

300 07 2737  
CONTROLAR AU 30  
2703  
2012



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO**

**FACULTAD DE INGENIERIA**



**VENTILADOR MECANICO PULMONAR PARA  
LA ANESTESIA**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
**INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA**  
**(AREA ELECTRICA - ELECTRONICA)**  
**P R E S E N T A**  
**LUCIA AMADOR VAZQUEZ**

DIRECTOR DE TESIS

ING. ROBERTO MACIAS PEREZ



MEXICO, D. F.

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

1994



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Sitio donde fue desarrollado el Tema :

**INSTITUTO NACIONAL DE LA NUTRICION "SALVADOR ZUBIRAN"**

Periodo en que fue desarrollado el Tema :

**OCTUBRE DE 1990 - JUNIO DE 1994**

Nombre completo y firma de los Directores de Tesis :

Por la **UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO, FACULTAD DE INGENIERIA :**

**ING. ROBERTO MACIAS PEREZ** \_\_\_\_\_

Por el **INSTITUTO NACIONAL DE LA NUTRICION "SALVADOR ZUBIRAN", DEPARTAMENTO DE INGENIERIA BIOMEDICA :**

**ING. BIOM. TEOFILA CADENA ALFARO** \_\_\_\_\_

Nombre completo y firma del Sustentante :

**LUCIA AMADOR VAZQUEZ** \_\_\_\_\_

## RECONOCIMIENTOS

Como una forma de agradecimiento a su apoyo invaluable a la Ingeniería Biomédica en México, principalmente en el Instituto Nacional de la Nutrición "Salvador Zúbiran", institución fundadora de la Ingeniería Biomédica Clínica en México y pionera en la formación práctica de los ingenieros biomédicos; por su profesionalismo, calidad humana, maestros de muchos de nosotros, porque con su ejemplo franco e integral son sembradores de motivación, conciencia, excelencia y amor a la vida,

DR. JAVIER RAMIREZ ACOSTA

DR. MANUEL CAMPUZANO FERNANDEZ

y especialmente a

ING. BIOM. TEOFILA CADENA ALFARO

muchas Gracias por abrir el camino de formación, desarrollo y productividad con Calidad de la Ingeniería Biomédica, la cual, es necesaria para optimizar los recursos tecnológicos y de servicio en el logro de la salud y bienestar del ser humano.

A MI MAESTRO Y DIRECTOR DE TESIS,

ING. ROBERTO MACIAS PEREZ

Por su inmejorable dirección  
en el presente trabajo.  
Gracias por su apoyo y  
confianza.

## DEDICATORIAS

Gracias a Dios,  
por la bendición de la vida,  
por darme su amor a través de todo ser viviente,  
por el reto de dar mi mejor esfuerzo  
y sentirme feliz a cada instante ...

### A MI FAMILIA,

Gracias a mis Padres,  
quienes son espejo fiel del amor de Dios,  
quienes sin condición han dado todo por nosotros sus hijos,  
quienes con su ejemplo de constancia han sabido instruirnos.  
Gracias a ambos, Angela Vázquez R. y José Amador Amador C.  
por su inmenso amor,  
a quienes dedico especialmente este trabajo, que desde  
hace cuatro años pacientemente han esperado.

Toda mi Familia es fuente inagotable de motivación,  
por ello, también dedico este trabajo a mis tramendas mejores  
amigas, mis hermanas Irene, Carina, Toffis, Mari y Viole, y a mi  
noble hermano Amador, quienes en siempre me han apoyado y  
soportado.

## A LOS MAESTROS,

No solo aquellos que son verdaderos  
profesionales sino también a los que  
nos enriquecen espiritualmente

## A MIS AMIGOS,

Es indudable que la convivencia con los amigos enriquece y fortalece el espíritu. A mis amigos de la carrera en la Facultad de Ingeniería. Gracias por su amistad y por el apoyo que de una u otra forma siempre me brindaron :

Patricia Hong C.,	Carlos Gómez-LLata C.
Laura Palma R.,	Samuel Ramos S.,
Santiago Ontañón A.,	Roberto Hernández G.,
Victor Márquez F.	

### Más dedicaciones y agradecimientos :

Gracias a la Ing. Biom. Susana Borjas G. por haber sido una de mis maestras en Ing. Clínica y por ser mi amiga.

También agradezco su apoyo, a la Ing. Biom. Sandra Rocha N. y al personal que laboró en el el Depto. de Ing. Biomédica del Instituto Nacional de la Nutrición durante el periodo de desarrollo de este tema.

Por último, agradezco a la Enf. Juanita Martínez su preocupación e insistencia para que yo terminará el presente trabajo.

AL HONORABLE JURADO

A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO  
Y A MI PAIS, MEXICO.

# VENTILADOR MECANICO PULMONAR PARA LA ANESTESIA

Página

INTRODUCCION.....	3
OBJETIVOS.....	9
ORGANIZACION DEL TRABAJO.....	11
<b>CAPITULO 1</b>	
ANTECEDENTES.....	14
1.1. Compendio de la historia de la ventilación mecanica pulmonar.....	15
1.2. Ventiladores para anestesiología.....	28
1.3. La ventilación y la respiración.....	33
<b>CAPITULO 2</b>	
ESTABLECIMIENTO DE LOS MODELOS FISICO E INGENIERIL.....	41
2.1. Fenómenos de la respiración.....	42
2.2. Variables de la respiración.....	45
2.3. Modelos físico e ingenieril del sistema respiratorio.....	58
<b>CAPITULO 3</b>	
PRINCIPIOS DE LOS VENTILADORES MECANICOS PULMONARES.....	79
3.1. Diferencias fisiológicas entre la ventilación espontánea y la ventilación controlada.....	86
3.2. Presión media de las vías aéreas.....	89
3.3. Daño en los pulmones.....	94
3.4. Fases de la respiración.....	95
3.5. Principios físicos durante la inspiración mecánica.....	118
<b>CAPITULO 4</b>	
DESARROLLO DE PROPUESTAS.....	124
4.1. Fuente impulsora.....	125
4.2. Sistema de doble circuito.....	129
4.3. Control de respiraciones : frecuencia respiratoria y relación I:E.....	134

4.4. Control y medición del flujo y del volumen.....	144
4.5. Control y medición de la presión.....	158

## CAPITULO 5

<b>EVALUACION DEL CONTROL ELECTRONEUMATICO DEL VENTILADOR...</b>	<b>181</b>
1. Prueba de consistencia o aguante.....	183
2. Prueba de comportamiento de formas de onda generadas por el ventilador.....	183
3. Prueba de comportamiento del volumen.....	184
Ejecución de Pruebas.....	187

## CAPITULO 6

<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>197</b>
--------------------------	------------

## APENDICE A

<b>CARACTERISTICAS DE LOS COMPONENTES DE LA PROPUESTA DESARROLLADA.....</b>	<b>204</b>
---	------------

## APENDICE B

<b>PROBADOR DE VENTILADOR VT-2.....</b>	<b>217</b>
---	------------

## APENDICE C

<b>MONITOR PULMONAR CP-100.....</b>	<b>230</b>
-------------------------------------	------------

## APENDICE D

<b>CARACTERIZACION DEL TRANSDUCTOR DE PRESION.....</b>	<b>242</b>
--	------------

## APENDICE E

<b>PRUEBA DEL MECANISMO DE VELETA PARA LA MEDICION DEL VOLUMEN.....</b>	<b>248</b>
---	------------

## APENDICE F

<b>PRUEBAS DEL VENTILADOR BASE REALIZADO DE 1985-1987.....</b>	<b>259</b>
--	------------

<b>BIBLIUGRAFIA.....</b>	<b>261</b>
--------------------------	------------

## INTRODUCCION

Una condición médica necesaria y común es la anestesia quirúrgica o general, la cual incluye la administración de drogas anestésicas volátiles usualmente combinadas con anestésicos intravenosos, opioides, y drogas de bloqueo neuromuscular, que deriva inherentemente en la necesidad del apoyo al sistema respiratorio del paciente. Una de las atenciones más importantes en la anestesia es la que se da para que los pulmones sean adecuadamente ventilados. La ventilación pulmonar puede ser provista en forma manual o en forma automática.

La ventilación pulmonar en forma manual generalmente resulta en una imprecisa administración de las sustancias anestésicas volátiles, con una cuidadosa observación de los movimientos respiratorios debido a que la ventilación es asistida físicamente por el anestesiólogo, quien tiene que comprimir en forma regular y constante un contenedor de gases anestésicos, limitando su vigilancia y tratamiento de los fenómenos fisiopatológicos que se puedan presentar en el paciente durante el procedimiento. Por el contrario, si se cuenta con un equipo de ventilación mecánico, el apoyo ventilatorio se automatiza y la condición de la anestesia se vuelve más controlable y estable; alcanzándose de esta forma más fácilmente los parámetros ventilatorios deseados.

El nacimiento de demandas clínicas más especiales en la ventilación pulmonar ha hecho que se desarrollen una gran cantidad de ventiladores automáticos cada vez de mayor complejidad. No obstante, la ventilación artificial automática durante la anestesia puede lograrse con los mínimos requerimientos técnicos, por tal motivo, existen ventiladores dedicados en forma exclusiva a la anestesia; sin embargo, el número de salas equipadas con un aparato respiratorio es muy reducido a causa de su alto costo de adquisición y de mantenimiento dado que nuestro país ha tenido que cubrir sus demandas a través de equipos extranjeros, con la consecuente diversificación, obsolescencia, falta de información y de refacciones, lo que se traduce en un deficiente uso de los equipos y en la prolongación de los tiempos muertos del mismo.

Atendiendo a la problemática expuesta de antemano y a sus propias necesidades, el Instituto Nacional de la Nutrición "Salvador Zubirán", inició en 1985, la construcción de un ventilador para la anestesia. El ventilador era de circuito sencillo, contaba con los controles básicos (frecuencia respiratoria, relación I:E y flujo), la visualización en un manómetro de la presión en las vías aéreas, su control era electrónico y su fuente neumática. En 1987 se probó el ventilador con animales y se realizaron algunos registros de los modelos de la presión y el flujo (ver Apéndice F). Básicamente, el

ventilador resultó funcional, aunque debía mejorarse para pensarse en su uso con pacientes humanos.

A partir de 1991 con el presente trabajo se pretende retomar el desarrollo del ventilador haciendo más fisiológicos los modelos de la presión y el flujo generados y ampliar el sistema de monitoreo.

Hasta 1992, el Instituto Nacional de la Nutrición "Salvador Zubirán" contaba con seis salas quirúrgicas; cuatro de estas salas tenían ventilador y tres ventiladores individuales y un ventilador integrado a un sistema completo para la anestesia. A principios de 1994, todavía con 6 quirófanos se contaba con tres unidades individuales de ventilación y tres sistemas integrales para la anestesia; sin embargo y a pesar de la reducción de los tiempos muertos por fallas y del mantenimiento proporcionado por el personal de ingeniería del propio Instituto, continúa la limitación en la adquisición de una nueva unidad por el alto costo de las refacciones y los consumibles, ambos de importación.

El Instituto Nacional de la Nutrición "Salvador Zubirán" es una de las excepciones de los nosocomios gubernamentales, debido a que a pesar de su elevada asistencia ha procurado un plan de inversión en equipo médico y cuenta con un departamento de Ingeniería Biomédica que apoya la adquisición, el mantenimiento, la operación continua y la capacitación para el manejo y la optimización en la operación y uso de los equipos del

nosocomio; no así en muchos otros hospitales donde se han descuidado estos aspectos.

La escasez de ventiladores en las instituciones públicas es mayor que en las instituciones privadas. De los nosocomios gubernamentales periféricos al Instituto Nacional de la Nutrición " Salvador Zubirán ", solo el 60 % del total de las salas quirúrgicas cuenta con ventiladores para la anestesia. El 40 % restante no tiene ventiladores o no están en funcionamiento debido a la falta de refacciones: 40 % de procedimientos que pudieron y pueden mejorar su calidad y no representar ningún riesgo a los pacientes si se contara con un equipo ventilatorio y de monitoreo apropiado para la anestesia.

Aunque en la Ciudad de México se ha incrementado la adquisición y el uso de equipos para la ventilación artificial automática, un porcentaje significativo de nosocomios y clínicas de la provincia no están en la posibilidad de adquirirlos y darles mantenimiento, o rentarlos y en muchos casos llevan a cabo compras de equipo de segunda mano de otros países, más concretamente de Estados Unidos, que generalmente no están en buenas condiciones de funcionamiento y de sanidad.

