando el respirador funciona sincronizado por los intentos inspiratorios del paciente, (trigger), el índice del control de frecuencia señala la frecuencia máxima a la que dicho paciente podría respirar en esas condiciones. Si el paciente intentara respirar a una frecuencia superior que la prefijada en el aparato, se activará la alarma situada bajo
260 el display. En cualquier caso, la frecuencia respiratoria del paciente es el valor señalado por el indicador digital.

Esta indicación corresponde siempre al promedio de un intervalo de 35 segundos, por lo que el cambio de indicación
265 se produce también con intervalos iguales, lo que implica que al actuar sobre el mando de frecuencia debe esperarse a que la indicación cambie dos veces para poder leer el valor correcto de la nueva frecuencia.

270 Un indicador analógico señala en cada instante la presión en el circuito paciente, medida por un transductor

electrónico.

La escala, en divisiones de 2 cm. H₂O, alcanza desde -20 cm. H₂O hasta 100 cm. H₂O.

275 La misma señal de tensión que alimenta el indicador de panel, se puede obtener, para su representación en un osciloscopio o registrador, de un conector situado en la parte posterior del aparato. Cualquier elemento que se conecte a esta toma, deberá tener una impedancia de entrada no inferior a 10 K Ω .

280 En las inmediaciones del indicador de presión se encuentra un tornillo que permite ajustar el 0. Este ajuste debe hacerse periódicamente con la toma de presión del circuito paciente desconectada, y siempre después de un periodo de calentamiento del respirador no inferior a cinco minutos.

285 A la derecha del indicador se encuentra un mando que permite fijar el valor máximo de la presión en el circuito paciente. Si este valor prefijado es alcanzado, se abre una válvula de seguridad, controlada electrónicamente que permite la salida de gases del circuito paciente a la atmósfera, impidiendo que la presión aumente y simultáneamente se enciende el piloto de alarma y comienza a sonar el avisador acústico. Cuando 290 la presión en el circuito paciente se hace de nuevo inferior al valor prefijado, la válvula de seguridad se cierra aunque el piloto y el avisador acústico siguen funcionando mientras 295 no se pulse el rearme de la alarma. Todo el sistema de seguridad continúa en disposición de actuar nuevamente, aunque no se haya producido el rearme.

300 Se ha previsto un mando que permite fijar el volumen por respiración. Un índice lo señala de forma aproximada sobre una escala concéntrica.

Si alguno de los tubos que unen paciente y respirador se desconectara, se produciría una fuga de gases que sería detectada por la alarma correspondiente. El piloto/pulsador de rearme de dicha alarma se encuentra situado debajo del mando de volumen.

El funcionamiento de esta alarma de fugas se basa en que durante cada ciclo respiratorio, la presión en el circuito paciente debe alcanzar un cierto valor mínimo, que se ha fijado en 8 cm. H₂O y en caso de no sobrepasarse indica la existencia de una fuga de cierta importancia.

Debe señalarse que los volúmenes por respiración indicados en la escala del control de volumen, corresponden al volumen de los gases, medido a presión y temperatura ambiente, impulsado por el fuelle y que para traducirse en volumen tidal habrían de tenerse en cuenta varios factores tales como espacios muertos de los elementos y tubos del circuito paciente, compliancia de estos elementos y del propio paciente, así como el valor máximo de la presión alcanzada durante el ciclo respiratorio.

Al comenzar el ciclo respiratorio, la válvula espiratoria se cierra y el fuelle que se encontraba en el punto más bajo de su recorrido comienza a subir, comprimiendo el gas contenido en su interior y forzándolo al paciente. Cuando el fuelle alcance el punto más alto de su carrera habrá suministrado el volumen que se había prefijado y finalizará la fase de inspiración activa, cuya duración expresada en porcentaje de un ciclo respiratorio completo es independiente de la frecuencia respiratoria y del volumen.

Entre el final de la fase de inspiración activa y el comienzo de la espiración, podemos intercalar una pausa

inspiratoria de duración variable en diez escalones entre 0 y 27% de ciclo respiratorio.

