

## ASISTENCIA RESPIRATORIA EXPERIMENTAL.

Rosete Uribe J. R.

Unidad de Bioingeniería Dep.de Técnica y Educación  
Quirúrgica.Facultad de Medicina.U.N.A.M. México D.F.

### RESUMEN

Se describe el diseño de un ventilador de volumen para uso experimental basado en accionamiento neumático y control eléctrico.La descripción incluye circuitos neumáticos, eléctricos y electrónicos, involucrados para accionar un fuelle que compone un circuito neumático independiente para el sujeto de experimentación. Se describen además mecanismos complementarios que hubo que diseñar para completar el sistema central.

Se comentan las observaciones hechas in-vitro que muestran el funcionamiento del sistema y la viabilidad de su control, aunque a la fecha de realizar este reporte no se muestran resultados de experimentos in-vivo.

El control sobre la función respiratoria durante experimentos quirúrgicos en investigación y docencia debe asegurar un correcto intercambio gaseoso, evitar el colapso pulmonar, permitir el uso de anestésicos inhalados y poder restituir la cavidad pleural (1).

Comercialmente existen sistemas capaces de controlar eficientemente la función respiratoria; unos de presión, formados por compresores y válvulas que controlan la dirección de los flujos de gas en distintos sentidos y otros de volumen, con mecanismos de pistón (2).

El uso de estos aparatos se encuentra limitado por su costo y las restricciones físicas de sus diseños.

El Departamento de Tec. y Educación Quirúrgica como parte de su política de mejoramiento en el contenido académico de la materia

La creación de este circuito abarca el diseño de las citadas -  
 válvulas antirretorno y exhalación que se muestran en la figura 3 -  
 ( 5 ).

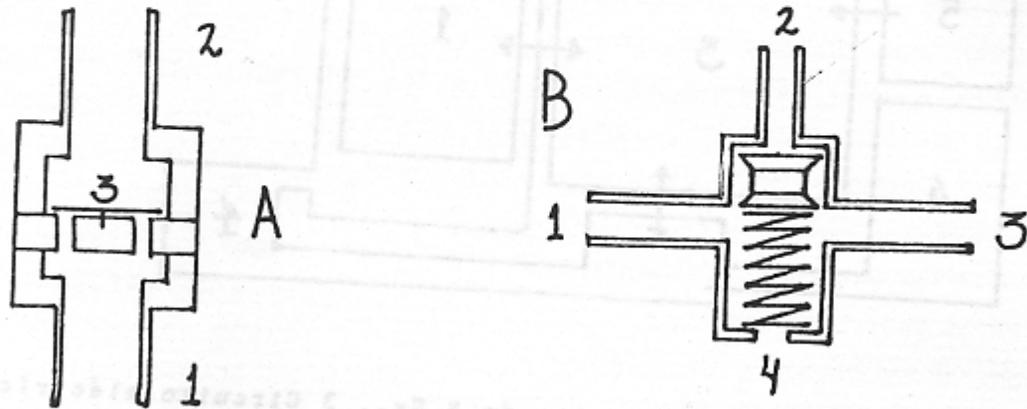


FIGURA 3 : 3A Válvula antirretorno; 1 entrada, 2 salida, 3 membra-  
 na.

3B Válvula de exhalación; 1 entrada, 2 salida, 3 conec-  
 ción al S.Ex., 4, salida de exhalación.

CIRCUITO DE CONTROL: Como se mencionó este circuito es en parte -  
 neumático para accionar el fuelle mediante una válvula de 2/3 vías  
 ( 6 ), es en este sitio donde se controla la frecuencia a que opera  
 el ventilador, al regular el caudal de aire que comprime el fuelle o  
 el de succión que lo expande. (figura 4)

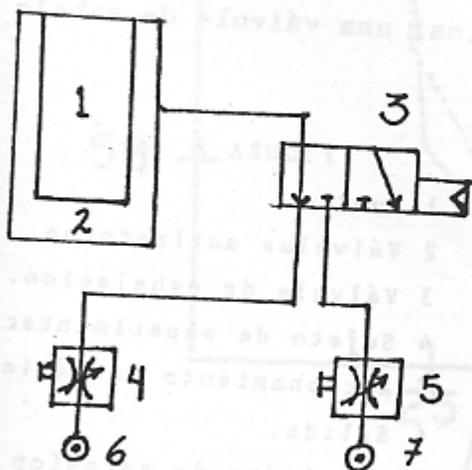


FIGURA 4 MECANISMO DE COMPRE-  
 CION.

