

VENTILADOR MECANICO PULMONAR PARA ANESTESIA

Cadena Alfaro T*, Prieto Hernández F**,

Gaitán González M.J**, Bautista Hernández S.M**

* Depto. Ing. Biomédica - Inst. Nal. de la Nutrición
"Salvador Zubirán".

**Area Ing. Biomédica - U.A.M. - Unidad Iztapalapa.

RESUMEN

Se describe un prototipo de ventilador mecánico para anestesia con fuerza motriz neumática y control electrónico. Se muestran los resultados de laboratorio y de experimentación preliminar.

INTRODUCCION.

La anestesia general es la condición médica en la que - con mayor frecuencia se requiere de apoyo ventilatorio o de ventilación artificial del aparato respiratorio.

Por este motivo cualquier equipo diseñado para la ventilación mecánica debe tener en cuenta las necesidades de la anestesia general. De hecho, la ventilación artificial durante la anestesia puede lograrse con menos requerimientos técnicos que aquella que se utiliza en los enfermos en estado crítico por lo cual existen ventiladores dedicados en forma exclusiva o predominante a la anestesia.

En las condiciones económicas actuales, la inversión en equipos para ventilación durante la anestesia y el mantenimiento de los mismos representan un gasto muy alto o el riesgo de privar a muchos pacientes del beneficio de una ventilación segura.

Por esta razón en el departamento de Medicina Crítica e Ingeniería Biomédica surgió el interés de producir en México un ventilador pulmonar mecánico para anestesia, el cual se ha venido desarrollando con el financiamiento de CONACYT y del área de Ingeniería Biomédica de la UAM-I desde el año de 1985. En el momento actual el prototipo del aparato está totalmente construido y en etapa experimental.

BASES FISICAS.

El método más comunmente usado para introducir artificialmente un volumen de aire en los pulmones consiste en crear una diferencia de presión entre el interior del aparato respiratorio y el medio ambiente. Generalmente esto se logra por presión positiva intrapulmonar. En todo sistema de ventilación mecánica entran en juego tres variables: presión, volumen y tiempo; dos de ellas pueden ser determinadas y la

tercera es función de la resistencia del aparato respiratorio.

Distinguimos dos diferentes clases de resistencia, las llamadas elásticas se deben a la rigidez de los tejidos pulmonar y torácico, a la tensión superficial y al peso de las vísceras abdominales y las llamadas resistencias viscosas debidas a la viscosidad del aire y de los tejidos; las primeras se oponen al cambio de volumen y las segundas a la rapidez de dicho cambio.

El ventilador que proponemos es de los llamados de volumen, es decir que estando fijos el volumen corriente, la frecuencia respiratoria y el tiempo inspiratorio, la presión necesaria para lograr ese volumen depende, en consecuencia de las resistencias que oponga el paciente. El aparato incluye un dispositivo que asegura que la inspiración se interrumpa en caso de que se alcance una presión excesivamente alta. En este último caso, el volumen corriente será menor que el --- prescrito por lo cual el anestesista deberá corregir el patrón respiratorio con un menor volumen y una mayor frecuencia. Dicha corrección podría ser automática, pero el diseño actual no incluye esa facilidad.

DISEÑO DEL PROTOTIPO.

El prototipo consta de dos partes, una neumática y otra electrónica. La parte neumática ha sido construida en su mayor parte con componentes de uso industrial disponibles en el mercado nacional y componentes especiales fáciles de construir (válvula espiratoria y de seguridad). Se alimenta con aire y oxígeno a 50 psig premezclados a la proporción deseada. El volumen es el resultado de un flujo constante durante un tiempo dado, la forma de onda es "cuadrada". (Figura 1).

La parte electrónica (Figura 2) tiene por objeto:

- a) Control de la frecuencia
 - b) Control I/E
 - c) Medición de flujos y presiones
- y forma la base para un futuro diseño automático.

FUNCIONAMIENTO.

El usuario elige los siguiente parámetros del ventilador:

- a) % de oxígeno. 21 - 100 %
- b) Frecuencia respiratoria. 10 - 30 resp/min.
- c) I/E. 2:1, 1:1, 1:2, 1:3
- d) Flujo. 0 - 120 l/min.
- e) Presión positiva al final de la espiración. 0 - 20 cmH₂O

El aparato indica la presión en vías aéreas y produce alarma de presión baja y alta, de falta de aporte de aire u oxígeno y de falla de energía eléctrica.