335 El conmutador que permite esta regulación, tiene diez posiciones marcadas del 0 al 9, correspondiendo la primera y la última a una fase inspiratoria de 23% y 50% de duración, respectivamente.

340 El respirador es capaz de producir a intervalos prefijados, una inspiración profunda (suspiro) de volumen doble al tidal. Para producir el suspiro, se suprime una fase espiratoria, por lo que resulta una inspiración en dos escalones, separados por una pausa.

345 Mediante un conmutador de dos décadas, podemos fijar el intervalo entre suspiros de 0 a 990 respiraciones normales, en escalones de 10. Este intervalo debe fijarse antes de actuar el pulsador que controla los suspiros.

350 Cuando se ha seleccionado el funcionamiento del respirador sincronizado con el paciente (modalidad de trigger), aquél se para al final de cada respiración y espera el intento de inspiración del paciente para iniciar un nuevo ciclo respiratorio.

355 Un mando de sensibilidad permite variar el esfuerzo inspiratorio necesario para sincronizar el aparato entre -2 y -10 cm. H₂O; y es ahora cuando la indicación digital de frecuencia respiratoria es más útil, ya que el valor que indica representa la frecuencia a que está respirando espontáneamente el paciente.

360 Si el paciente tardara más de 8 segundos en intentar una inspiración, el aparato le proporcionará automáticamente una respiración, activando las alarmas acústica y óptica durante el ciclo y esperando nuevamente el intento de inspiración

del paciente.

De esta forma y teniendo en cuenta lo indicado en el párrafo correspondiente al control de frecuencia, cuando el respirador funcione sincronizado con el enfermo, es éste
365 quien fija la frecuencia respiratoria, pero el control se encarga de garantizar que estará comprendida entre una mínima de 7,5 respiraciones por minuto (lo equivalente a una res-
piración cada 8 segundos) y una máxima (que es seleccionada en el mando de frecuencia) para evitar que el paciente se
370 acelere excesivamente.

Sincronizada con la fase espiratoria se puede aplicar una ligera presión negativa, cuyo valor puede regularse con el mando correspondiente.

Esta pequeña depresión se logra por medio de un venturi accionado por oxígeno. A fin de minimizar el gasto de
375 éste, se ha dispuesto una válvula de mando eléctrico que permite el paso solamente durante la espiración, que es cuando resulta útil la aplicación de presión negativa.

Se ha previsto un mando de control de resistencia espiratoria que actúa sobre una válvula de asiento, de ajuste
380 fino, que cerrando parcialmente el paso a los gases espirados por el paciente permite aumentar la resistencia a la espiración.

Asimismo existe un mando que permite obtener una
385 presión positiva al final de la fase espiratoria, cuyo valor puede regularse en un amplio margen sin introducir resistencia espiratoria alguna.

Esto se logra mediante un sistema electrónico de control que cierra la válvula espiratoria en el momento que
390 se alcanza el valor de presión final positiva prefijado. Por

este motivo la resistencia del circuito de espiración no se altera en relación al funcionamiento normal.

395 La forma, dimensiones y materiales podrán ser variables y en general cuanto sea accesorio o secundario, siempre que no altere, cambie o modifique la esencialidad del objeto que se describe.

Los términos en que queda redactada esta Memoria son ciertos y fiel reflejo del objeto descrito, debiéndose tomar con carácter amplio y nunca en forma limitativa.

400 La solicitante se reserva el derecho de obtención de los oportunos Certificados de Adición complementarios por las mejoras o perfeccionamientos que en lo sucesivo pudiera aconsejar la práctica.

N O T A :
=====

405 Descrita suficientemente la naturaleza y alcance de la invención y la manera como la misma puede ser llevada a la práctica, se reivindicán a título privativo las siguientes particularidades sobre las cuales ha de recaer la concesión del privilegio de PATENTE DE INVENCION que se solicita.