En base a lo anterior, es un hecho la necesidad de diseñar equipos para la ventilación artificial y en general de equipo médico, a bajo costo, con materiales y componentes nacionales, bajo las Normas en la especialidad nacionales e internacionales.

Resumiendo, la alta demanda de procedimientos de anestesia, la elevada falta de equipos para la ventilación pulmonar artificial automática, el alto costo de adquisición y mantenimiento de éstos y el riesgo a la salud que conlleva esta situación, justifican el porque del presente trabajo.



Continuar el desarrollo del " Ventilador Pulmonar Mecánico Para Utilización Durante Anestesia En Humanos ", realizado de 1985 a 1987 en el Instituto Nacional de la Nutrición " Salvador Zubirán " en los siguientes aspectos :

1. Hacer más fisiológicos los modelos de presión y flujo generados
2. Integrar un sistema de doble circuito
3. Ampliar el sistema de monitoreo del volumen y la presión en el sistema del paciente
4. Optimizar los controles de la frecuencia respiratoria, la relación I:E, el flujo y la presión
5. Reducir los costos de desarrollo y de construcción
6. Ampliar la utilización de materiales y componentes nacionales
7. Desarrollar este nuevo ventilador para la anestesia, llamado " Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia ", bajo las Normas Nacionales e Internacionales en la especialidad

## ORGANIZACION DEL TRABAJO

La secuencia de las etapas en el desarrollo del presente trabajo fueron :

- 1) La investigación sobre la ventilación pulmonar : historia, fisiología, y ventilación durante la anestesia
- 2) Defición de los parámetros y variables que intervienen en la ventilación pulmonar para establecer la analogía entre la ventilación pulmonar y los modelos eléctricos, mecánicos, etc.
- 3) Investigación de los principios de funcionamiento de los ventiladores automáticos para suministro de la respiración artificial
- 4) Generación de alternativas, selección e integración de una propuesta global, y desarrollo de la propuesta bajo las Normas que rigen esta especialidad
- 5) Prueba del sistema desarrollado. Evaluación
- 6) Presentación de las conclusiones después de revisar y analizar los resultados obtenidos

Las etapas de desarrollo que se han mencionado se llevaron a cabo en un tiempo de tres años.

**CAPITULO**

**1**

**ANTECEDENTES**

- 1.1. COMPENDIO DE LA HISTORIA DE LA VENTILACION MECANICA PULMONAR**
- 1.2. VENTILADORES PARA ANESTESIOLOGIA**
- 1.3. LA VENTILACION Y LA RESPIRACION**

### 1.1. COMPENDIO DE LA HISTORIA DE LA VENTILACION MECANICA PULMONAR<sup>(1)</sup>

En el libro " *Humani Corporis Fábrica* " escrito por Andreas Wesele Versalius (1515 - 1564) e impreso en 1555 se describen en detalle por primera vez, los principios modernos de la resucitación : " para conservar con vida a un animal debe intentarse abrir un orificio en la tráquea, e introducir en el mismo un tubo; entonces, soplar a través de éste, hasta que el pulmón se eleve nuevamente y tome aire el animal ... cuando el pulmón es inflado, éste empieza a ser fuerte otra vez ... y tan se hace esto, y se toma cuidado de que el pulmón sea inflado a intervalos, el movimiento del corazón y las arterias no debe parar ... "

También, Versalius fué el primero en basar sus estudios anatómicos en las disecciones humanas y obtuvo el primer esqueleto humano completo para estudios.

Desafortunadamente, la falta de adaptabilidad humana, retrasó la aplicación extensiva de ésta técnica por 400 años.

En los siguientes 100 años a Versalius no hubo progresos. En 1767 se restablecieron los avances con la resucitación de

personas ahogadas. Los métodos más usados fueron la ventilación de boca a boca y la ventilación por doble bolsa; con una bolsa se introducía aire fresco (método actual de "flush") y con la otra se sacaba el "aire malo".

En 1796 en la ciudad de Copenhagen, el Doctor Jonh Daniel Herholdt publicó "Life-Saving Measures for Drowning Persons", compendio en el que realizó un análisis y una evaluación críticos de los problemas vitales de las medidas de salvación. Este trabajo fué el punto de partida para el desarrollo de los métodos actuales de resucitación, sin embargo, ésta obra fue reconocida hasta 1960 por la Sociedad Escandnava de Anestesiólogos. Poco después en Italia, E. Coleman recomendó la intubación traqueal, el uso de un catéter de plata más ancho, el empleo de una bolsa para la insuflación y el empleo de oxígeno.

A finales del siglo XIX y comienzos del XX, un gran número de aparatos de ventilación fueron introducidos. Estos aparatos aplicaban un subambiente o presión negativa alrededor del cuerpo, de ahí el nombre y clasificación que recibieron: Respiradores Tanque o Pulmones de Acero, Ventiladores Cuirass y Cámaras de Presión Diferencial. Estos equipos tuvieron muy poca aplicación debido a su excesivo peso y tamaño que generalmente cubrían todo el cuerpo del paciente, lo que impedía el cuidado cercano de la enfermera, y la casi imposible realización de una

cirugía al enfermo que se encontrará dentro de estos equipos, por lo que estos aparatos solamente ofrecían al paciente una prolongación de su muerte.

Los estudios y la experimentación regresaron a la ventilación controlada y a la traqueotomía. En 1909, Aver y Melzer introdujeron la intubación oral, sin embargo fue aceptada hasta 1950. En nuestros días, la ventilación controlada y la intubación oral son parte integral de la anestesia general.

Con la intubación traqueal, el oxígeno comprimido en tanques, los ventiladores, los aparatos para producir una ventilación positiva y los dispositivos para la administración de la anestesia las cirugías torácicas o abiertas pudieron ser realizadas. Además, el trabajo de experimentación se incrementó: se crearon y probaron muchos tipos de tubos endotraqueales y se inventó el primer laringoscopio.

En 1907, H. Drager construye "El Pulmotor", un pequeño resucitador portátil que consistía de dos bolsas integradas a un mecanismo de válvulas y bielas. El dispositivo hacía una mezcla de oxígeno y aire que era aplicada durante la inspiración a una presión de 20 mm Hg, pero durante la espiración generaba un vacío de - 20 mm Hg con el riesgo de causar un colapso en la mayoría de los pacientes.

El Pulmotor fue ampliamente usado en los siguientes cuarenta años para la resucitación en minas, en unidades de

rescate y bomberos. Los resucitadores pequeños ganaron popularidad por muchos años antes que los ventiladores comenzaran a usarse comúnmente. Algunos ejemplos fueron: " Kreisselman Resucitator " (1940 ), " Neff Insufflation Valve " (1945), " Burn Valve " (1946 ), " Mushin y Hillard " " Cardiff " Valve " (1953 ), " Fink Valve " (1954 ), " Digby-Leigh Valve " (1956 ) y " Reed " " Dewsbury " Valve " (1959 ).

Propiamente, los ventiladores pulmonares se inician en 1915 con " Holger Molgaard " de " Copenhagen ", " Thunberg " de " Lund " y " H. Giertz " de " Estocolmo ". Giertz mostró experimentalmente que la ventilación artificial a través de la insuflación rítmica de presión positiva era inminente para cada etapa de la respiración; también convenció a " P. Frenckner " de fabricar una serie de tubos endotraqueales y al " Ing. Anderson " de desarrollar un ventilador impulsado por aire, el cual finalmente salió al mercado en 1940 con el nombre de " Spiropulsator ".

Al inicio de la Segunda Guerra Mundial, " E.T. Morch " y el mecánico " A.F. Schram " trabajaron en el diseño de un nuevo ventilador. El pistón era impulsado dentro del cilindro por un motor eléctrico y controlado por un reóstato. Este ventilador fue empleado en cirugías torácicas durante un período comprendido entre 1940 y 1949 en Dinamarca; mientras que en el Continente Americano el uso de tubos endotraqueales y los respiradores mecánicos no era común.

En 1944, K.B. Pinson de Manchester hizo el " Pulmonary Pump ", un ventilador automático que consistía de dos bombas-pistones : una para proporcionar la respiración y otra empleada para succionar y evacuar las secreciones de la tráquea y del árbol bronqueal.

Durante la Segunda Guerra Mundial, el ingeniero en motores, J.H. Blease de Londres produjo un aparato de anestesia, el " Pulmoflator " , en 1952 el ventilador " Aintree " y el ventilador " Fazakerley " en 1956.

Uno de los cambios más revolucionarios en el cuidado de la respiración fue atribuido al anesthesiólogo Bojorn Ibsen de Copenhague. En 1952, Escandinavia padeció de una epidemia severa de poliomielitis y miles de pacientes fueron hospitalizados. Los seis ventiladores Cuirass existentes resultaron insuficientes. Ibsen ante la muerte inminente de sus pacientes decidió practicar la traqueotomía, insertar un tubo e iniciar la ventilación artificial manual. Así mismo, el transporte de los enfermos de su casa al hospital se mejoró notablemente con los equipos de emergencia de respiración y succión, con bolsa y máscara o con bolsa conectada al tubo de traqueotomía, sistema conocido como el " Ambug-Bag ", diseñado en 1954 por Henning Ruben de Copenhague. El porcentaje de mortalidad de pacientes se redujo del 87% a menos del 30%.

La mayoría de los principios de ventilación implementados y aplicados durante la epidemia de 1952 en Dinamarca tenían su fundamento en la ventilación mecánica a presión positiva. A partir de entonces, la atención a la postura para drenaje, la asistencia manual y la aspiración traqueobronquial de secreciones son aplicadas universalmente.

Paralelamente, la ventilación controlada se vió facilitada con el diseño de tubos más largos, y otros modos de ventilación comenzaron a experimentarse.

Con la habilidad de los pacientes de respirar espontáneamente, se tuvo que reducir gradualmente el número de respiraciones controladas, lo que dio origen al modo de ventilación IMV (Intermittent Mandatory Ventilation).

Al final de la epidemia aparecieron los ventiladores "Engstrom" que fué ampliamente aceptado en la cardiocirugía, el "Lundia" y el "Bang", los cuales podían trabajar diferentes tipos de ventilación.

Los nuevos diseños de ventiladores no podían funcionar a volúmenes bajos, altas velocidades y presiones elevadas. El número de complicaciones y mortalidad fue elevado a causa de la inexperiencia del personal y de las fallas mecánicas de los equipos respiratorios o de los ventiladores.

Eventualmente un incremento en el número de pacientes que requerían ventilación mecánica, impulsó al reestablecimiento de

las unidades respiratorias, hoy más a menudo llamadas ventiladores mecánicos para la anestesia y ventiladores mecánicos para las unidades de cuidado crítico o intensivo.

Es en la misma década de los años cincuentas cuando aparecen los ventiladores " Jefferson ", "Bennett Ben X-2 " y los respiradores ciclados por presión " Bird ". Estos dos últimos, hasta nuestros días mantienen una atractiva escuela para la terapia de inhalación.

En Estados Unidos como en Escandinavia y Gran Bretaña, la respiración controlada durante la anestesia fué vigorosamente puesta en duda durante la década de 1950. La acidosis fue el principal motivo. Los peligros de explosión y una ventilación pulmonar insatisfactoria inhibieron el interés de los anesthesiólogos por aprender a usar los ventiladores y aprovechar sus ventajas.

### Ventilación controlada

Los pioneros de las cirugías del corazón y de las cirugías en general, mostraron que la ventilación artificial mejoraba los resultados de sus trabajos haciendo más eficiente la oxigenación y la eliminación del dióxido de carbono.

Uno de los primeros ventiladores de anestesia establecido comercialmente en los Estados Unidos, fue el " Jefferson " resultado de los esfuerzos de los asistentes de Beck, K. Wolfe y

del Ingeniero H.J. Rand. Las modificaciones y la producción del ventilador se realizaron en una compañía de Ingenieros de los hermanos Gibbon y Andreason. El "Jefferson" fue ampliamente usado en cada cirugía cardíaca durante 1950.

Los beneficios de la ventilación automática lentamente empezaron a ser reconocidos por los cirujanos y los anestesiólogos, y otros ventiladores comenzaron a aparecer comercialmente: el "Quirúrgico de Morch" (1955), el "Stephenson CRU" (1956), el "Bennett" (1957) y el ventilador "Bird Mark 4" (1959).

El ventilador de anestesia "Morch" incorporó varias características únicas: 1) fue el primer ventilador en Estados Unidos que tuvo fuente, idea tomada de los ventiladores "Blease" y "Oxford". Esta característica estableció la lectura del volumen corriente (tidal), 2) estaba disponible como unidad separada o como componente de varias máquinas de anestesia, 3) fue el primer ventilador en el cual todas las partes en contacto con el gas inspirado podían ser fácilmente limpiadas y esterilizadas, también, 4) fue el primer equipo que podía ser utilizado como ventilador de volumen controlado o como asistidor de presión sensada (pressure-sensitive), y 5) la mayoría de los controles podían ser operados por pedal.

