

RESPIRADOR DE VOLUMEN PARA USO EXPERIMENTAL

Rosete Uribe J.R.
Blas Azotia R.

Departamento de Técnica y Educación Quirúrgica.
Facultad de Medicina U.N.A.M.

RESUMEN

Se presenta el diseño de un respirador de volumen para uso experimental basado en accionamiento neumático y control electrónico. Se describen pruebas in-vivo e in-vitro a que fué sometido: registros de presiones, espirometrias, valores de gases en sangre de perros en que se utilizó y registros de un respirador convencional similar, datos gracias a los cuales se concluye la utilidad futura y las reformas necesarias para optimizar su funcionamiento.

INTRODUCCION

Algunas veces es necesario controlar la función respiratoria durante actos quirúrgicos experimentales para asegurar un correcto intercambio gaseoso, evitar colapso pulmonar, suministrar anestésicos inhalados y cerrar la cavidad torácica (1).

Los respiradores comerciales pueden ser de volumen o presión (2) pero el uso de estos aparatos se encuentra limitado por su costo. Este trabajo describe y evalúa un respirador resultado de un diseño previo (3), al que se hicieron modificaciones para obtener las siguientes características:

- 1.- Accionamiento por elementos de fácil realización, bajo costo y obtención en el mercado nacional.
- 2.- Operación fácil.
- 3.- Capacidad para manejar volúmenes muy variados (de 25 a 300 cc.) así como frecuencias entre 15 y 40 ciclos por minuto.
- 4.- funcionamiento convencional.

DISEÑO

El ventilador es de doble circuito (4), en el primero (cuya parte fundamental es un fuelle) contiene los gases en contacto con el sujeto de experimentación (S.E.), el segundo (neumático) es el encargado de accionar el fuelle (figura 1).

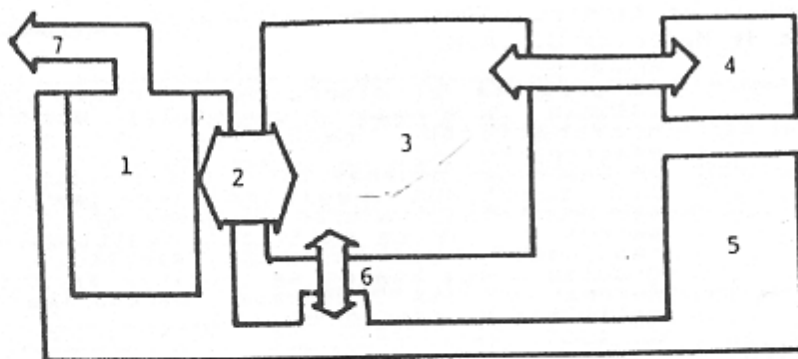


FIGURA 1 1.-fuelle, 2.-contacto optoelectrónico, 3.-circuito de control, 4.- fuente de voltaje, 5.-alimentación neumática, 6.-control neumático, 7.-salida al sujeto de experimentación.