410 1ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos especialmente destinados para usos terapéuticos, esencialmente c a r a c t e r i z a d o s por la intercalación de un transductor electrónico en el circuito de respiración que recibe y procesa la totalidad de las incidencias del ciclo que
415 son registradas e interpretadas en una pluralidad de tarjetas recambiables de impresión magnetizada para cada una de las fases esenciales del dicho ciclo y que en la coordinación mutua proporcionan en cada caso las constantes mecánicas de funcionamiento programado del respirador volumétrico.

420 2ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos

cos especialmente destinados para usos terapéuticos, según reivindicación 1ª), caracterizados porque la intercalación de un transductor electrónico condiciona la sensibilización de los medios de control de resistencia adicional en circuito espiratorio y funcionamiento en auto-control de trigger con sensibilización exacta y registro permanente de salida para las curvas indicadoras en independencia de mecanismos de muelles o válvulas susceptibles de retenciones de inercia y alerta en cada una de las circunstancias previstas en las dichas tarjetas intercambiables a los oportunos dispositivos de alarma y aviso óptico y/o sónico y posibilita lectura digital de valores medios.

3ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos especialmente destinados para usos terapéuticos, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque la introducción de un sistema de tarjetas coordinadoras de las funciones básicas por registro de interpretación de programas permite simultanear los funcionamientos mecánicos, eléctricos y mecánicos para cualquiera de las dichas funciones básicas.

4ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos especialmente destinados para usos terapéuticos, según reivindicaciones precedentes, caracterizados porque la leva de accionamiento mecánico del sistema neumático de respiración asistida, incorpora unos discos perforados según programas adecuados que son leídos y traducidos para registro continuo del ciclo de funcionamiento mediante fotodiodos adecuadamente excitados y relacionados con los programas previstos para la adecuada alertización de los medios de aviso, condicionados a las circunstancias extremas previstas para cada

caso clínico adecuadamente programado por la selección de las tarjetas recambiables.

455 5ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos especialmente destinados para usos terapéuticos, según anteriores reivindicaciones, caracterizados porque el mecanismo de control de suspiros se comanda por selección manual en el tablero de control en proporción al número de respiraciones en independencia del tiempo transcurrido, siendo este selector de frecuencias acondicionado en decenas entre 0 a 990 inspiraciones para provocar inspiración en dos periodos separados por una pausa, siendo en cada caso las relaciones de inspiración/expiración/descanso adecuadamente programadas en las tarjetas intercambiables y siempre en porcentajes de ciclo fisiológicamente normales.

460 6ª).- Perfeccionamientos en respiradores volumétricos especialmente destinados para usos terapéuticos, según anteriores reivindicaciones, caracterizados porque los medios de acoplamiento de tomas de los fluidos normales de alimentación del ciclo respiratorio son susceptibles de recibir por conexiones mecánicas normalizadas vaporizadores de gases de propiedades específicas entre las que se consideran preferentemente las de tipos anestésicos.

470 7ª).- "PERFECCIONAMIENTOS EN RESPIRADORES VOLUMETRICOS ESPECIALMENTE DESTINADOS PARA USOS TERAPEUTICOS".

Todo ello según queda expuesto en la presente Memoria que consta de diecisiete hojas foliadas y mecanografiadas por una sola cara y dibujos que la misma se acompañan.

MADRID, 17 DIC. 1975

P. A.

Modesto Polo
P. P.