En caso de falla de la energía eléctrica el paciente queda comunicado a un flujo continuo de la mezcla de aire-oxígeno. Existe la posibilidad de dar un flujo alto de dicha mezcla (flush) así como de utilizar el aparato como fuente de potencia neumática para mover un sistema de fuelle o -

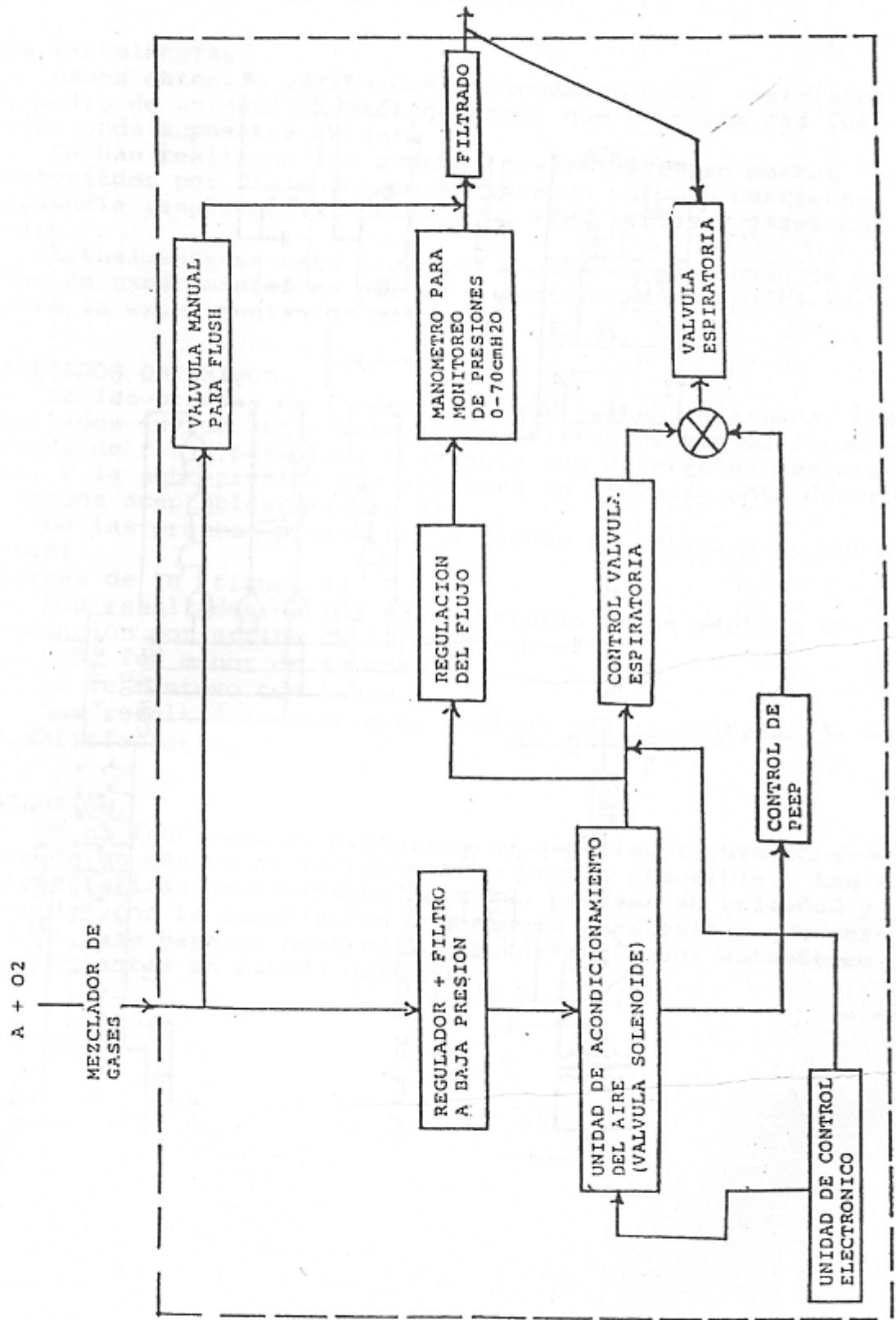
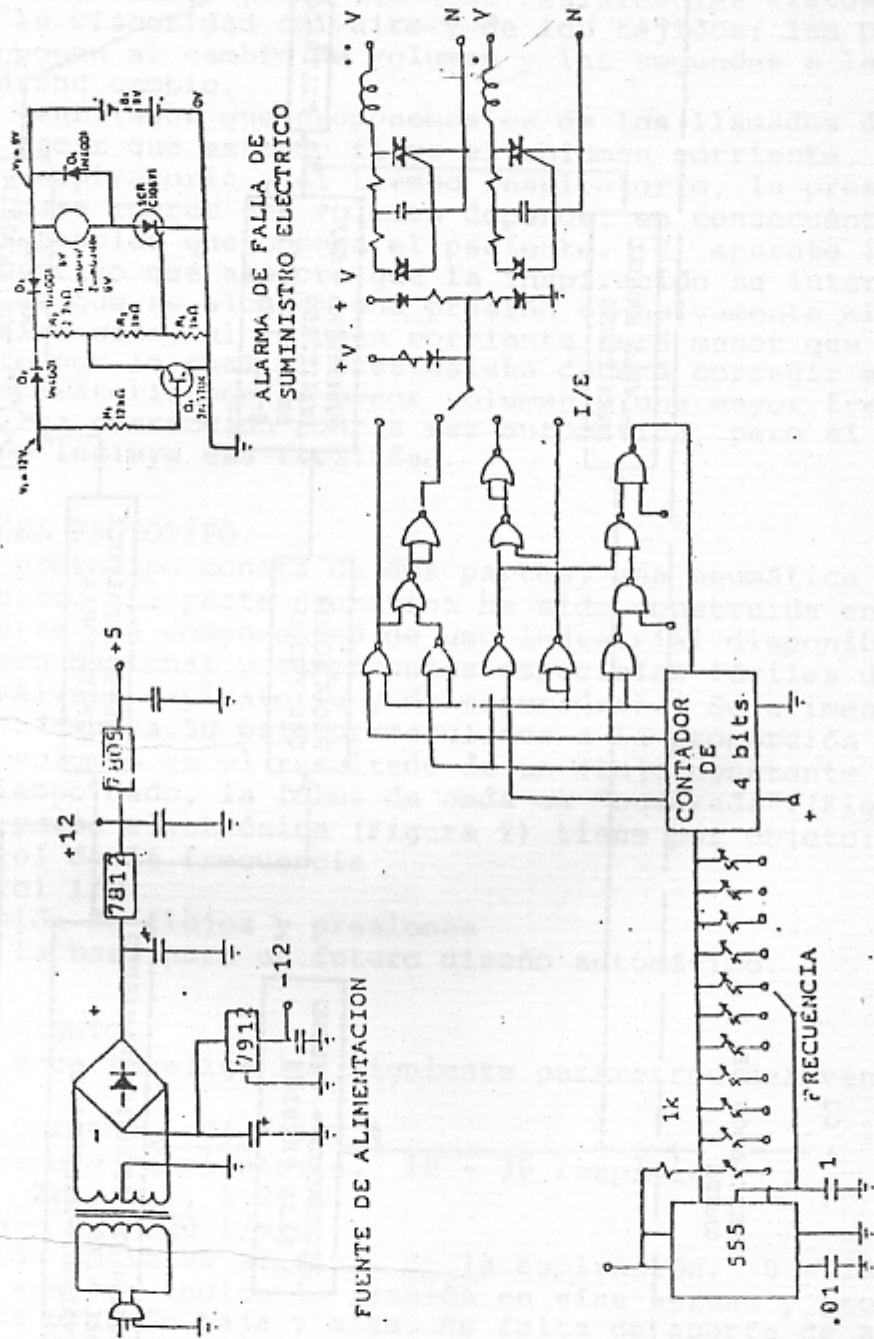