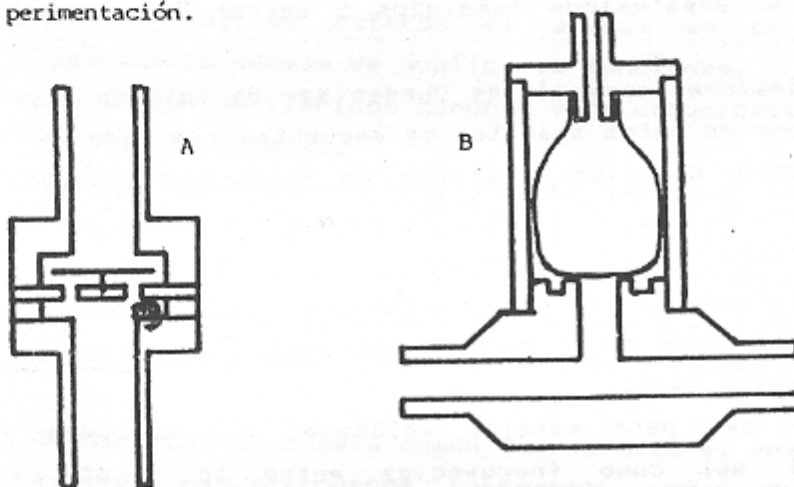


FIGURA 2 A) VALVULA ANTIRETORNO . B) VALVULA DE EXHALACION

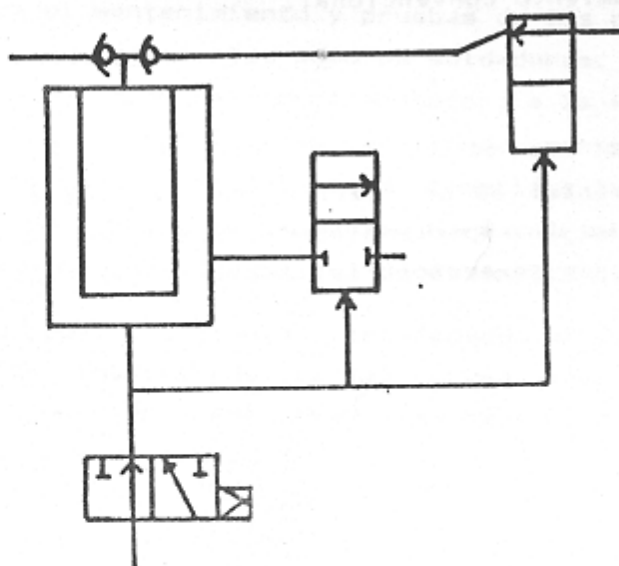


FIGURA 3 CIRCUITO DE CONTROL.

Principio de operación:

El fuelle se encuentra dentro de un recipiente de paredes rígidas, es comprimido y descomprimido alternadamente por la inyección y salida de aire, acciones que se logran con una válvula neumática de 2/3 vías de control eléctrico que es activada y desactivada en los fines de carrera del fuelle (proporcionales al volumen corriente deseado), detectados por medios optoelectrónicos.

Descripción de las partes:

El primer circuito (del S.E.) está compuesto por el interior del fuelle con forma de prisma cuadrangular de 12 cm. de lado, a la salida de este se encuentran dos válvulas unidireccionales, conectadas en posición de admisión y expulsión, a la válvula de expulsión se conecta una válvula de exhalación (figuras 2-A, 2-B). El segundo circuito (de control) cuenta con una válvula de 2/3 vías, la presión que suministra se usa para controlar la válvula de exhalación y una válvula para permitir la expansión y compresión del fuelle (figuras 3 y 4). La regulación del caudal a través de la válvula de 2/3 vías ajusta la frecuencia a que opera el ventilador.

Un circuito eléctrico y electrónico que tiene un foto transistor sujeto a la base del fuelle es estimulado por dos diodos emisores de luz colocados en los fines de carrera deseados, con la información obtenida por el fototransistor se conforma un ciclo digital, que amplificado en potencia controla la válvula de 2/3 vías.

ENSAYO Y RESULTADOS

Se probó el aparato para verificar su funcionamiento.

Las pruebas se dividen en dos grupos, unas realizadas in-vitro y otras in-vivo.