El principio de trabajo del ventilador "Morch" se basaba en dos válvulas comerciales de Johnson Control Inc. La primera

válvula estaba adaptada como interruptor neumático que fungía como un control remoto para activar un interruptor eléctrico; este principio se usaba en áreas con gases o líquidos explosivos. El interruptor eléctrico era activado por un diafragma en el ventilador y era sensitivo a cualquier pequeña variación de presión, su función era la de regular el aire a la segunda válvula la cual era de tres vías con grandes aberturas para el aire y el oxígeno que actuaban en el fuelle.

Hasta hoy, una cadena de azorosos ventiladores para usarse dentro y fuera de las salas de cirugía han sido producidos, desde manuales hasta automáticos, desde puramente mecánicos hasta controlados por microprocesador y desde sencillos hasta sofisticados.

### **Expansión de los campos de la ventilación soporte**

Hasta la mitad de 1950, la ventilación había sido aplicada solamente en 1909 por H. Emerson para el tratamiento de edema pulmonar, para la poliomielitis y en pocos casos de los pioneros de la anestesia. En 1960, sin embargo, la ventilación mecánica fué usada ampliamente en otras áreas. Nuevas y redescubiertas técnicas salieron a la luz.

Pero no fue sino hasta cuatro décadas después, en que Barach y agrupados reconocieron que la solución al edema pulmonar asociado con fallas al corazón era el incremento de la presión en

las vías respiratorias. Ellos incrementaron la presión con un motor de ventilador y una válvula espiratoria, ambos conectados al paciente a través de una máscara facial. En 1959, Frumin, Berman y Holaday, encontraron que una buena tensión arterial de oxígeno se lograba sumando una presión positiva al final de la espiración (PEEP - positive end expiratory pressure). El PEEP previno el colapso alveolar, incrementó la capacidad residual funcional y mejoró los resultados de la relación de ventilación-perfusión. Otros beneficios potenciales incluyeron la reducción del flujo sanguíneo pulmonar y la estasis y congestión capilar.

#### Ventilación mandatoria intermitente

El apartar a los pacientes de una prolongada ventilación mecánica puede representar serias dificultades como lo son la hipoventilación, la hipoxia, el estrés y la ansiedad.

Algunos de estos problemas fueron aligerados por Kirby al introducir la Ventilación Mandatoria Intermitente (IMV - intermittent mandatory ventilation) como un modo de tratamiento para neonatos en 1971 y por Downs como una ayuda para el deteste de pacientes adultos.

El modo IMV requiere un sistema en el cual el paciente pueda respirar espontáneamente de un reservorio mientras el ventilador proporciona unas respiraciones de presión positiva (mandatoria) de volumen y tiempo ajustables. Como se va mejorando la habilidad

de los pacientes para respirar espontáneamente, el número de respiraciones mandatorias se va reduciendo hasta que el paciente respira por sí solo.

### **Ventiladores controlados por fluidos**

Los ventiladores controlados por fluidos han sido muy populares en muchos países porque son menos sensitivos a las interferencias exteriores como las fluctuaciones de la temperatura, la vibración y la electricidad. También reducen o eliminan el movimiento de partes mecánicas. Los sistemas fluidicos utilizan el flujo de un líquido o un gas para sensar, amplificar, controlar y hacer la lógica del sistema. La mayoría de los elementos operan en los principios de la adhesión en paredes y en la desviación de corrientes de flujo ( fenómeno reportado en 1800 por Thoman Young y después llamado " Efecto Coanda " por el Ingeniero en Aeronáutica Dr. Henri Coanda ).

El primer ventilador fluidico fué diseñado en 1964 por Barila, Meyer y Mosley y otros anestesiólogos de " Walter Reed Army Institute for Research " trabajando en colaboración con los ingenieros de la " Harry Diamond Laboratories ".

El 1969, la armada de los Estados Unidos junto con algunas compañías americanas, japonesas y francesas crearon los ventiladores llamados " Airox R " y " VP 2000 ", los cuales utilizaban únicamente componentes fluidicos. Estos ventiladores

fueron usados para la resucitación y las terapias respiratorias. El primer ventilador fluido comercial fue el " Hamilton Standard PAD " que apareció en 1970 y fue muy similar al que posteriormente la compañía Corning creó en 1973. El ventilador " Monaghan 225 " también apareció en 1973, en 1974 el " Ohio Medical 550 " y en 1975 el " North American Drager ".

### Presente y futuro de la ventilación mecánica pulmonar

Se piensa que por lo menos en los próximos cincuenta años no habrá grandes cambios en el área de la ventilación mecánica. El progreso o evolución más grande se está dando en nuestros días con la era del equipo servo y computarizado.

La adaptación del método de control servo fue experimentada por Frumin y Lee en 1957 con su ventilador " Autoanestheton ", en el cual el bióxido de carbono al final de la espiración era muestreado y el resultado era usado para ajustar el ventilador a través de la realimentación. Conceptos similares fueron basados en la tensión del oxígeno, el pH y la actividad cerebral.

Los ventiladores de la serie 900 de Siemens Elema Servo están diseñados para compensar los cambios de resistencia y compliancia de las vías áreas del paciente. Actualmente en 1993, la misma compañía lanzó comercialmente, el Servo ventilador 300, posee el sistema de monitoreo más completo, el mayor número de modalidades de ventilación y es el más compacto, tal que se dice

que su tecnología y sistemas dieron un brinco de varias generaciones.

Un gran número de ventiladores, monitores y accesorios han sido inventados y algunos han sido muy útiles. Un buen ventilador da una tercera mano, tal que podemos observar y tratar mejor al paciente.

La preparación, concientización y educación de los médicos, enfermeras, anestesistas, terapistas, técnicos e ingenieros de diseño y conservación requiere un impulso y una ampliación. Ellos, nosotros y quienes utilizan los ventiladores tenemos la tarea más importante :

**" Salvaguardar a quienes duermen y quienes viven y sobreviven en nuestras manos ".**

## 1.2. VENTILADORES PARA ANESTESIOLOGIA

El manejo de la anestesia quirúrgica ha incluido desde la liberación imprecisa de drogas anestésicas volátiles, con la observación cuidadosa de los movimientos respiratorios, a la administración precisa de potentes anestésicos volátiles. En la práctica común, estos anestésicos volátiles son combinados usualmente con anestésicos intravenosos, opioides, y drogas de bloqueo neuromuscular. Como resultado de esta evolución, los ventiladores son un componente esencial de todos los sistemas de suministro de anestesia.

Los ventiladores son por lo tanto usados para proporcionar una adecuada ventilación minuto estimada para alcanzar la presión parcial arterial de dióxido de carbono ( $P_aCO_2$ ). La tensión de oxígeno arterial ( $P_aO_2$ ) deseada es conseguida por regulación de la fracción de concentración de oxígeno inspirado ( $F_iO_2$ ) desde el sistema de suministro de anestesia. Las relaciones básicas entre los gases respiratorios, la producción de  $CO_2$  ( $V_{CO_2}$ ) y el consumo de oxígeno ( $V_{O_2}$ ), la ventilación alveolar ( $V_A$ ) y minuto, el volumen inspirado ( $V_I$ ) y espirado ( $V_E$ ) son descritas por las ecuaciones de intercambio de gases.<sup>11</sup>

La ventilación mecánica convencional provee la fuerza a la que el volumen corriente ( VT ) es liberado a una frecuencia respiratoria ( f ) o a un ciclo de tiempo respiratorio ( TT ) para conseguir la ventilación minuto deseada ( VE ).

$$VE = ( VT ) f$$

La fuerza proporcionada por el ventilador esta contrarrestada o tiene oposición por las fuerzas elásticas (compliance ), resistivas, y por las fuerzas de inercia del total del sistema respiratorio. El modelo respiratorio en el cual el volumen corriente y la frecuencia respiratoria están inmersos es también puesto para optimizar el intercambio de gas y para minimizar la maldistribución de ventilación/flujo sanguíneo. En suma, la presión positiva al final de la espiración ( PEEP ) o la resistencia espiratoria ( retardo ) pueden ser usados para incrementar el volumen pulmonar al final de la espiración o prolongar la espiración con un efecto potencialmente similar en el volumen pulmonar al final de la espiración. Este proceso puede minimizar los efectos de la atelectasis pulmonar.

#### Historia<sup>(1)</sup>

El desarrollo tecnológico de los dispositivos para ventilación soporte desde el final del siglo diecinueve a los

inicios del siglo veinte se centraron en máquinas que aplicaban presión negativa a la superficie del cuerpo ( pulmón de acero o tanque respirador ) o a la pared del toráx ( cuirass ).

El pulmón de acero sirvió para salvar vidas en epidemias de piliomielitis, pero fué impráctico para la anestesia y las cirugías.

Las ventajas del ventilador Cuirass incluyeron la habilidad para tener acceso al paciente y facilitar su cuidado, mucho más económico, y portátil. Sin embargo, los estudios fisiológicos demostraron que el Cuirass intraabdominal y torácico alcanzaban un volumen corriente más pequeño que el de un tanque respirador. A pesar, el ventilador Cuirass fue usado durante la anestesia. Muchos estudios describen los logros del uso del Cuirass para ventilar a los pacientes durante anestesias generales y broncoscopías. Las fallas fueron en su mayoría el resultado de anomalías mecánicas del sistema respiratorio (obesidad o enfermedad obstructiva pulmonar ). En nuestros días, hay pocos defensores del tanque respirador o del ventilador Cuirass en el cuidado respiratorio.

Hay ventajas para que el uso del ventilador Cuirass se aplique actualmente como soporte ventilatorio crónico y no como auxiliar en la anestesia.

### Ventilación mecánica convencional

El tubo endotráqueal y la intubación fueron esenciales para la evolución del manejo de la anestesia, la ventilación mecánica, y la cirugía moderna de hoy. En Inglaterra, como en E.U., la anestesia torácica y la cirugía cardíaca fueron los mayores impulsos para el desarrollo de laringoscopios, y para la práctica de intubación endotráqueal y endobronquial tan bien como de la ventilación mecánica pulmonar.

### Ventiladores mecánicos"

Los ventiladores mecánicos modernos fueron desarrollados por Heinrich Drager de Lubeck, República Federal de Alemania. Drager desarrollo un ventilador portátil pequeño que fue construido en una maleta y usado para resuscitación en minas ( " Pulmotor " ).

Las ventajas del uso de un ventilador mecánico durante la anestesia incluyen :

- 1) El control preciso de la ventilación minuto y por lo tanto, también del Paco<sub>2</sub>,
- 2) El control del modelo respiratorio (  $V_T$  y  $f$  ) y de esta forma optimizar el intercambio de gas,

- 3) La aplicación de la presión positiva al final de la espiración ( PEEP ) y del incremento de la resistencia espiratoria para aumentar el volumen al final de la espiración ( EELV ) y
- 4) Todo las ventajas anteriores dejan libres las manos del anesthesiólogo para atender la administración de drogas, fluidos y/o sangre y otros aspectos del manejo de la anestesia.

### **Futuro**

La tendencia actual en el desarrollo en ventiladores para la anestesia esta asociado a los sistemas de suministro de anestesia, y a sus monitores. El desarrollo futuro de ventiladores para la anestesia independientes se proyecta en la integración a éstos de sistemas de control, realimentación y monitoreo de las variables fisiológicas. También en el campo pediátrico, la tendencia es de especializar los ventiladores a su aplicación pediátrica e impulsar la ventilación de alta frecuencia en el manejo ventilatorio de neonatales.

### 1.3. LA RESPIRACION Y LA VENTILACION

La respiración es una actividad esencial de la célula y tiene dos propósitos primordiales :

Primero, suministrar a la célula el oxígeno que necesita para obtener su energía de la combustión de los alimentos mediante reacciones químicas en las que interviene el oxígeno. Segundo, eliminar el bióxido de carbono que es el producto de desecho de las funciones vitales, y de esta forma evitar que se envenene al organismo."

La energía que obtiene la célula de la oxidación es necesaria para que el organismo y por tanto para que el individuo obtenga calor, pueda moverse, crecer, pensar, en fin, seguir viviendo.

Los seres humanos y muchos animales superiores, tienen órganos especializados en captar el oxígeno del aire; estos órganos se denominan pulmones.