FIGURA 1.



- SOLENOIDE DE LA VALVULA DE LINEA ESPIRATORIA.
- SOLENOIDE DE LA VALVULA DE LINEA INSPIRATORIA.

FIGURA 2.

de bolsa en caja, esta última por ejemplo en circuito cerrado o semicerrado con gases anestésicos.

FASE EXPERIMENTAL.

Hemos obtenido gráfica de funcionamiento del ventilador por medio de un neumotacómetro Jaeger que confirma las formas de onda supuestas (Figura 3).

Se han realizado las pruebas preliminares en perros --- anestesiados por vía endovenosa midiendo volumen corriente, frecuencia respiratoria, presión en vías aéreas y gases en sangre.

Actualmente se está llevando a cabo el protocolo de validación experimental en perros y posteriormente podrá iniciarse la experimentación clínica.

RESULTADOS OBTENIDOS.

De las pruebas de laboratorio que se han realizado, los resultados fueron satisfactorios en virtud de que la forma de onda de flujo permanece constante con diferentes resistencias, y la sobrepresión por abertura de válvulas está dentro de rangos aceptables (Figura 3).

De las pruebas preliminares hechas en animales se obtuvieron:

- Curvas de la figura 4
- En los resultados de los gases arteriales se mantuvo una oxigenación por arriba de 60 mmHg.
- La pCO_2 fue menor de 40 mmHg.
- El pH se mantuvo constante.

Los resultados anteriores indican que la ventilación -- fue satisfactoria.

CONCLUSION.

Se ha fabricado un prototipo de ventilador cuya construcción en México es factible a un precio accesible. Las características preliminares permiten prever su utilidad y seguridad con la ventilación durante la anestesia y que servirá de base para el desarrollo de un ventilador automático para pacientes en estado crítico.

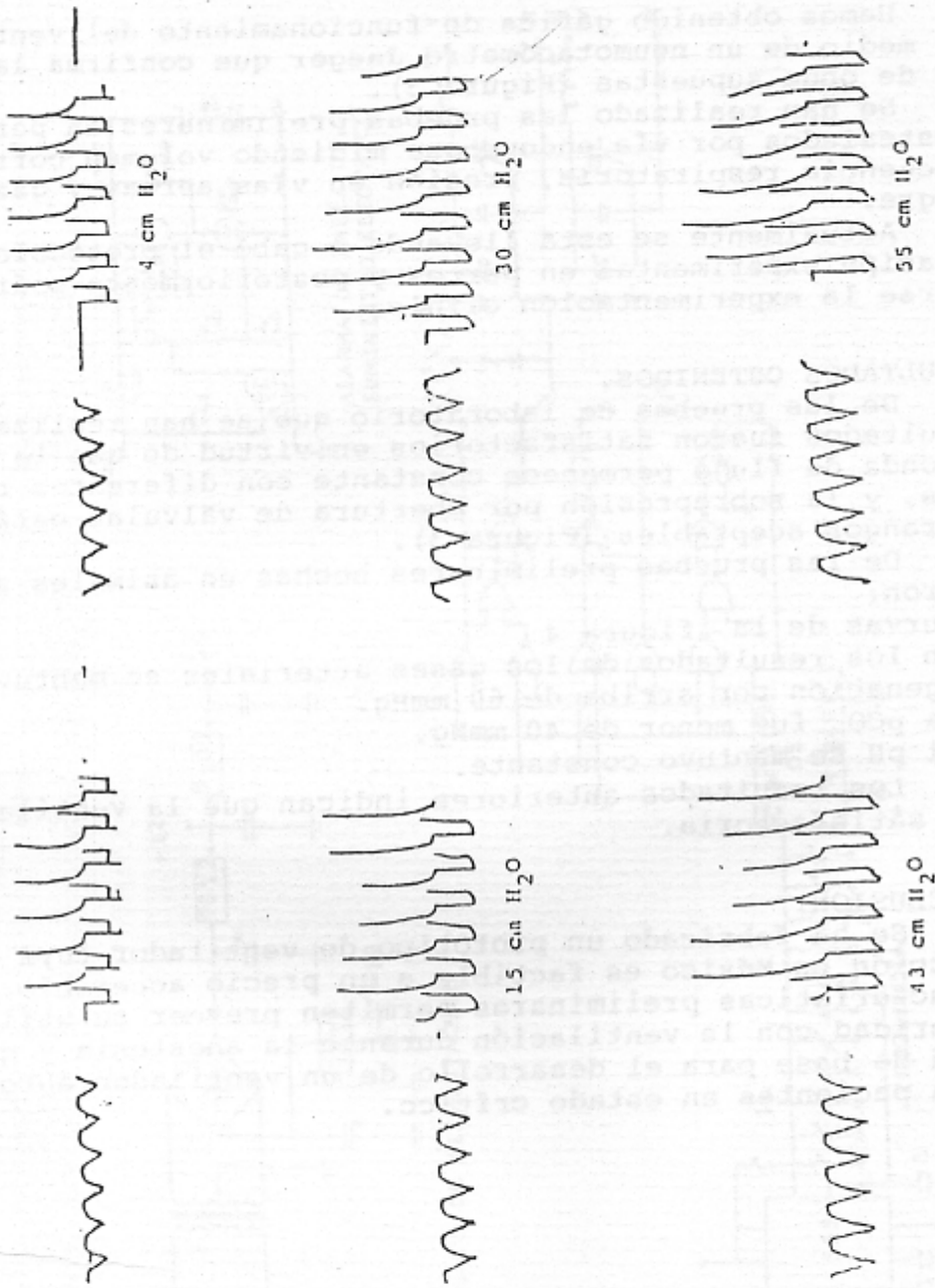


FIGURA 3.