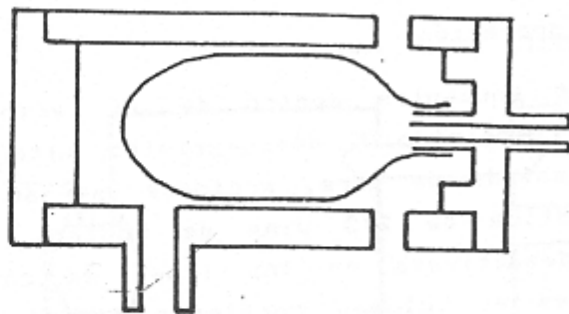


FIGURA 4 VALVULA DE LLENADO FUELLE

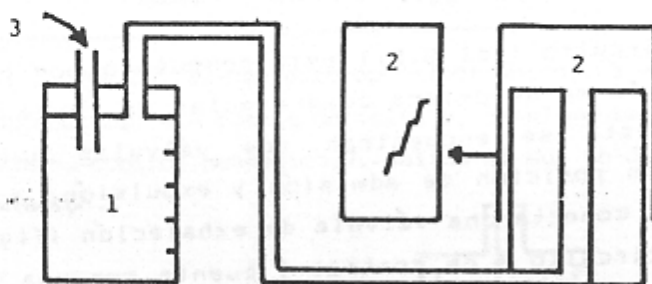
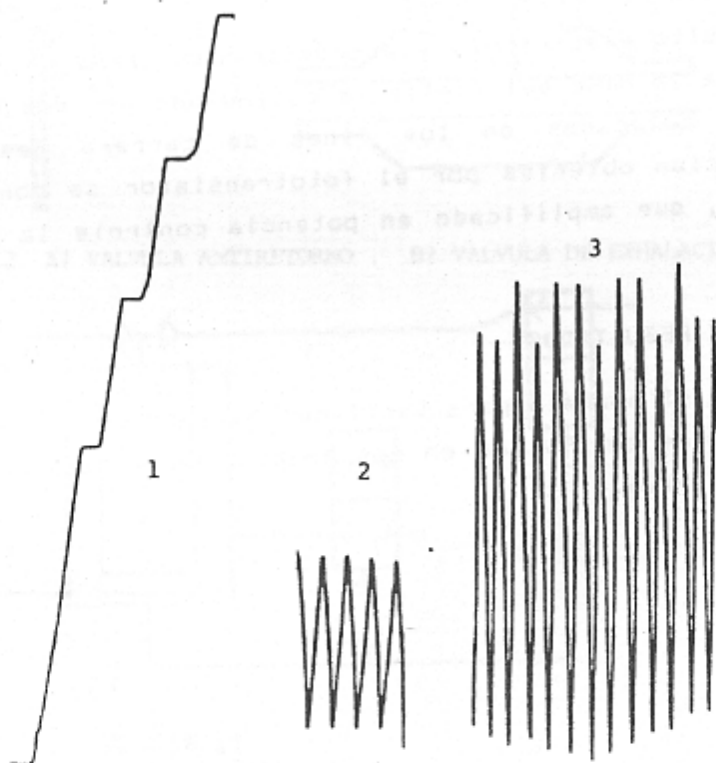


FIGURA 5 1.- BOTELLA AFORADA, 2.- ESPIROMETRO, 3.-ENTRADA DE AGUA.

FIGURA 6 1.- FIGURA DE CALIBRACION 200,300,400,500 ml.
2.- VOLUMEN MINIMO MEDIDO 117 ml., 3.-VOLUMEN MAXIMO MEDIDO 300ml.

I.- Pruebas In-Vitro.

Estas consistieron en recopilar datos gráficos del funcionamiento del aparato y de un respirador Harvard de uso experimental. Las pruebas realizadas fueron las siguientes:

1.- Medición de los volúmenes máximo y mínimo que suministra el aparato, por lo cual se calibró un espirómetro Collins 1 l. al conectar a su entrada una botella vacía alonada en ml. con capacidad de 500 ml., el aire en el interior de la botella fue expulsado en forma intermitente cada 100 ml. al introducirle agua (figura 5), a continuación se usó el espirómetro para medir los volúmenes de los respiradores, obteniendo 117 ml. y 300 ml. como volúmenes máximo y mínimo para el respirador diseñado y 100 ml.-600 ml. par el otro respirador (figura 6).

2.- Obtención de curvas de presión y registros de volumen generadas por los ventiladores. Se armó un sistema (figura 7) en el que se usó un espirómetro Collins 1 l., acoplándole pesos, que se incrementan cuanto más volumen contiene, esto actúo como una resistencia a la "inhalación" (0 a 8 mmHg. y 0 a 17 mmHg.) y participó activamente en la "exhalación". Se observó que a presión de 8 mmHg. y ajustando 300 ml. en ambos respiradores se maneja el volumen completo a diferencia de cuando se incrementa la presión a 17 mmHg. y se obtiene una disminución del volumen del 20% en el respirador diseñado. En forma paralela se conectaron dos transductores de presión (P-1000 B Narco Biosystems) en la vía del aire del espirómetro y en el sistema de compresión del fuelle para obtener registros de presión (figuras 7 y 8).

II.- Pruebas In-Vivo

1.- El respirador diseñado se conectó a un S.E. y se hizo funcionar, al mismo tiempo se conectaron dos transductores de presión, uno en la vía del aire del S.E. y otro en el sistema de compresión del fuelle los registros obtenidos mostraron un