El proceso mediante el cual los pulmones toman oxígeno y eliminan el bióxido de carbono hacia el exterior, recibe el

nombre de ventilación pulmonar<sup>(1)(2)</sup> y aunque depende de muchos factores, en esencia esa es su definición.

La ventilación se compone básicamente de la inspiración, el intercambio gaseoso y de la espiración de gases en los pulmones.

Al proceso de incorporar gas al cuerpo se le llama inspiración o inhalación y a la liberación de bióxido de carbono y vapores acumulados en el cuerpo se le designa espiración o exhalación.

### 1.3.1. FISILOGIA DE LA RESPIRACION

En la respiración, aparte de los pulmones, intervienen en este proceso otros órganos que en conjunto efectúan y controlan la respiración; a este grupo de órganos se le denomina sistema respiratorio; enseguida se hace una descripción de su operación.

El aire que inhalamos entra a los pulmones a través de las vías respiratorias formadas por las fosas nasales (o la boca), la faringe, la laringe, la tráquea y los bronquios siguiendo este orden. Estos últimos son dos ramificaciones terminales de la tráquea que entran uno a cada pulmón. Dentro del pulmón los bronquios se ramifican extensamente dando lugar a conductos cada vez más delgados, los bronquiolos, que terminan en los conductos alveolares. Los conductos alveolares guían a unas pequeñas estructuras en forma de saco rodeadas por una densa red de

capilares sanguíneos y llamados alvéolos pulmonares. Las paredes de los alvéolos y de los capilares son tan delgadas que los gases pueden pasar fácilmente a través de ellas. En cada pulmón hay alrededor de 300 millones de alvéolos y es en ellos donde se lleva a cabo la función pulmonar: el intercambio de oxígeno y de bióxido de carbono entre el gas inhalado y la sangre" ( ver figura 1 ).

Cada vez que inspiramos, el aire llena los alvéolos y el oxígeno pasa a la sangre; una pequeña cantidad se disuelve en ella, pero la mayor parte de él se combina químicamente con la hemoglobina y así es conducido a los tejidos. Cuando los capilares llegan a ellos, la hemoglobina libera el oxígeno, recoge el bióxido de carbono producido por las células y regresa con él a los alvéolos, donde es eliminado junto con parte del aire inhalado.

( El intercambio de los gases que se lleva a cabo en los pulmones se realiza por difusión pasiva: el oxígeno pasa desde el aire inspirado a la sangre venosa desoxigenada y el bióxido de carbono circula en dirección opuesta desde la sangre venosa al aire en el interior de los pulmones. Este movimiento se lleva a cabo por la denominada difusión pasiva, por la que el oxígeno atraviesa pasivamente una membrana desde una concentración alta en los pulmones a una concentración más baja que es la existente

en la sangre venosa. El bióxido de carbono cruza la membrana en dirección contraria por el mismo principio.))

Más detalladamente, cada pulmón está envuelto por sus membranas pleurales, una interior y otra exterior, muy próximas entre sí. La membrana interior se adhiere muy estrechamente a la superficie pulmonar, mientras que la membrana exterior tapiza el lado interno de la caja torácica y el gran músculo respiratorio, el diafragma.

En el espacio existente entre las láminas de las pleuras, llamado espacio pleural, impera una presión negativa constante que da lugar a una expansión de los pulmones en la inspiración cuando se dilata la caja torácica. De esta forma se "aspira" el aire a los pulmones.

Los pulmones se encuentran protegidos por las costillas y en su parte inferior por el diafragma que tiene forma de cúpula con la convexidad dirigida hacia el tórax. Al inspirar, el diafragma baja hasta quedar plano y los músculos que se insertan en las costillas se contraen y las elevan, con lo que las dimensiones de la cavidad torácica aumentan, incrementando también la capacidad de los pulmones.

La frecuencia y la profundidad de la respiración varían de acuerdo con la velocidad a la que los tejidos consuman el oxígeno y produzcan bióxido de carbono, y eso, generalmente depende del grado de actividad. El centro respiratorio del cerebro envía

impulsos a los músculos respiratorios regulando su actividad. En otras regiones del sistema nervioso central se cuantifica el nivel de bióxido de carbono que hay en la sangre, en cuanto se eleva ligeramente, se envía una señal al centro respiratorio que, inmediatamente, modifica la frecuencia y profundidad de la respiración para que el nivel de bióxido de carbono vuelva a la normalidad. Este sistema también registra la concentración de oxígeno, pero es menos sensible a los cambios."

Normalmente, se inspira y expira 16 veces por minuto haciendo pasar por los pulmones alrededor de medio litro de aire en cada ocasión. Esa cantidad representa a penas el 12 % del aire que un adulto joven y sano puede introducir en los pulmones en una inspiración profunda. Cuando se está haciendo ejercicio, la frecuencia respiratoria y el volumen pueden incrementarse al doble. Al respirar más rápida y profundamente se emplea la capacidad de reserva que tienen los pulmones."

### 1.3.2. MECANICA DE LA RESPIRACION

#### 1) Respiración espontánea

a) Inspiración. La inspiración es un movimiento activo, lo que se traduce en que hay que vencer la elasticidad de los pulmones y de la pared torácica. El músculo inspiratorio más importante es el diafragma, constituido en una lámina fina y

curva de músculo adosada a las costillas interiores.

En la inspiración, el diafragma se mueve hacia abajo y se aplana. En una respiración normal este movimiento es de aproximadamente de 1 cm, aunque pueden alcanzarse hasta 10 cm. Los músculos intercostales externos discurren por el exterior entre las costillas, y contribuyen a la inspiración elevando la caja torácica y ampliando la capacidad del torax.

La inspiración puede compararse a la succión de un par de fuelles, al separar las dos asas del dispositivo (fig. 2.a).

b) Espiración. La espiración es normalmente un movimiento pasivo porque el aire es expulsado de los pulmones por la elasticidad propia de los mismos y de la caja torácica cuando estos vuelven a su posición primitiva después de la inspiración. La espiración se ve impedida, por ejemplo, por una obstrucción de las vías respiratorias; los músculos abdominales y los músculos intercostales internos ayudan a comprimir la caja torácica, y a expeler, por consiguiente, el aire. (fig. 2.b)

Respirar es, esencialmente, un proceso automático que continúa durante el sueño. El trabajo respiratorio en estado de reposo normalmente es muy pequeño: el trabajo necesario para respirar, pero bajo condiciones patológicas puede requerir una parte considerable de las necesidades de oxígeno del cuerpo.

En la ventilación artificial este trabajo se lleva a cabo por el ventilador.

## 2) Respiración artificial

La respiración artificial o más adecuadamente la ventilación artificial ( debido a que se trata de la entrada, intercambio y salida de gases en los pulmones ) es el medio por el cual se puede mantener la vida cuando el individuo no respira automáticamente. La ventilación artificial puede ser manual o mecánica. Al aplicar la manual, se sopla directamente en los pulmones de la víctima a través de la boca o la nariz, o se comprime y expande, alternadamente, el toráx.

La ventilación artificial puede aplicarse durante lapsos prolongados. Esto se hace necesario cuando el sistema respiratorio se encuentra inhibido o están paralizados los músculos de la respiración.

En la respiración artificial, la ventilación es la única función que literalmente es artificial, debido a que la entrada y/o salida de los gases a los pulmones es forzada y el resto del proceso de la respiración se lleva a cabo casi en la misma forma que en la respiración espontánea.

Uno de los dispositivos más conocidos para la respiración artificial a largo plazo es el ventilador mecánico, ya sea de presión negativa o de presión positiva .

Con ayuda de un ventilador, soporta ventilación controlada, manualmente, el aire o mezcla de gases se administra al paciente a sobrepresión.

La presión existente en los pulmones durante la respiración artificial es mayor que la presión atmosférica y tanto la presión intrapulmonar como la intrapleural son, como promedio, más elevadas que durante la respiración espontánea.

**CAPITULO****2****ESTABLECIMIENTO DE LOS MODELOS  
FISICO E INGENIERIL****2.1. FENOMENOS DE LA RESPIRACION****2.2. VARIABLES DE LA RESPIRACION****2.3. MODELOS FISICO E INGENIERIL DEL SISTEMA  
RESPIRATORIO**

## ESTABLECIMIENTO DE LOS MODELOS FISICO E INGENIERIL

### CRITERIOS

Para hacer un diseño de ventilador mecánico pulmonar, es necesario comprender lo mejor posible la función, la fisiología y los fenómenos que constituyen la respiración. Para ello, es necesario hacer una analogía de éstos fenómenos fisiológicos a fenómenos físicos ( eléctricos, mecánicos, etc. ) y establecer la simbología básica.

### 2.1. Fenómenos de la respiración

Por principio se establecen detalladamente los fenómenos de la respiración :

La respiración se lleva a cabo principalmente por la ayuda de la musculatura que cambia el volumen de la cavidad torácica, y crea presiones positivas y negativas que mueven el aire hacia adentro y hacia afuera de los pulmones. Dos tipos de musculatura entran en juego : aquellos músculos que están en y cerca del diafragma y que hacen que éste se mueva hacia arriba y hacia abajo cambiando en forma vertical el tamaño de la caja

torácica y aquellos que hacen que el diámetro lateral del torax cambie. ( fig 3 ).

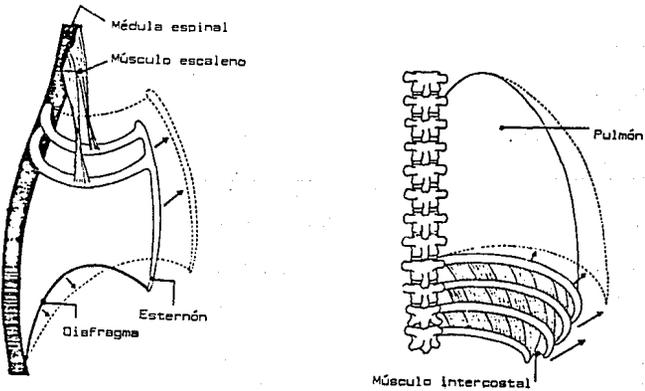
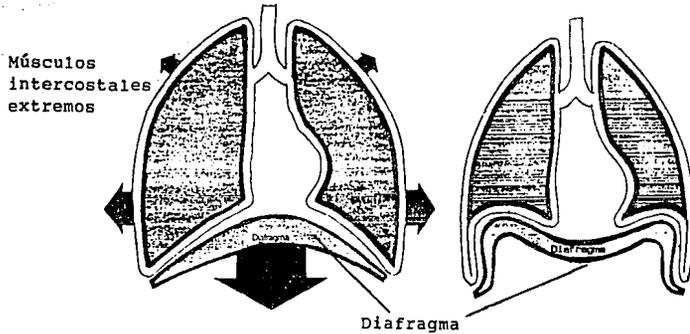


FIG. 3 Músculos de la respiración

El diafragma, es un músculo en forma de campana, que cuando se contrae tira hacia abajo alargando la caja torácica; ésta fuerza es la fuerza principal de la inspiración, además del trabajo realizado por la zona pleural. Cada pulmón está envuelto por sus membranas pleurales, una interior y la otra exterior, muy próximas entre sí, pero separadas por el líquido pleural. La membrana interior se adhiere estrechamente a la superficie pulmonar, mientras que la membrana exterior tapiza el lado interno de la caja torácica y al diafragma. En el espacio existente entre las láminas de las pleuras (cavidad pleural o espacio intrapleural) impera una presión negativa constante que da lugar a una expansión de los pulmones en la inspiración cuando se dilata la caja torácica, este incremento de volumen crea una presión negativa en el torax que se anula con la entrada de aire a los pulmones, los cuales son pasivos y únicamente se expanden debido a la presión interna del aire en ellos. La espiración es una acción puramente pasiva por la que el aire es expulsado de los pulmones por la elasticidad propia de éstos y de la caja torácica cuando los mismos vuelven a su posición original después de la inspiración.