- 1 Fuelle.
- 2 Cámara rígida.
- 3 Válvula de 2/3 vías.
- 4 Reguladores de caudal
- 5 Regulador de caudal.
- 6 Fuente de vacío.
- 7 Fuente de presión.

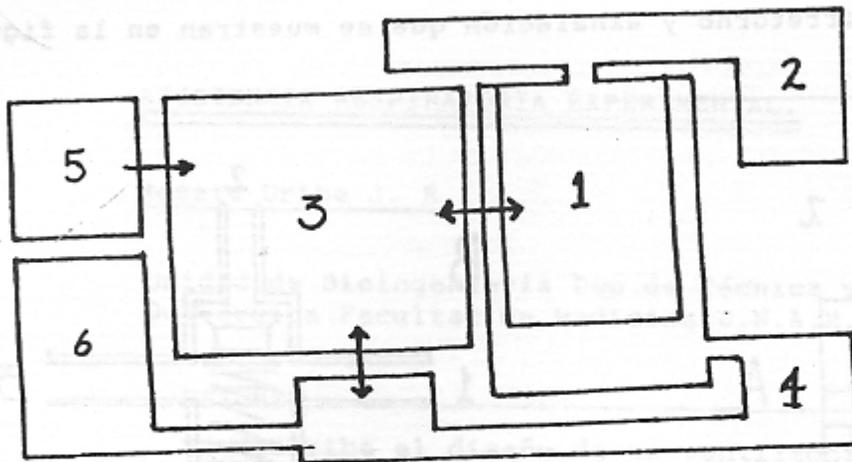


FIGURA 1 : 1 Fuelle, 2 Circuito de S.Ex., 3 Circuito eléctrico-electrónico y detector, 4 Circuito neumático accionador del fuelle, 5 fuente eléctrica, 6 fuente neumática

estimulan un foto-transistor montado en el fuelle. El gas que contiene el fuelle es entonces expulsado hacia el S.Ex..

PRIMER CIRCUITO (del S.Ex.): Este es un circuito neumático formado por la parte interior del fuelle con forma de prisma cuadrangular de 10 cm. de lado, a la salida de este se encuentran dos válvulas unidireccionales o antiretorno conectadas en posición de admisión y expulsión, a la válvula de expulsión como equipo opcional puede conectarse en serie un vaporizador de éter, un detector de alta presión y uno de baja presión, pero siempre al final una válvula de exhalación. (figura 2)