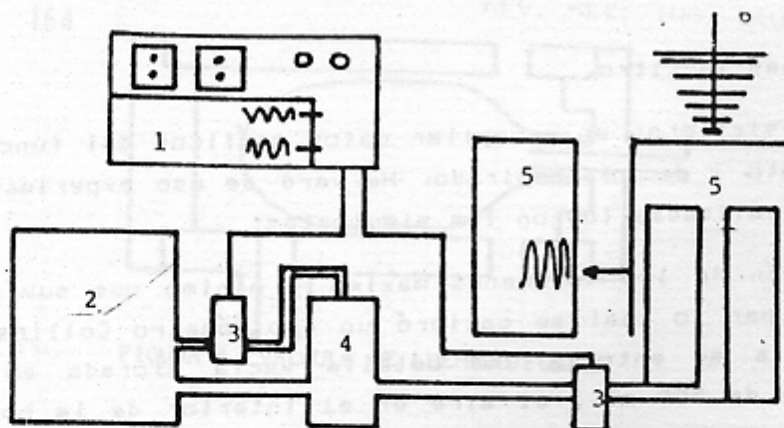


FIGURA 7 1.- POLIGRAFO, 2.- RESPIRADOR 3.-TRANSDUCTOR DE PRESION, 4.-VALVULA DE EXHALACION, 5.-ESPIROMETRO, 6.-PESOS VARIABLES.

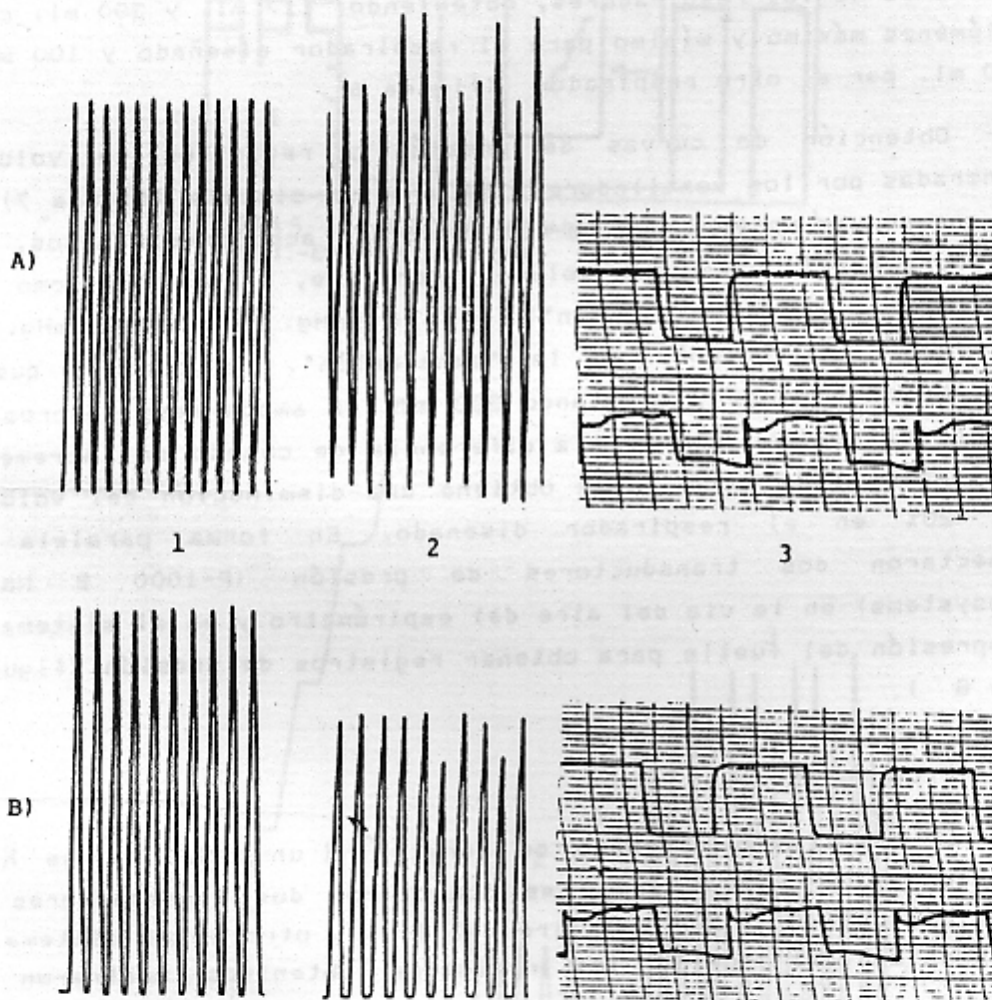


FIGURA 8 REGISTROS DE VOLUMEN Y PRESION IN-VITRO. 1.-RESPIRADOR HARVARD, 2.-RESPIRADOR DISEÑADO, 3.-REGISTRO DE PRESION EN RESPIRADOR DISEÑADO. A) A PRESION DE 0-8mmHg. , B) A PRESION DE 0-17 mmHg.

ascenso logarítmico, para disminuir subitamente al final de la inhalación (figuras 9 y 10).