## 2.2. Variables de la respiración

Durante cada una de las etapas descritas, se llevan inherentemente cambios de presión, volumen, flujo, resistencia y de otras variables físicas como a continuación se describe :

### 1. Intercambio del aire entre la atmósfera y los alveólos : ventilación<sup>(1)</sup>

El aire, como la sangre, se desplaza por flujo masivo desde una región de alta presión hasta otra de baja presión. Un flujo masivo puede describirse mediante la ecuación

$$F = k ( P_1 - P_2 )$$

es decir, el flujo es proporcional a la diferencia de presión entre dos puntos, siendo k la constante de proporcionalidad. Respecto del flujo de aire son concernientes : la presión atmosférica y la presión intraalveolar, por consiguiente, el flujo gaseoso de entrada o de salida con relación a los pulmones se formula de la siguiente manera :

$$F = K ( P_{atm} - P_{alv} )$$

A nivel del mar, la presión atmosférica es de 760 mmHg, y obviamente no está sujeta a control, a diferencia de lo que

ocurre cuando existen condiciones especiales ( traje espacial o una campana de buceo ). Dado que la presión atmosférica permanece relativamente constante, si el aire ha de desplazarse para entrar a los pulmones, y salir de ellos, la presión pulmonar del aire, es decir, la presión intraalveolar, debe llegar a ubicarse en forma alterna, por debajo, y por encima de la presión atmosférica :

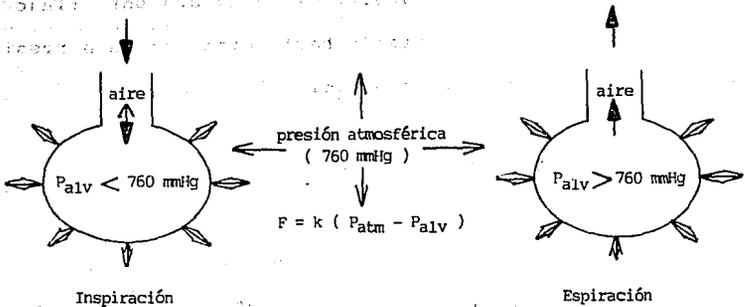


FIG. Relaciones requeridas para la ventilación. Cuando  $P_{alv} < P_{atm}$  penetra el aire a los alvéolos. El flujo  $F$  es directamente proporcional a la diferencia de presiones.  $K$  = constante de proporcionalidad

## 2. Presión intrapleural

Al expandirse durante el crecimiento, la caja torácica se aleja ligeramente de la superficie externa de los pulmones. Esto disminuye la presión del líquido intrapleural por debajo de

la presión del aire intraalveolar, diferencia de presión que obliga a los pulmones a distenderse. Estos deben expandirse virtualmente en el mismo grado de la caja torácica, hasta llegar a dilatar, en gran medida, sus paredes elásticas. La tendencia de los pulmones a retrotraerse como resultado de dicho estiramiento se compensa en la diferencia existente entre la presión del aire intraalveolar y la presión del líquido intrapleural ( fig. 4 ).

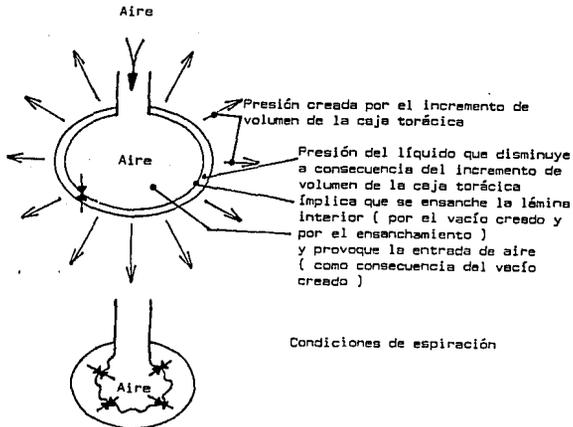


FIG. 4 Generación de presiones durante el incremento de volumen de la caja torácica

La presión subatmosférica del líquido intrapleural, generada por las diferentes tasas de crecimiento del pulmón y la caja torácica se mantiene durante toda la vida. Independientemente del

hecho de estar la persona inspirando, espirando o no respirando en absoluto, la presión intrapleural es siempre más baja que la presión del aire que hay dentro de los pulmones, y estos están considerablemente tensos. Sin embargo, el gradiente que hay entre las presiones intrapleural e intraalveolar no varía durante la respiración y causa directamente los cambios de tamaño pulmonar que ocurren durante la inspiración y la espiración. Dado que la presión intrapleural se transmite a través del líquido intratorácico que rodea a los pulmones, al corazón y otras estructuras intratorácicas, se denomina frecuentemente, presión intratorácica.

Durante una inspiración normal, la presión dentro de los pulmones, la presión intraalveolar, es de  $-3$  mmHg, mientras que en la espiración es de  $+3$  mmHg.

### 3. Fenómenos y variables de la inspiración

Antes de empezar la inspiración, es decir, al terminar la espiración anterior, la presión intrapleural es subatmosférica como se mencionó anteriormente. La presión intraalveolar, esto es, la presión del aire que hay dentro de los alvéolos está en comunicación libre con la atmósfera, a través de los conductos. La inspiración se inicia por la contracción de los músculos intercostales. Cuando se contrae el diafragma, su cúpula se agacha hacia el interior del abdomen, ensanchando así el volumen

de la caja torácica. Simultáneamente, la contracción de los músculos inspiratorios adheridos a las costillas, las desplazan hacia la parte superior y hacia afuera. Tal expansión de la caja es tan sólo un ensanchamiento acelerado de los eventos descritos con relación al crecimiento. Al empezar a desplazarse la caja torácica respecto de la superficie pulmonar, disminuye repentinamente la presión del líquido intrapleural, es decir, se hace todavía más subatmosférica con el inherente incremento de la diferencia existente entre las presiones intraalveolar e intrapleural, y la pared pulmonar es impelida hacia afuera. Así pues, cuando los músculos inspiratorios aumentan las dimensiones torácicas, los pulmones también resultan forzados a dilatarse por razón de los cambios operados en la presión intrapleural. Esta mayor dilatación del pulmón causa un aumento en los volúmenes de todos los conductos y alvéolos, la presión de aire que hay dentro de ellos decae por debajo de la atmosférica, causando así el flujo masivo del aire desde la atmósfera a través de los conductos hacia el interior de los alvéolos hasta que su presión llega a ser nuevamente igual a la atmosférica. En esta forma, el aire es literalmente succionado hacia el interior de los pulmones que se dilatan. (11)

En las figuras 5.a y 5.b se resumen los cambios de presión intraalveolar, intrapleural e intrapulmonar. En la segunda figura se muestra el fenómeno para un flujo de 500 ml del flujo aéreo

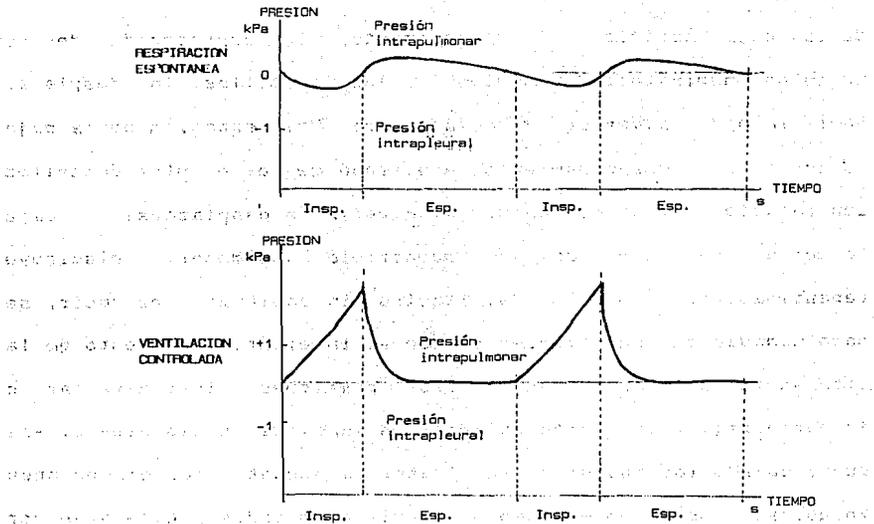


FIG. 5.a

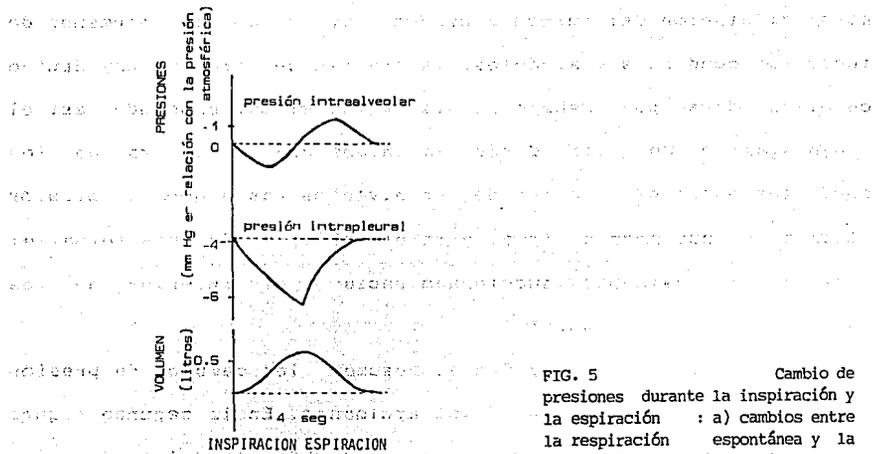


FIG. 5.b

FIG. 5 Cambio de presiones durante la inspiración y la espiración : a) cambios entre la respiración espontánea y la controlada, y b) cambios en una respiración espontánea de 500 ml

durante la inspiración y la espiración de aire. Nótese que, en la escala de presión, la presión atmosférica normal ( 760 mmHg ), tiene un valor de cero. (13). (8)

#### 4. Fenómenos y variables de la espiración

La expansión del toráx y los pulmones producidas durante la inspiración por la contracción muscular activa, dilata tanto el pulmón como el tejido elástico de las paredes torácicas. Cuando cesa la contracción de los músculos inspiratorios y éstos se relajan, los tejidos dilatados recobran su longitud original dado que no queda fuerza alguna que mantenga el estiramiento. La retroacción de los tejidos origina la inversión rápida y completa del proceso inspiratorio como puede observarse en el lado derecho de la figura 5.b. El toráx y el pulmón recuperan nuevamente sus dimensiones originales, el aire alveolar se comprime temporalmente de tal manera que su presión excede la atmosférica y sale de los alvéolos a través de los conductos hacia la atmósfera. La espiración normal es completamente pasiva, y depende tan sólo de la cesación de la actividad de los músculos inspiratorios y de la relajación de los mismos. En determinadas condiciones, sin embargo, y en particular cuando la resistencia al flujo del aire es anormalmente alta, puede facilitarse la espiración mediante la contracción de otro grupos de músculos intercostales y

abdominale que reducen activamente las dimensiones torácicas. Los músculos abdominales ayudan a aumentar la presión intraabdominal y a ascender el diafragma hacia el interior del torác. ""

Debe notarse que en las figuras 4 y 5 se analiza a los pulmones como si fuera un sólo alvéolo. El hecho es que existen diferencias regionales significativas en la presión tanto intraalveolar como intrapleural, a través de los pulmones y la cavidad torácica. Tales diferencias se deben, en parte, a los efectos de la gravedad y a las diferencias locales existentes en la elasticidad de las estructuras torácicas. Esto puede ser de gran importancia en la determinación del patrón de ventilación, en los estados patológicos.

##### 5. Resistencia de los conductos del aire

Para transportar los gases a través de las vías respiratorias (conductos nasales, boca, faringe, laringe, tráquea, y conductos bronquiales) hasta llegar a los alveolos se precisa cierta presión para que el aire o gas que se pretende introducir a los pulmones venza la fricción y reduzca la caída de presión que ejercen naturalmente los tejidos con que están recubiertas las vías respiratorias y de la forma, tamaño y ramificaciones de las mismas (fig. 6). A la resistencia que presentan las vías respiratorias al paso de flujo de gas hacia

adentro y hacia afuera de los pulmones se le conoce como "resistencia de las vías aéreas".