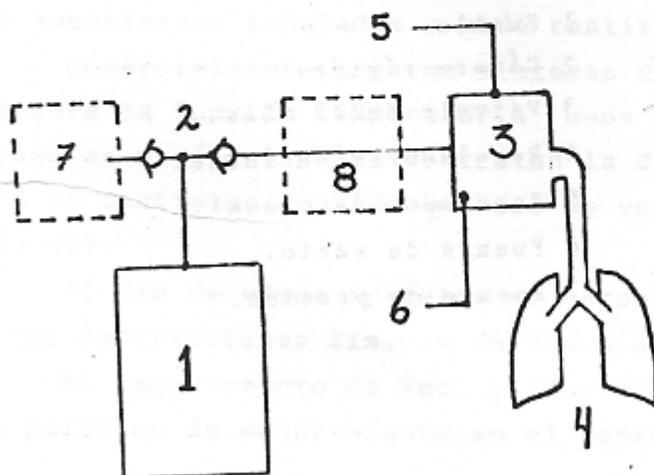
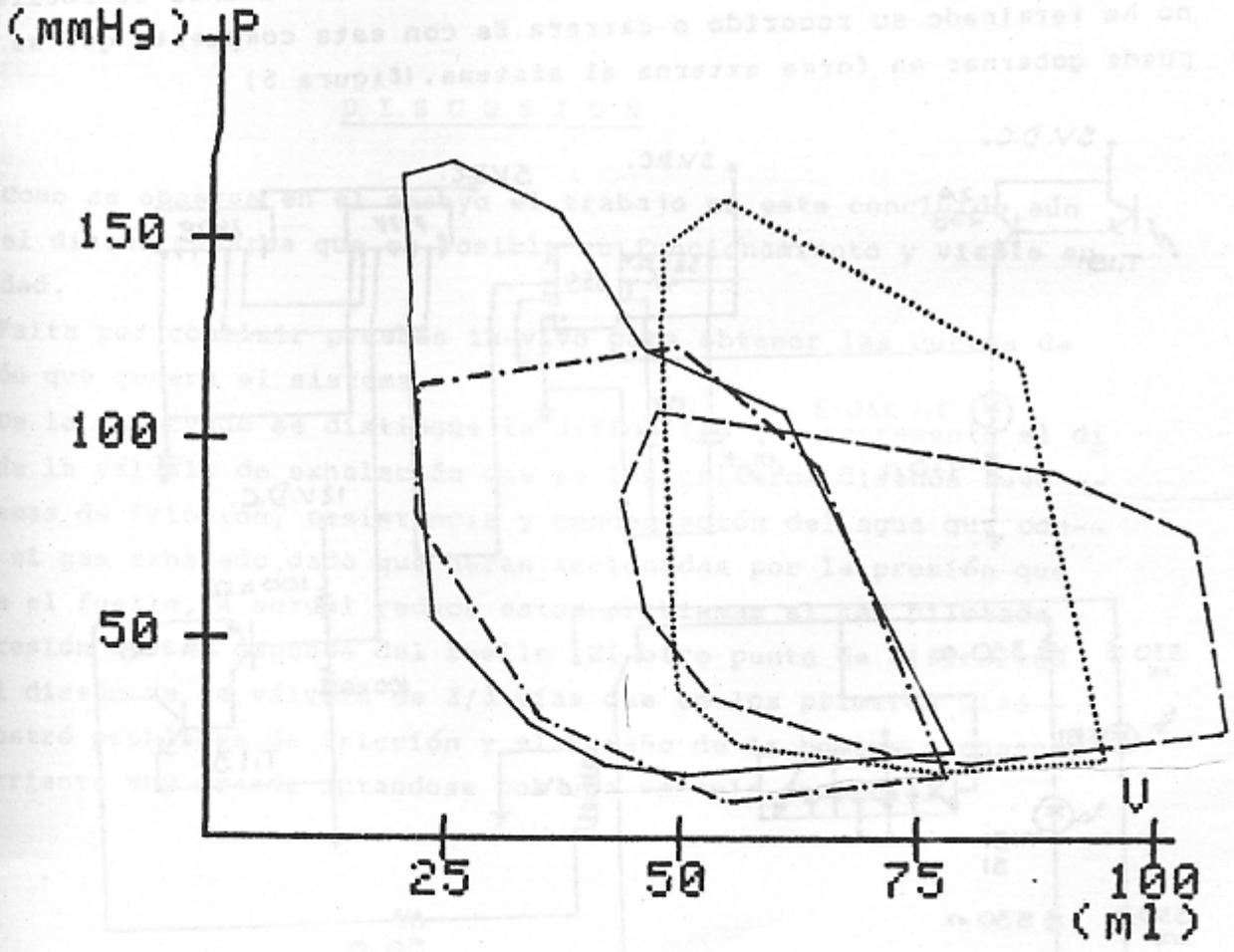


FIGURA 2

- 1 Fuelle
- 2 Válvulas antiretorno.
- 3 Válvula de exhalación.
- 4 Sujeto de experimentación
- 5 Accionamiento neumático.
- 6 Salida.
- 7 Mezclador de gases (opcional).
- 8 Vaporizador de anestésicos y detectores de presión (opcionales).