2.- El ventilador se utilizó en un grupo de 8 perros mestizos a los que se anestesió con pentobarbital sódico en dosis de 30 mg. por Kg. de peso, a continuación se intubaron con cánula de Rush calibre 8, se colocaron en posición decúbito supino y se disecó una arteria femoral, para la obtención de muestras de sangre, a las que se midió presión parcial de oxígeno, bioxido de carbono y PH en un gasómetro Radiometer Copenhagen BMS Mk 2. Cada experimento consistió en tres etapas:

- 1.-Se tomó una muestra de sangre arterial sin aplicar respirador.
- 2.-Se conectó la cánula de Rush a un respirador Harvard, y se ventiló por 30 minutos a lo largo de los cuales se tomaron 3 muestras de sangre arterial.
- 3.-Se desconectó la cánula y pasados 10 minutos se conectó la cánula al respirador diseñado y se mantubo en esas condiciones por 30 minutos a lo largo de los cuales se tomaron 6 muestras de sangre arterial.

El peso de los perros varió entre 13 y 25 Kg. los volúmenes corrientes que les correspondieron variaron entre 230 ml. y 400 ml. las frecuencias respiratorias utilizadas fueron para el respirador Harvard 16 ciclos/minuto y para el respirador diseñado variaron entre 12 y 20 ciclos / minuto. Para el respirador Harvard los valores promedio máximo y mínimo de P_{O_2} y P_{CO_2} fueron 60 a 53 mmHg. y 55 a 16 mmHg. respectivamente, para el respirador diseñado estos mismos datos fueron 63 a 38 mmHg. y 55 a 13 mmHg. (Tabla 1).

DISCUSION

Los resultados sugieren que el respirador diseñado funciona, salvo algunas deficiencias. En las espirometrías de calibración se observó que el respirador diseñado no ofrece el volumen mínimo esperado y al el máximo, por lo que se sugiere una recalibración, los registros de presión y espirometria in-vitro muestran que el volumen es suministrado a resistencia de 8 mmHg.

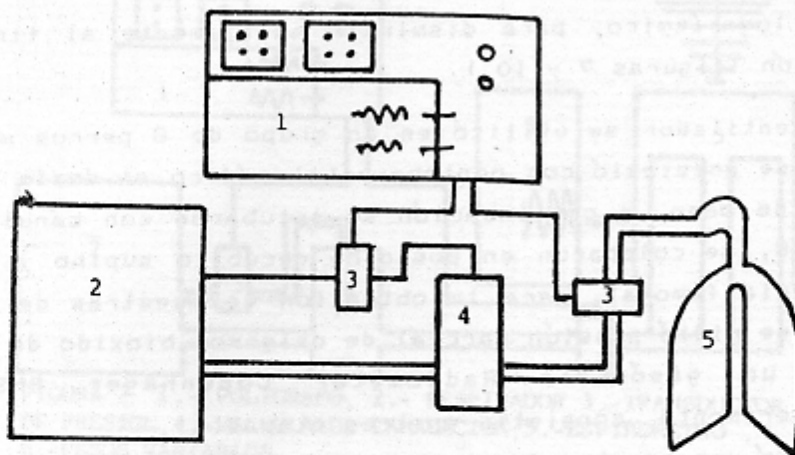


FIGURA 9 1.- POLIGRAFO, 2.- RESPIRADOR, 3 - TRANSDUCTOR DE PRESION, 4.- VALVULA DE EXHALACION, 5.- SUJETO DE EXPERIMENTACION.