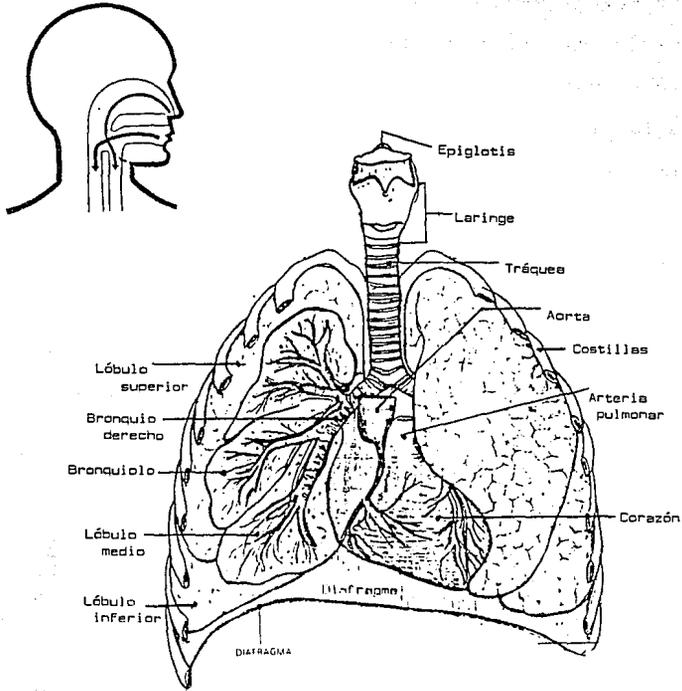


FIG. 6 Vías respiratorias : conductos nasales y orales, faringe, laringe, tráquea, y conductos bronquiales(12)

## 6. Cambios de presión y volumen durante la respiración

En la respiración espontánea, la diferencia entre las presiones intrapulmonar e intrapleural es normalmente de 8 cmH<sub>2</sub>O (0.8 kPa) en estado de reposo.<sup>(11)</sup>

Con ayuda de un ventilador o por ventilación controlada manualmente, el aire o la mezcla gaseosa se administran al paciente a sobrepresión. La presión existente en los pulmones durante la inspiración es mayor que la presión atmosférica y tanto la presión intrapulmonar como la intrapleural son, como promedio, más elevadas que durante la respiración espontánea.

Como se analizó en los puntos anteriores existen variaciones en el volumen pulmonar provocados por la variación en la expansión de los pulmones a lo largo del proceso de una respiración y de una respiración a otra, como se describe en la siguiente figura (7) :

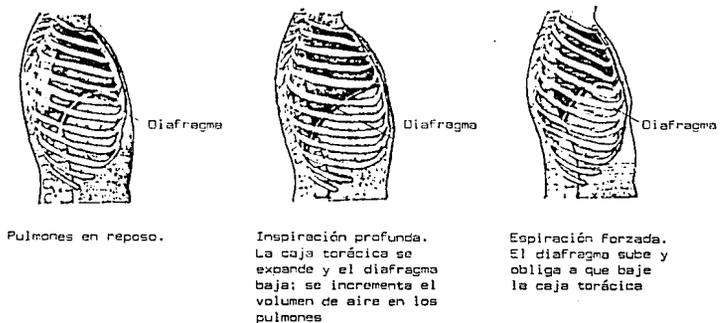


FIG. 7 Cambios de volumen en los pulmones y la caja torácica : a) durante el reposo, b) durante la inspiración, y c) durante la espiración (12)

Se acepta la terminología siguiente sobre los diferentes volúmenes pulmonares (fig. 8 )'''':

$V_T$  = volumen corriente (periódico) (volumen de una respiración normal)

IRV = volumen de reserva inspiratorio ( volumen que aún se es capaz de aspirar por encima del  $V_T$  )

VC = capacidad vital (volumen de una respiración máxima)

IC = capacidad inspiratoria ( IRV +  $V_T$  )

RV = volumen residual ( volumen que permanece en los pulmones después de una espiración máxima )

FRC = capacidad residual funcional ( ERV + RV )

ERV = volumen de reserva espiratorio ( volumen máximo que puede espirarse a partir de FRC )

TLC = capacidad pulmonar total ( volumen de una respiración máxima VC + RV )

Existe otro volumen derivado que tiene suma importancia, el volumen minuto, cuya magnitud se determina por el volumen periódico ( $V_T$ ) y la frecuencia respiratoria ( $f$ ) :

$$\text{volumen minuto} = V_M = V_T \times f$$

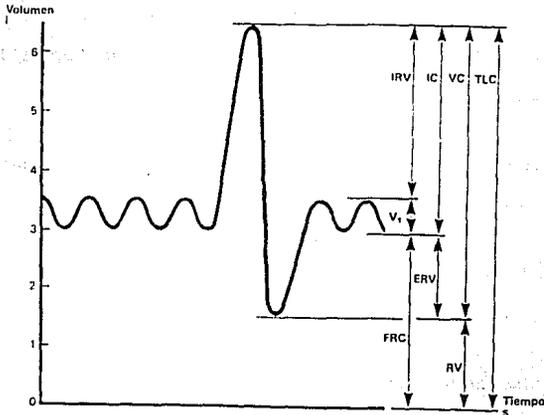


FIG. 8 Volúmenes pulmonares

## 7. Compliancia

La compliancia es una medida de la elasticidad de los pulmones y de la pared torácica. El valor de la compliancia expresa el cambio de volumen producido por una unidad de variación de la presión :

$$\text{Compliancia} = \frac{\text{cambio de volumen (ml)}}{\text{cambio de presión (cmH}_2\text{O)}}$$

Un valor alto de la compliancia significa resistencia poco elástica en la inspiración y débil fuerza de expulsión durante la espiración.

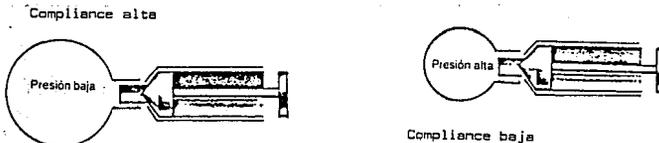


FIG. Efectos de la compliancia

Se puede hallar un valor reducido de la compliancia en pacientes con pulmones "rígidos" ( por ejemplo, en fibrosis pulmonar, edema pulmonar o contusión pulmonar ) y también en caso de lesiones que invadan espacio en la caja torácica, tales como el neumotoráx, hemotórax o ileo con aumento de la presión intraabdominal.<sup>(1)</sup>

La compliancia puede medirse registrando el cambio de presión producido al insuflar los pulmones con un volumen conocido de aire en un paciente sin actividad respiratoria espontánea.

La compliancia dividida por el volumen pulmonar es con frecuencia la medida más significativa del estado del tejido pulmonar ( compliancia específica ).<sup>(1)</sup>

El valor de la compliancia varía con la posición del cuerpo, la edad y de varias patologías.

### 2.3. MODELOS FISICO E INGENIERIL DEL SISTEMA RESPIRATORIO

Los análisis y definiciones que se establecen en el modelo y en las analogías se fundamentan en la fisiología de los pulmones, y las variables que se asientan pueden ser medidas o basadas en su comportamiento bajo el estudio o en el concepto de las funciones del sistema.

Se establecen dos modelos físicos para cubrir el fenómeno de la respiración.

En una persona normal y sana los dos pulmones del sistema respiratorio se comportan de la misma forma en el fenómeno de la respiración, por ello es por demás conveniente que el análisis se enfoque a un sólo pulmón.

El comportamiento del pulmón puede reflejarse como un modelo mecánico-neumático donde dos globos de comportamiento elástico y plástico simulan al pulmón y la pleura. El gas que entra a éstos se considera ideal y al proceso isotérmico<sup>(1)</sup> (fig. 9).

Donde profundizando :

#### Volúmenes y fuerzas elásticas

El volumen y la elasticidad de los pulmones varía de acuerdo a la posición del toráx y de la fase de la respiración, es así que tenemos las siguientes definiciones :

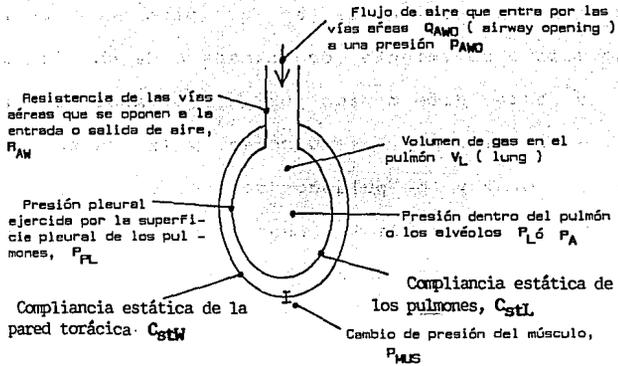


FIG. 9.a Estas son las variables que intervienen en este modelo idealizado de acuerdo a la fisiología de la respiración

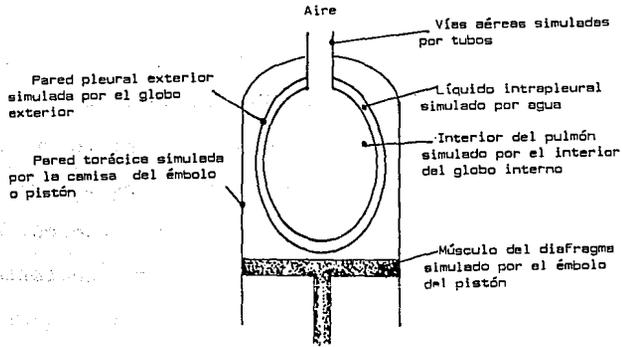


FIG. 9.b.

FIG. 9 Modelo mecánico - neumático del comportamiento del pulmón  
a) nomenclatura y b) analogía

Capacidad Residual Funcional ( VFRC ) ( Funcional Residual Capacity ) es el volumen de gas que permanece en los pulmones cuando no existe movimiento de entrada o de salida de gas a los pulmones y esta determinado por el balance de las fuerzas elásticas ejercidas por los pulmones y la pared torácica. Esta posición del tórax y los pulmones se toma como referencia para el resto de las posiciones de la función pulmonar. Por lo tanto, en el análogo, la situación es de equilibrio.

Las excursiones máximas del aparato respiratorio en las direcciones de inspiración y espiración también están determinadas por un balance de fuerzas : las características elásticas del aparato respiratorio y las fuerzas de los músculos que son aplicadas al aparato. Cuando los pulmones máximamente son inflados, las fuerzas elásticas del sistema son balanceadas por las fuerzas musculares de una máxima inspiración. Similarmente hay un límite de la cantidad de aire que puede ser expelido de los pulmones, y después de una máxima espiración, las fuerzas elásticas, principalmente la pared torácica, tendiente a expandir los pulmones son balanceadas por las fuerzas musculares máximas espiratorias. Entre estos dos límites de fuerzas se establece el volumen en los pulmones. (17)

El volumen máximo de aire que puede ser contenido en los pulmones la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ), consiste en varias subdivisiones como se muestra en la figura 10. (17)

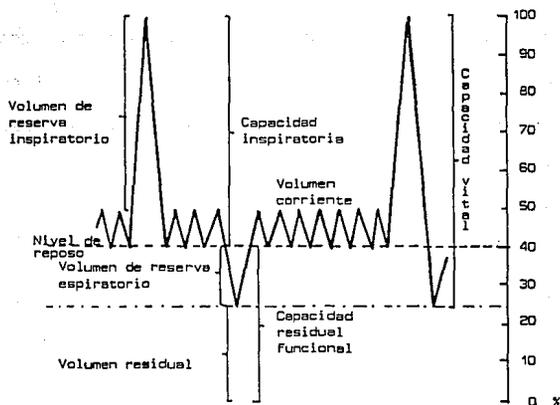


FIG. 10 Gráfica de los volúmenes pulmonares como subdivisiones del TLC

La gráfica indica las subdivisiones como proporciones de la capacidad pulmonar total porque sus valores absolutos varían considerablemente en cada persona, dependiendo de su edad, sexo, talla y de su estado de salud, pero en condiciones de salud buenas, las porciones de los volúmenes en todas las personas es similar.

El Volumen Corriente (  $V_T$ , tidal ) marcado en la gráfica es el volumen en cada respiración y se considera que en condiciones normales, el volumen inspirado es igual al volumen espirado, es decir,

$$\text{volumen inspirado} = \text{volumen espirado} = \text{volumen corriente}$$

si la frecuencia respiratoria (f) tiende a permanecer estable, se puede decir que el volumen corriente es periódico y que en un minuto el volumen que se habrá inspirado o espirado en las condiciones anteriores será,

$$\text{Volumen minuto} = V_c = \text{volumen corriente} \times \text{frecuencia respiratoria}$$

donde, el volumen se expresa en ml, la frecuencia respiratoria en respiraciones por minuto ( resp/min o breaths/min) y el volumen minuto en ml/min.

Utilizando el modelo mecánico-neumático que se estableció con anterioridad ( fig. 9 ) es posible describir las relaciones entre las fuerzas elásticas de los pulmones y la pared torácica a diferentes volúmenes. Cuando el pistón es jalado hacia afuera tan lejos como es posible, se simula una situación análoga para la que existe en la capacidad total pulmonar ( TLC ), la tensión que existe en el material elástico del globo representa a las fuerzas elásticas de los pulmones que son creadas a consecuencia de la expansión de la pared torácica que a su vez fue causada por el movimiento del diafragma ( carrera del émbolo hacia afuera ). La expansión de los globos causa una caída de presión en su interior lo cual provoca la entrada de aire al globo interior por el tubo que está en contacto con el aire ambiente. Mientras tanto los globos intentan contraerse y el pistón a regresar a su posición original.