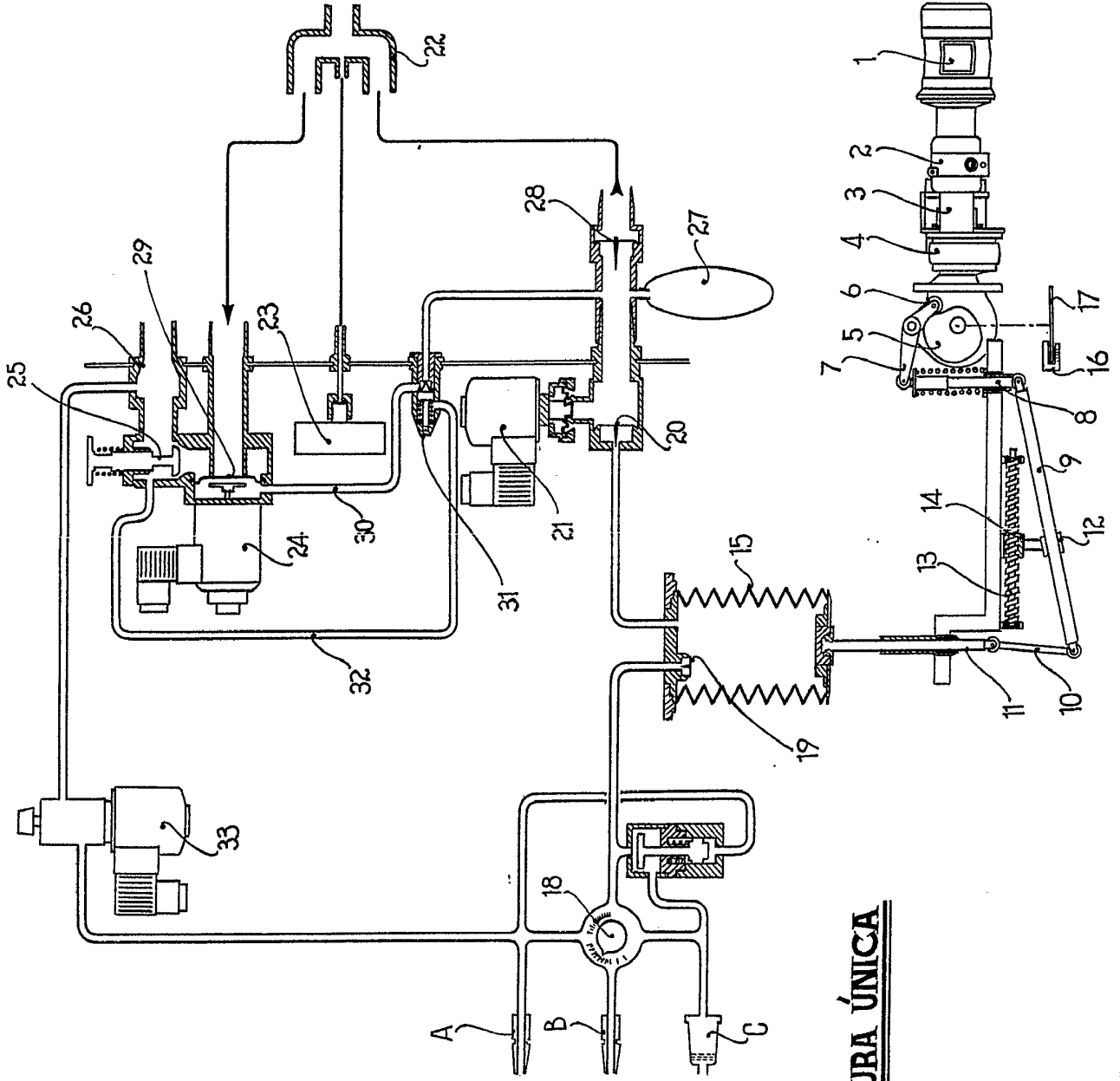


FIGURA ÚNICA

MADRID, 17 DIC 1975

Alfonso...