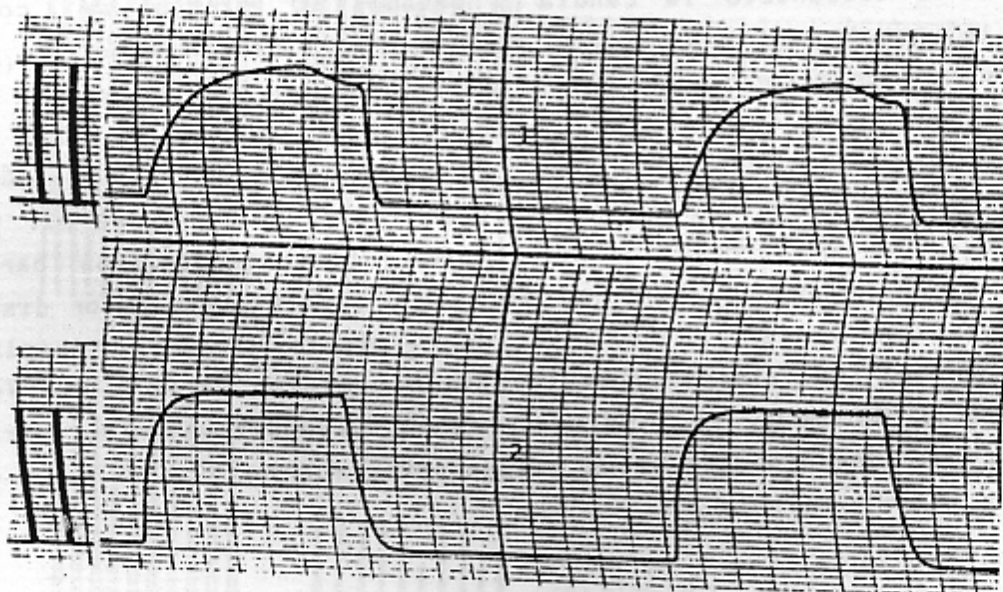


FIGURA 10 REGISTROS DE PRESION IN-VIVO 1.- EN LA VIA DEL AIRE DEL SUJETO DE EXPERIMENTACION, 2.- EN EL SISTEMA DE COMPRESION

PERRO	PESO (kg)	VOLUMEN CORRIENTE UTILIZADO (ml.)	FRECUENCIA RESP. UTILIZADA (cic/min)	RESPIRADOR HARVARD			RESPIRADOR DISEÑADO		
				PO ₂	PCO ₂	pH	PO ₂	PCO ₂	pH
1	15	270	18	55	37		63	28	
2	13	230	16	55	34		63	13	
3	18	340	16	60	55		58	34	
4	25	440	12	53	37		38	45	
5	20	400	19	55	28	7.39	60	22	7.36
6	25	420	20	60	16	7.60	45	22	7.43
7	19	350	18	60	27		57	30	
8	18	350	17	60	55		53	55	

TABLA 1 DATOS DE EXPERIMENTO IN-VIVO, LOS VALORES DE GASES QUE SE DAN CORRESPON DE A VALORES PROMEDIO DE LAS MEDICIONES HECHAS DURANTE EL EXPERIMENTO.

en su totalidad y 80 % para el respirador diseñado a resistencias altas (17 mmHg.), posiblemente por que el ventilador es mas complejo (doble circuito), y el volumen es amortiguado o existen fugas, las curvas de presión sugieren que la válvula de exhalación propuesta es eficiente a resistencias bajas al permitir que en la via del aire se genere un flujo hacia el interior de los pulmones, y posiblemente es la causante de la perdida de 20 % de volumen cuando se opera con resistencias altas por lo que sería deseable una válvula más eficiente.

Los registros de presión in-vivo sugieren que se generan curvas similares a las conocidas.

Al probarlo in-vivo con perros se observa que existen casos (perros 1,2,3,5,7) en los que fué posible mantener una oxigenación similar o mejor a la que ofrece el respirador Harvard, sin embargo en 2 casos (perros 6,8) se obtuvieron valores desfavorables debido posiblemente al tamaño de los animales y en el perro 4 el mal funcionamiento se atribuyó a factores no previstos (falta de energia neumatica y fugas) como lo demuestra la baja frecuencia a que operó el aparato. Se observo la imposibilidad de manejar las frecuencias que se esperaban logrando unicamente la mitad del rango. Por todo lo anterior es necesario eliminar los defectos de diseño descritos.

BIBLIOGRAFIA

- 1.-MARKOWITZ J. Cirugia Experimental. Ed. Interamericana 1967 p.p.23-26
- 2.-BOER J., ARCHIBALD J. Manual de cirugia experimental. Ed. Manual Moderno 1979 p.p.55-60
- 3.-ROSETE R. Asistencia Respiratoria Experimental. Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica.5 (1) 1984 p.p.172-178
- 4.-MCPHERSON S.P. Respiratory therapy equipment. The C.V. Mosby Company. 1977 p.p. 168-189