Como el pistón va retornando a su posición original, la tensión en el material del cuerpo de los globos disminuye. En un punto en particular (sobre el 67% del TLC), la presión dentro de la camisa del pistón y pared exterior del globo (pared torácica) es una presión de equilibrio donde no existen fuerzas en ninguna dirección, mientras el globo interno continúa expulsando aire al ambiente, es decir, recuperando su forma original. El pistón (y los pulmones) tiende a moverse en la dirección de la espiración hasta que la presión dentro de la camisa empieza a ser igual a la de los globos, es decir, la presión en la caja torácica comienza a ser igual a la de los pulmones."")

Sí el pistón es empujado ligeramente hacia adentro de la camisa, tal que rebase la posición de FRC se obtiene un mayor volumen espirado y en los globos permanece un volumen que en los pulmones recibe el nombre de volumen residual (RV), es decir, el volumen que permanece en los pulmones al final de una máxima espiración. En este fenómeno, las fuerzas elásticas de los globos tienden a reestablecer las condiciones de reposo.

En la siguiente gráfica (fig. 11) se muestran las relaciones entre las fuerzas elásticas de los pulmones y la pared torácica a diferentes volúmenes en el humano :

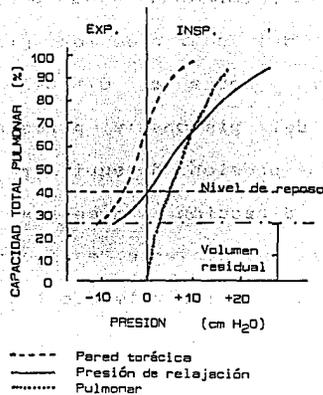


FIG. 11 Presión derivada a diferentes volúmenes pulmonares en condiciones de relajación, es decir, en condiciones de equilibrio de fuerzas. Esta presión es la resultante del balance neto entre las fuerzas elásticas de los pulmones y la pared torácica a todos los niveles del volumen pulmonar (17)

### Compliancia

La resistencia elástica o distensibilidad de los globos ha sido usada en la analogía mecánica-neumática y puede ser descrita por la fuerza necesaria para extenderlos y mantenerlos a una cierta longitud. La distensibilidad de los pulmones puede ser descrita por las características de las fuerzas de desplazamiento y puede ser determinado por el cambio de presión y de los cambios de volumen en que resulta, o por el cambio de volumen y la presión requerida para mantener el nuevo volumen. Por lo

tanto, las características de presión-volumen son expresadas en términos de la Compliancia, la cual es el cambio de volumen por unidad de cambio de presión :

$$\text{Compliancia} = \frac{\text{Cambio de volumen ( ml )}}{\text{Cambio de presión (cmH}_2\text{O)}}$$

su recíproco,

$$\text{Resistencia elástica o elastancia} = \frac{1}{\text{Compliancia}}$$

Si un globo es fácil de distender tiene una compliancia alta y baja elastancia. Si es difícil para distender tiene baja compliancia y alta elastancia.

La compliancia estática está determinada por los componentes elásticos estáticos durante la aplicación de presión ( presión esofageal = presión pleural ) en el rango de la capacidad vital de la inspiración y la espiración.

La compliancia dinámica se precisa durante la respiración mediante el cambio de volumen durante una respiración dividido por el cambio en la presión transpulmonar durante el final de la espiración a el final de la inspiración.

La compliancia puede medirse registrando el cambio de presión ( P ) producido al insuflar los pulmones con un volumen conocido de aire ( V = V<sub>i</sub> ) en un paciente sin actividad respiratoria espontánea":

1. La Compliancia Pulmonar (  $C_{pulm}$  ) es calculable a partir de la variación de la diferencia de presión entre el lado exterior del pulmón ( presión intrapleural ) y el lado interior del pulmón.

2. La Compliancia de la Pared Torácica (  $C_{thr}$  ) puede calcularse en base a la diferencia de presión existente entre la cavidad pleural y el lado exterior ( presión atmosférica ).

3. La Compliancia Total (  $C_{tot}$  ) es determinada a través de los cambios de presión pulmonar ( con relación a la presión atmosférica ).

La relación entre estos diferentes valores de la compliancia tiene por expresión :

$$\frac{1}{C_{tot}} = \frac{1}{C_{pulm}} + \frac{1}{C_{thr}}$$

La fracción  $\frac{\text{compliance}}{\text{volumen pulmonar}}$  es con frecuencia una

medida más significativa del estado del tejido pulmonar ( compliance específica ).

Valores normales de compliancia :  $C_{pulm}$  20 ml/kPa,  
 $C_{thr}$  10 ml/kPa

$C_{tot}$ , para un paciente con pulmones sanos sometido a anestesia o a cuidados intensivos bajo tratamiento con un respirador es de unos 5 ml/kPa debido al hecho de que se encuentra alterado el tono muscular de la pared torácica. El

valor de la compliancia permanece invariable con el volumen pulmonar en reposo normal (FRC) pero disminuye al reducirse o aumentar los volúmenes pulmonares.<sup>(11)</sup>

### Resistencia al flujo

Durante la respiración se encuentran propiedades o características resistivas de los pulmones y la pared torácica. Contraria a la resistencia elástica, la cual es proporcional al volumen en el pulmón y no está influenciada por el grado a el cual el volumen en el pulmón esta cambiando, la resistencia al flujo es proporcional a la rapidez con la cual el flujo está cambiando, es decir, la resistencia al flujo esta influenciada por la presión elástica de los pulmones y secundariamente por el volumen. Una de las fuentes de fricción más frecuente en este sistema esta dada por el tipo de flujo presente: laminar o turbulento ( fig. 12 ).



FIG. 12 Perfil de velocidad de las partículas moviéndose a lo largo del tubo durante el flujo laminar o turbulento (18)

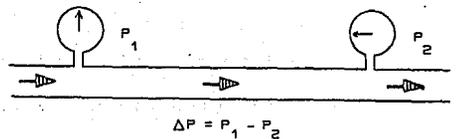


FIG. 13 Cuando un flujo de gas V pasa a través de un tubo, la pérdida de energía es demostrada como la caída de presión P entre dos puntos del tubo P<sub>1</sub> y P<sub>2</sub> (18)

La magnitud de las fuerzas que debería ser aplicada durante la respiración depende de la magnitud de la resistencia a el flujo de aire a través de las vías superiores y del árbol bronquial, la resistencia de fricción de los tejidos y de la pared torácica, y la resistencia elástica. Un tercer tipo de resistencia al flujo, inercia, que sobreviene durante la aceleración y desaceleración de los gases tejidos está también presente, pero generalmente esta considerada despreciable. Durante la inspiración, la resistencia al flujo esta normalmente dada por los músculos respiratorios, mientras que la fuerza de elasticidad de los pulmones es suficiente para vencer la resistencia al flujo de los tejidos durante la espiración.

Para cada instante de la respiración se tiene que la presión total aplicada es la suma de la presión requerida para vencer la Resistencia Elástica ( $R_{el}$ ) y la Resistencia al Flujo ( $R_{fl}$ ) y la necesaria para que el intercambio gaseoso se realice adecuadamente :

$$P_{total} = P_{el} + P_{fl} + P_{(intercambio\ gaseoso)}$$

La resistencia al flujo esta definida como la presión requerida para producir una variación del flujo del aire y es expresada como

$$R = \frac{P}{\text{Flujo}} \quad \text{cmH}_2\text{O/l/seg}$$

En el caso de nuestro análogo mecánico-neumático, la resistencia de las vías respiratorias está representada por las propiedades del tubo de entrada a los globos, tales como :

- . longitud
- . diámetro
- . estructura de las ramificaciones y superficies
- . tipo de flujo :
  - a) Flujo laminar : las moléculas de gas circulan linealmente a lo largo de las vías respiratorias con lo que la resistencia es baja.
  - b) Flujo turbulento : se producen torbellinos originados por velocidades de flujo elevadas, estructura irregular de las paredes y ramificaciones ( mayor resistencia que en el flujo laminar ).

Tal como se describe en la Ley Hagen-Poiseville, la caída de presión entre dos puntos dentro de un tubo ( fig. 13 ) es,

$$P_1 - P_2 = \frac{8vL}{R^4} V$$

donde, L es la longitud del tubo, v la viscosidad del gas, r el radio interior del tubo y V el flujo de gas a través del tubo''''.

Como se observa en la Ley Hagen-Poiseville, el flujo laminar representa el tipo de flujo más eficiente de flujo de gas en un tubo, pues la caída de presión a lo largo del tubo es directamente proporcional a el flujo del gas.

Aproximadamente, el 90% de la presión requerida para impulsar el gas a los pulmones y desde ellos se emplea para vencer la resistencia de los bronquios mayores. Solamente el 10% de dicha presión se necesita para conducir el gas a través de los bronquiolos. La razón de ello estriba en que la superficie de la sección transversal total es mucho mayor que al nivel de los bronquiolos que en la zona central.

Existen muchas otras variables que intervienen en la fisiología de la respiración, pero, las previamente descritas anteriormente son las básicas para nuestro análisis y fines.

Resumiendo, la respiración esta descrita por relaciones entre diferencias de presión que atraviesan los subsistemas del aparato respiratorio y los cambios en volumen y flujo a través de ellos. Los subsistemas son definidos entre puntos en los cuales la presión puede ser calculada o medida, para ello es necesario definir un análogo en el que estos subsistemas queden bien definidos una vez que ya hemos comprendido los mecanismos de la respiración mediante el análogo mecánico-pneumático anterior.

## 2.4. ANALOGO ELECTRICO

De la descripción de la fisiología de la respiración y su análogo mecánico-pneumático, tenemos la siguiente figura (14.)

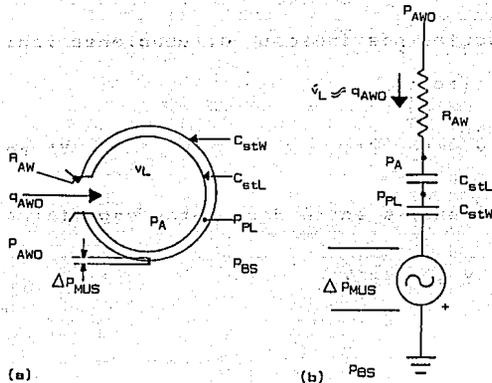


FIG. 14 Modelo de la ventilación normal bajo condiciones respiratorias de baja amplitud y baja frecuencia. a) Unidad mecánica encerrada por la pared torácica, b) Circuito equivalente del modelo mecánico (16)

Consecuentemente, en base al modelo mostrado, las diferencias en presión atraviesan el sistema entero y pueden ser expresadas como la suma algebraica de las diferencias de presión en los subsistemas. El balance de masas puede ser usado para seguir el paso del flujo a través de los subsistemas.

Los pequeños flujos y cambios de volumen tales como los que ocurren en la permanencia de la respiración son aproximadamente lineales y describen adecuadamente al sistema respiratorio; para

nuestros fines y sólo con estas aproximaciones lineales podemos definir las propiedades ya mencionadas como la compliancia, resistencia e inercia que además son los parámetros evaluados en las pruebas de función pulmonar.

Las minúsculas nos indican perturbaciones finitas de un nivel de referencia a otro :

$$y = Y - Y' \quad Y' \text{ referencia}$$

indica las diferencias entre dos puntos espaciales :

$$Y = Y_1 - Y_2$$

por ejemplo,

$$Y = Y_{\text{vías aéreas}} - Y_{\text{pleural}} = Y_{\text{vías aéreas}} - Y_{\text{pleural}}$$

De acuerdo al análogo eléctrico :

La diferencia de presión que cruza los pulmones es

$$\begin{aligned} \Delta P_{p_1} &= (P_{a_{v_0}} - P_{p_1}) - (P'_{a_{v_0}} - P'_{p_1}) \\ &= \Delta P_{p_1} - \Delta P'_{p_1} \dots \dots (1) \end{aligned}$$

donde  $P_a = P_{p_1}$

si los alvéolos tienen un comportamiento elástico tenemos :

$$P_{a_{v_0}} - P_{p_1} = R_{a_{v_0}} * Q_{a_{v_0}} \dots \dots \dots (2)$$

$$P_a - P_{p1} = 1/C_{s,t1} * q_{a,w0} = 1/C_{s,t1} * v_1 \dots\dots\dots(3)$$

$$P_{a,w0} - P_{p1} = 1/C_{s,t,w} * q_{a,w0} = 1/C_{s,t,w} * v_1 \dots\dots\dots(4)$$

en donde, las minúsculas son usadas para designar los cambios en las variables con respecto a un punto de operación.