ESCALA VARIABLE

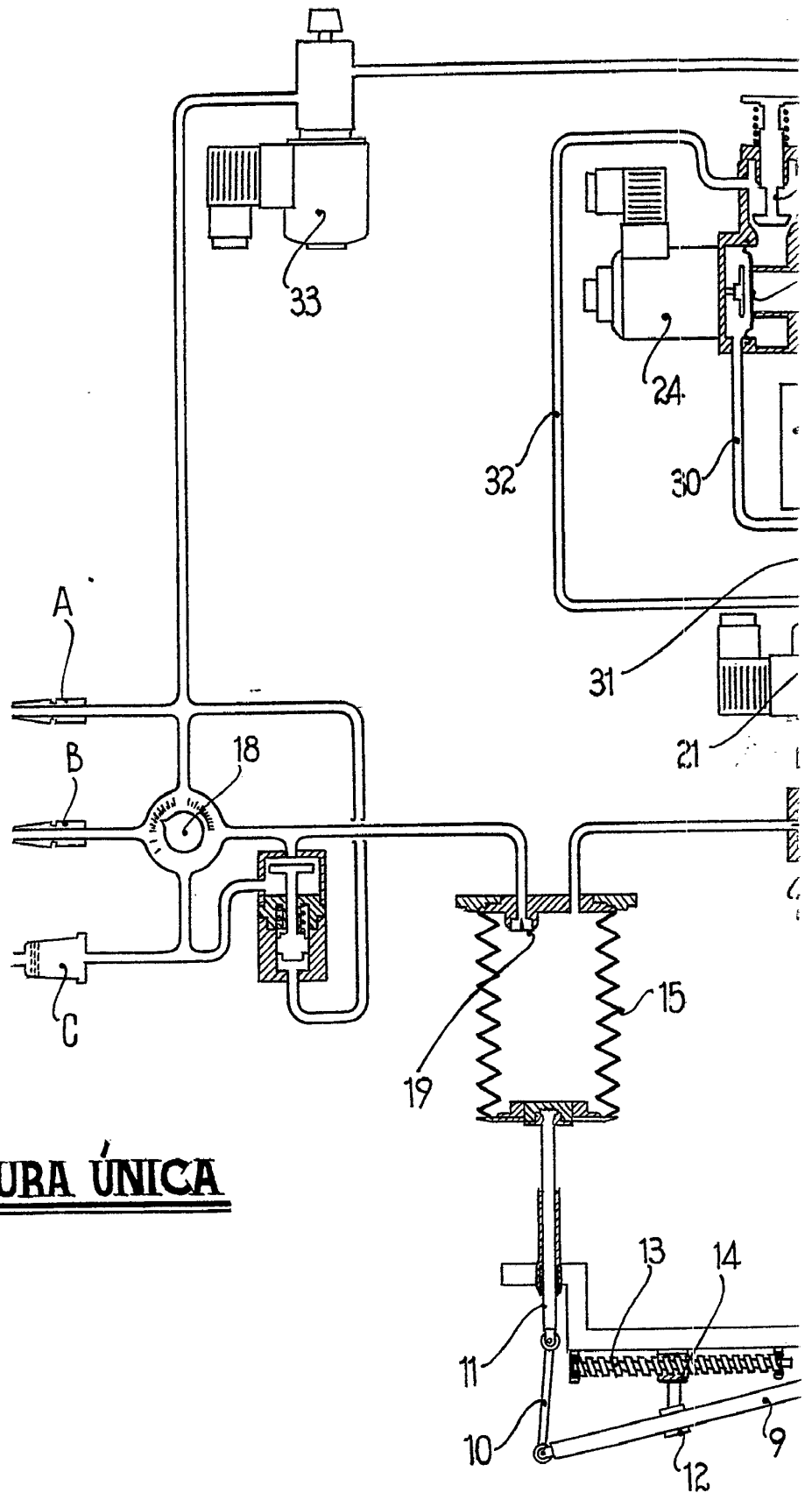
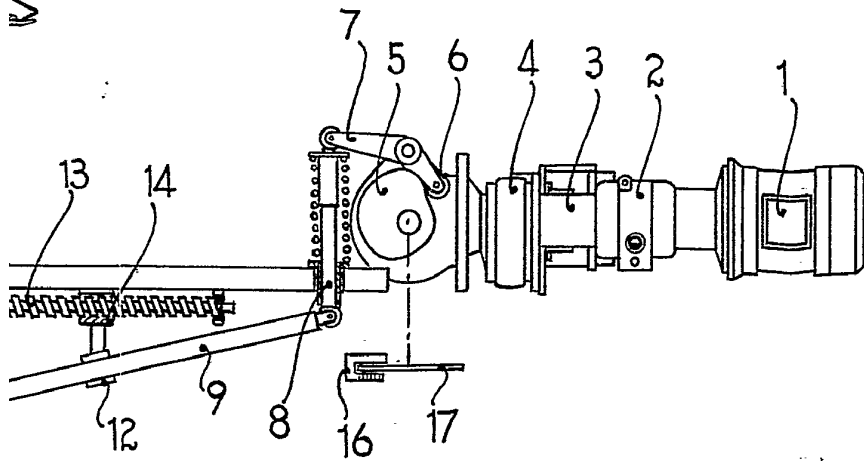