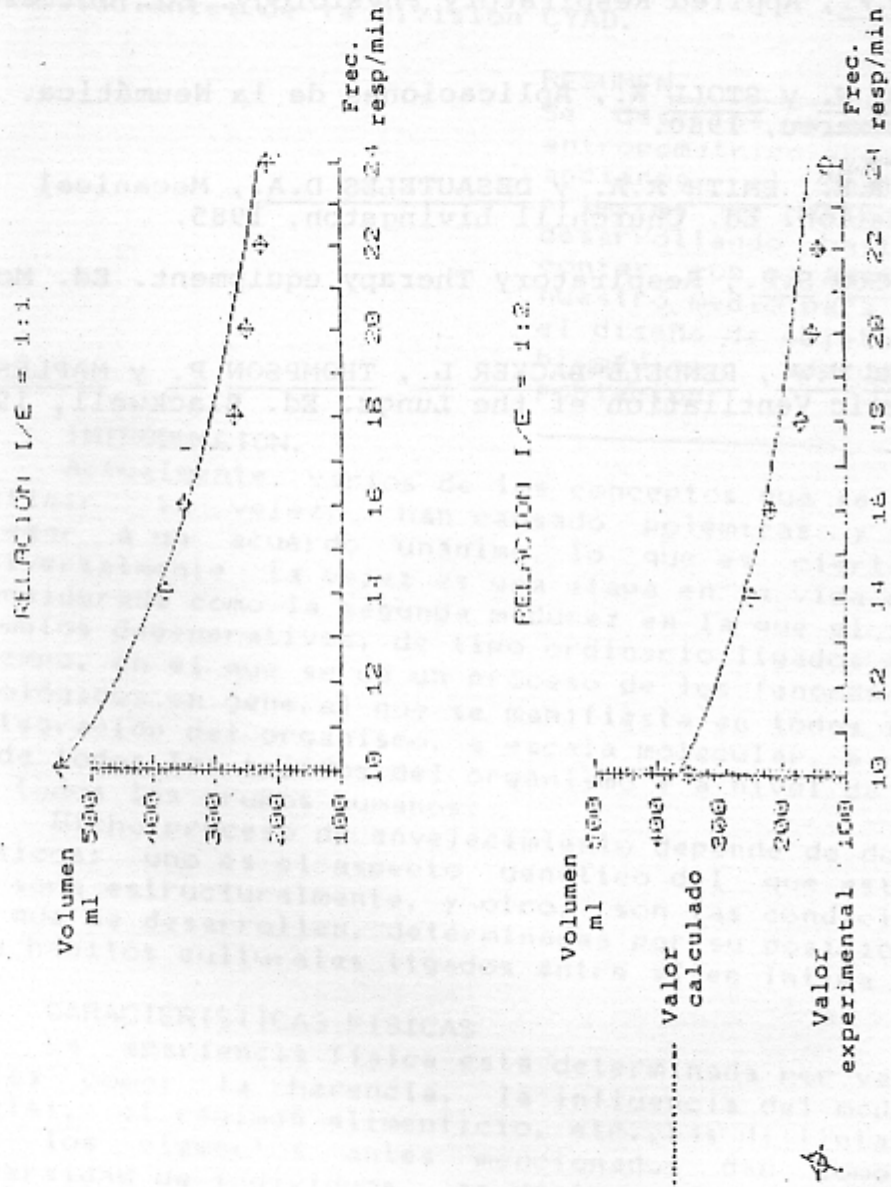


FIGURA 4.

BIBLIOGRAFIA.

NUNN J.F., Applied Respiratory Physiology. Ed. Butterworths, 1977.

DEPERT W. y STOLL K., Aplicaciones de la Neumática. Ed. Boixareu, 1980.

KIRBY R.R., SMITH R.A. y DESAUTELES D.A., Mechanical Ventilation. Ed. Churchill Livingstone, 1985.

McPHERSON S.P., Respiratory Therapy equipment. Ed. Mosby, 1977.

MUSHING W.W., RENDELL-BACKER L., THOMPSON P. y MAPLESON W.W. Automatic Ventilation of the Lungs. Ed. Blackwell, 1969.