EXPERIMENTAL

La presión arterial sistólica (PAS) y la presión arterial diastólica (PAD) se midieron en los sujetos antes y después de la administración de la droga. Los resultados se expresan en la tabla I. Se observó un aumento significativo de la PAS y de la PAD en los sujetos que recibieron la droga, en comparación con los sujetos que recibieron placebo. Este efecto se mantuvo durante todo el período de observación. Los efectos secundarios fueron mínimos y se resolvieron espontáneamente.



El control sobre la válvula neumática se logra con un circuito eléctrico y electrónico que opera de la siguiente manera; un sensor montado sobre el fuelle detecta cuando este se encuentra expandido generando un pulso que es amplificado y conformado por un monostable, el pulso generado por este (7) estimula a un "divisor entre dos" (8), formado por un flip-flop tipo D (9), es en esta sección donde se obtiene un nivel alto que tendrá la duración igual al tiempo que le lleve al fuelle en comprimirse y estimular otra vez al sensor y que dará por terminado el nivel. Este pulso amplificado en potencia acciona un relevador que alimenta la bobina que acciona el vástago de la válvula neumática dando fin a un período de inhalación. A la entrada del flip-flop se conecta una compuerta "0" que permite modificar la duración del pulso citado aún cuando el fuelle no ha terminado su recorrido o carrera. Es con esta compuerta que se puede gobernar en forma externa al sistema. (figura 5)