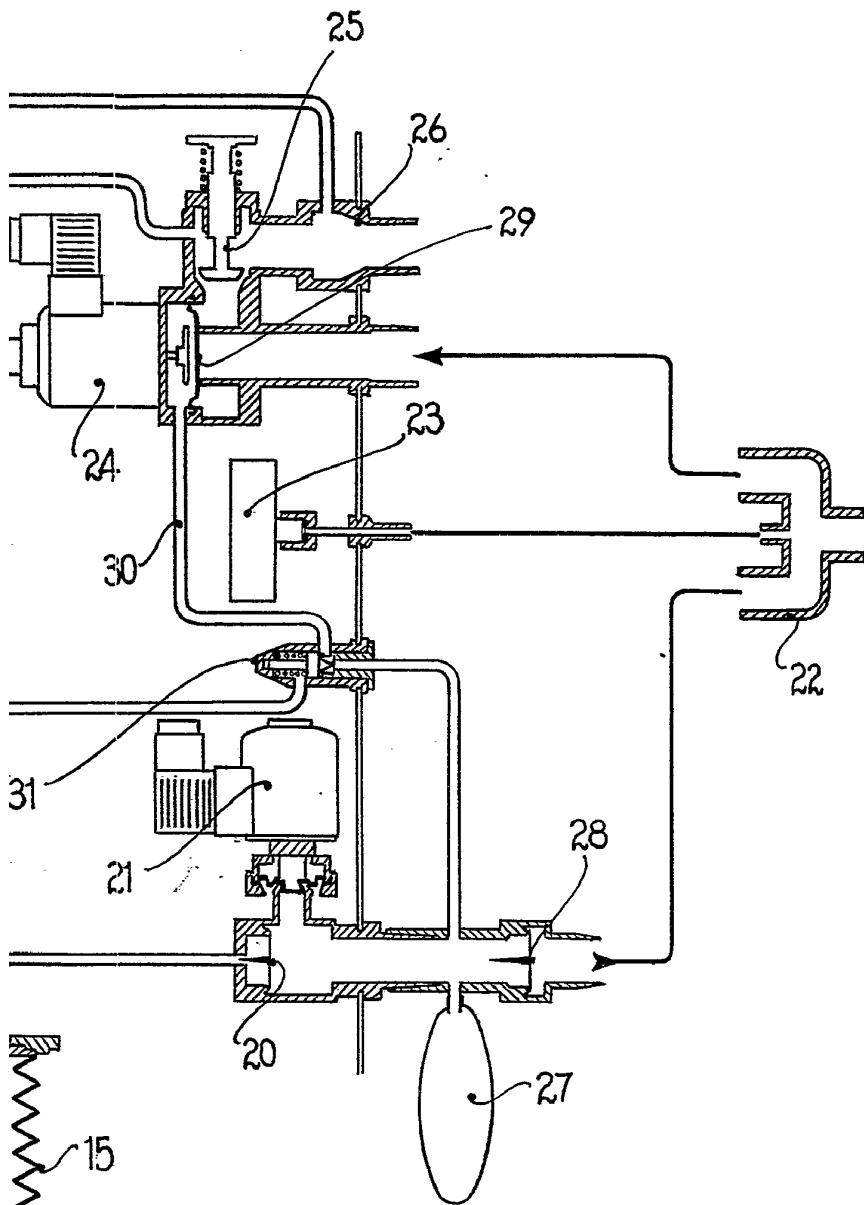


FIGURA ÚNICA



MADRID, 17 DIC 1975

Alfonso Polo
S.P.

ESCALA VARIABLE