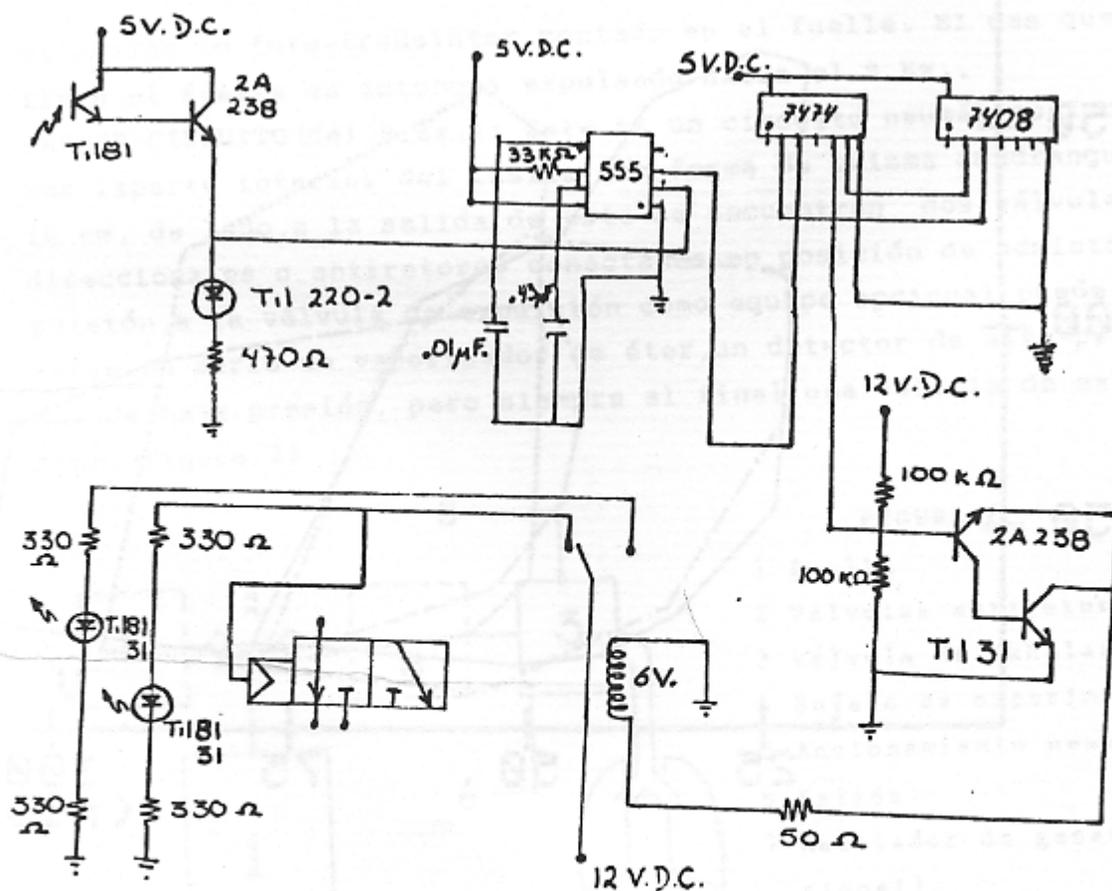


FIGURA 5

## E N S A Y O

Se ha probado el sistema fundamental. El circuito de S.Ex. mostró suficiencia en las válvulas antiretorno con que cuenta (sin que se mida todavía el gradiente de presión que las acciona), la válvula de exhalación mostró su funcionamiento al ser pilotada por presión.

Por la posición mecánica de las partes es posible cambiar el tamaño del fuelle y manejar diversos volúmenes.

El circuito de control ha mostrado las capacidades esperadas, eléctricamente al operar con 12 V.DC. mostró un consumo de potencia de 6 Watts. intermitentemente mientras funciona la bobina que acciona la válvula. Mecánicamente al modificar los flujos de aire que comprimen y expanden el fuelle entre 3 y 7 l./min. se logró frecuencias de operación de 12 a 22 ciclos por minuto para carreras de fuelle que responden a un volumen calculado de 400 cc.

## D I S C U S I O N

Como se observa en el ensayo el trabajo no esta concluido aún pero el diseño muestra que es posible su funcionamiento y viable su utilidad.

Falta por concluir pruebas in-vivo para obtener las curvas de presión que genera el sistema.

De lo observado se distingue la dificultad que representó el diseño de la válvula de exhalación que en los primeros diseños tuvo problemas de fricción, resistencia y condensación del agua que contiene el gas exhalado, dado que heran accionadas por la presión que genera el fuelle, la actual reduce estos problemas al ser pilotada por presión que no depende del fuelle. El otro punto de dificultad fué el diseño de la válvula de 2/3 vías que en los primeros diseños mostró problemas de fricción y el tamaño de la bobina y consumo de corriente muy grande optandose por una válvula comercial.

B I B L I O G R A F I A

- 1.- MARKOWITZ J. Cirugía Experimental. Ed. Interamericana 1967 pp 23-26
  - 2.- BOER J. de, ARCHIBALD J.. Manual de cirugía experimental. Ed. Manual Moderno. 1979 pp55-60
  - 3.- Mc PHERSON S.P. Respiratory Therapy Equipment. The C.V. Mosby Company. 1977 pp 168- 189
  - 4.- FARRANDO B.R. Circuitos neumáticos, eléctricos e hidráulicos Ed. Marcombo Boixareu. 1981 pp 12-35
  - 5.- BENNETT RESP.P. Manual de instrucciones PR.2 pp3-7
  - 6.- FESTO PNEUMATIC. Programa de fabricación. 1984 pp23,30,31
  - 7.- NATIONAL SEMICONDUCTOR. Lineal Databook 1978 pp9.26-9.31
  - 8.- TEXAS INSTRUMENT INC. Diseño con circuitos integrados TTL Ed. C.E.C.S.A. 1978 pp 200-210
  - 9.- NATIONAL SEMICONDUCTOR. TTL Databook. 1976 pp 1.20
-

### INDICADOR DE PRESION ATMOSFERICA CON INDICADOR DIGITAL

Este artículo describe un método de medición de la presión atmosférica que utiliza un transductor de presión de tipo piezoeléctrico y un indicador digital. El sistema es simple, preciso y fácil de usar. Se describe el principio de funcionamiento y se presentan los resultados de las mediciones realizadas en un laboratorio y en el campo. El error de medición es menor del 1%.

El transductor de presión utilizado es de tipo piezoeléctrico y produce una señal eléctrica proporcional a la presión aplicada. Esta señal es amplificada y enviada a un indicador digital que muestra el valor de la presión en milímetros de mercurio (mmHg). El sistema es capaz de medir presiones desde 0 hasta 150 mmHg con una precisión de 0.1 mmHg.

Se han realizado mediciones en un laboratorio y en el campo. Los resultados muestran que el sistema es muy preciso y fácil de usar. El error de medición es menor del 1%.