Obteniendo los parámetros indicadores del sistema mediante la consideración de un conducto y de una estructura deformable,

$$R = \frac{\partial (\Delta P)}{\partial (Q)} \dots\dots\dots(5)$$

$$C_{s,t} = \frac{\partial V}{\partial (\Delta P)} \dots\dots\dots(6)$$

de (2) en (5)

$$R_{a,w} = \frac{\partial (P_{a,w0} - P_{p1})}{\partial (Q_{a,w0})} \dots\dots\dots(7)$$

las derivadas parciales en las ecs. 5 y 6 son usadas para indicar que todas las otras variables deberan ser constantes cuando estos parámetros son evaluados, en particular,  $C_{s,t}$  puede ser evaluada solamente cuando el sistema esta en equilibrio constante.

Para evaluar la compliancia consideraremos la siguiente gráfica (fig. 15),

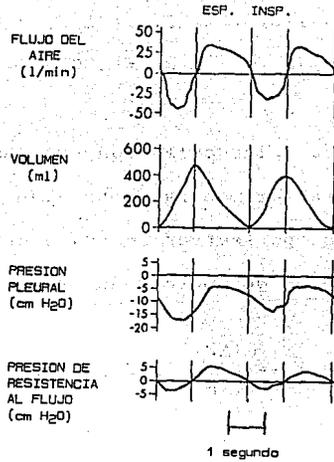


FIG. 15 Comportamiento de una respiración espontánea (19)

Cuando todos los flujos y razones de cambio de volumen y presión en el sistema son cero, tenemos

$$P_{a.w} - P_i = 0 = P_{a.w} - P_i \quad == \quad P_i = P_{a.w} \dots\dots\dots (8)$$

por lo tanto,

$$P_i - P_{e,i} = P_{a.w} - P_{e,i}$$

y esto es igual a

$$P_{a.w} - P_{e,i} = P_i$$

Como

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

la compliancia del pulmón es

$$C_{s,t_1} = \frac{V_1(t_2) - V_1(t_1)}{\Delta P_i(t_2) - \Delta P_i(t_1)} \dots\dots\dots (9)$$

y con la ec. (9)

$$C_{s,t_1} = \frac{V_1(t_2) - V_1(t_1)}{(P_{s,w} - P_{p,i})(t_2) - (P_{s,w} - P_{p,i})(t_1)} \dots\dots\dots (9')$$

$t_1$  y  $t_2$  son dos instantes en los cuales no hay movimiento.

Luego, la compliancia estática de la pared torácica también debe evaluarse cuando no hay movimientos, ni cambios en los demás parámetros, es decir,  $\Delta P_{s,w} = 0$ . Clínicamente ocurre cuando los músculos están completamente relajados.

Del análogo eléctrico respecto a la pared torácica, tenemos

$$\Delta P_{s,w} = \Delta P_w = P_{p,i} - \Delta P_{s,w}$$

por lo tanto,

$$C_{s,w} = \frac{V_1(t_2) - V_1(t_1)}{\Delta P_w(t_2) - \Delta P_w(t_1)} \dots\dots\dots (10)$$

donde en  $t_1$  y  $t_2$  los músculos están completamente relajados y el sistema está estático.

Como los pulmones cambian de volumen y pierden o ganan gas a través de la abertura de las vías aéreas, el gas en ellos está comprimido o expandido. Para cambios rápidos en volumen, se produce una desigualdad entre la relación de cambio de volumen

$V_1$  y el flujo de volumen de gas en las vías superiores,  $Q_{a.u.}$ . Sin embargo, por normal, en la respiración corriente, este efecto puede ser despreciable y  $Q_{a.u.}$  puede ser tomado como una buena aproximación de  $V_1$ :

$$P_i = P_{a.u.} - P_{e.i.} = R_{a.u.} * Q_{a.u.} + \frac{1}{C_{a.u.}} * Q_{a.u.}$$

$$P_i = P_{a.u.} - P_{e.i.} = R_{a.u.} * V_1 + \frac{1}{C_{a.u.}} * V_1 \dots \dots \dots (11)$$

Al analizar podemos afirmar que de estas variables son medibles ya sea directa o indirectamente:

- . el flujo del gas que entra a la nariz y a la boca
- . la presión cercana a la nariz y a la boca y la superficie del cuerpo
- . la presión parcial y la concentración de los gases en la mezcla de los gases ya sea pasando el gas en las vías aéreas y en discretas muestras de sangre y la temperatura, y
- . el volumen en los pulmones - medición indirecta del flujo de gas o por diferencia de presiones.

La frecuencia respiratoria dependiente de la Compliancia. La distribución de gas para las unidades pulmonares periféricas

individuales depende de la impedancia para inflar cada unidad, y es afectada por el producto de la compliancia de la unidad y la resistencia de flujo de las vías aéreas que conducen a la unidad respectiva. Esto es análogo al producto de la resistencia y la capacitancia de un circuito eléctrico, y es nombrado constante de tiempo (RC). Las alteraciones distribuidas de no-uniformidad de elasticidad o de propiedades de resistencia de flujo de las unidades pulmonares periféricas., la desigualdad de las constantes de tiempo en los pulmones, la influencia la distribución de gas en los pulmones y la afección de la medición de la compliancia durante la respiración (compliancia dinámica).

En los pulmones saludables la medición de la compliancia no cambia a través del incremento de la frecuencia respiratoria arriba de 60/min. Esto es remarcable, desde que el medio al que la distribución de propiedades de elasticidad y resistencia al flujo de las unidades pulmonares es tal que las constantes de tiempo, y por lo tanto la distribución de gas inspirado, es la misma sobre este rango de frecuencia respiratoria. Una caída en la compliancia pulmonar con un incremento en la frecuencia respiratoria, es llamada frecuencia-dependiente de la compliancia. El hallazgo de una frecuencia-dependiente de la compliancia indica una distribución anormal de la ventilación en los pulmones. Cuando ésta es encontrada en un paciente en quien

la compliancia pulmonar y la resistencia de vías aéreas aparece normal refleja las alteraciones en las unidades pulmonares periféricas.

**CAPITULO****3****PRINCIPIOS DE LOS VENTILADORES  
MECANICOS PULMONARES**

- 3.1. DIFERENCIAS FISIOLÓGICAS ENTRE LA VENTILACION ESPONTANEA Y LA VENTILACION CONTROLADA**
- 3.2. PRESION MEDIA DE LAS VIAS AEREAS**
- 3.3. DAÑO EN LOS PULMONES**
- 3.4. FASES DE LA RESPIRACION**
- 3.5. PRINCIPIOS FISICOS DURANTE LA INSPIRACION MECANICA**

3570 ON 2237 AT22  
CARR DE LA BIBLETA  
ESTR DE LA BIBLETA

## PRINCIPIOS DE LOS VENTILADORES MECANICOS PULMONARES

Con la revisión del capítulo anterior, podemos concluir que la función principal del sistema respiratorio es proporcionar a los tejidos oxígeno y remover el dióxido de carbono de los mismos, y mediante la ventilación alveolar proveer el mecanismo por el cual el oxígeno es transportado a los pulmones durante la inspiración y el dióxido de carbono es removido durante la exhalación.

El trabajo respiratorio en estado de reposo normalmente es muy pequeño para respirar, pero bajo condiciones patológicas puede requerir una parte considerable de las necesidades de oxígeno. En la ventilación artificial este trabajo se lleva a cabo, ya sea en forma parcial o total por el ventilador.

"Un ventilador es un dispositivo usado para mover gas en los pulmones". La American National Standard define a un ventilador pulmonar como un dispositivo automático que es conectado a las vías aéreas del paciente y está diseñado para incrementar o para proporcionar la ventilación del paciente<sup>(22)</sup>.

El aire o la mezcla gaseosa se administran al paciente sin necesidad de un gran esfuerzo por su parte. Los ventiladores auxilian al paciente que no puede realizar adecuadamente el proceso de la ventilación.

El diseño del ventilador puede ser tal que la inflación sea acompañada por presión subatmosférica alrededor del toráx o por aplicación de presión positiva ( presión mayor a la atmosférica ) directamente a las vías aéreas.

El soporte ventilatorio por presión negativa (subatmosférica ) puede ser provisto por tres tipos básicos de ventiladores. El que aplica vacío alrededor de todo el cuerpo llamado " ventilador tanque ", el ventilador " pulmones de acero" que cubre el toráx y las unidades que albergan el toráx y el abdomen, los ventiladores " cuirass ". Todos estos ventiladores expanden la caja torácica mediante la aplicación de vacío a su alrededor. Esta expansión del toráx crea en el interior de los pulmones un vacío que se ve compensado por la entrada de aire a éstos.

Los ventiladores de presión negativa fueron los primeros en aparecer comercialmente, pero su uso no se generalizó debido a que ofrecían muy pocos beneficios y casi siempre constituían una barrera para el buen cuidado del paciente en estado crítico. A través del tiempo, estos ventiladores han sido utilizados

únicamente como soporte en pacientes con varios desordenes neuromusculares, pacientes criticos con falla respiratoria.

La expansión de los pulmones por presión subatmosférica ha sido desplazada por la ventilación por presión positiva que ofrece mayores ventajas sobre la primera.

El proceso de insuflación de los pulmones al usar presión positiva es similar en principio a la ventilación artificial boca a boca. En este proceso el rescatador aplica presión positiva a las vías aéreas de la victima, y el gas se mueve desde los labios del rescatador hacia los pulmones de la victima. Cuando el torax de la victima se ha expandido a un nivel adecuado, los pulmones son concedidos a el vacio, y el proceso es entonces repetido.

Cuando un ventilador es usado para llevar a cabo la misma tarea, el proceso es llamado ventilación intermitente por presión positiva ( IPPV o IPPB - Intermittent Positive Pressure Breathing ).

La ventilación intermitente de presión positiva, también es llamada ventilación controlada y provee cuatro funciones básicas :

1. Insuflar los pulmones
2. Parar la insuflación de los pulmones
3. Conceder el vacio a los pulmones e
4. Iniciar la insuflación en los pulmones

A través de una revisión de la literatura común claramente se indica que la disponibilidad de diversos soportes ventilatorios es esencial para la supervivencia intacta del enfermo crítico. Un ventilador que sea perfectamente imitador de las respuestas normales fisiológicas de la ventilación espontánea no ha sido inventado; algunos creen que esto nunca será. Nosotros deberíamos concentrarnos en improvisar nuestro conocimiento de ventiladores y las técnicas envueltas con su uso para minimizar cualquier efecto adverso en los sistemas pulmonar y cardiovascular.

Efectivamente, la respiración no sólo provee el mecanismo para proporcionar el oxígeno o intercambiar los gases, también tiene efecto sobre otros sistemas como el cardiovascular.

Para comprender los efectos de la respiración sobre el importante sistema cardiovascular se definen los siguientes parámetros:

**Gasto cardíaco.** Definido como el producto del volumen bombeado por el corazón y la frecuencia cardíaca.

**Volumen bombeado.** Es la cantidad de sangre bombeada desde el corazón con cada latido. El resto de la sangre retorna a el corazón por las venas (retorno venoso), ambos constituyen el volumen

bombeado y el gasto cardíaco más grandes, respectivamente.

. **Presión de la sangre.** Es la fuerza de la sangre ejercida sobre las paredes interiores de un vaso arterial. La presión de la sangre disminuye marcadamente como ésta viaja a través del sistema arterial a las venulas, por lo que el retorno de la sangre hacia el corazón no puede ser enteramente el resultado de la acción del corazón. La ventilación espontánea juega un rol importante en el retorno venoso a el corazón. El mecanismo envuelto es frecuentemente referido como la "bomba torácica" la cual, se describe como sigue

Durante una respiración espontánea la expansión de la caja de las costillas (torácica) jala hacia arriba la vestidura parietal pleural de los compartimientos torácicos izquierdo y derecho, lo cual tira hacia arriba a la pleura visceral que cubre a los pulmones. Las membranas pleurales están separadas por un fluido seroso transparente, y la acción tirante es similar al

esfuerzo requerido para separar dos superficies lisas separadas por un fluido viscoso; ellas se deslizan una de la otra muy fácilmente pero son difíciles de separar<sup>(24)</sup>.

Por ello, no hay espacio entre las membranas pleurales. El espacio potencial llamado cavidad pleural incrementa la presión subatmosférica como la expansión de la caja torácica. Esta presión negativa es transmitida al contenido del compartimiento torácico<sup>(24)</sup>.

Durante el pico de la inspiración, el punto donde la transición entre la inspiración y exhalación ocurre, el retorno de flujo de sangre a el corazón es más grande porque el gradiente de presión entre los vasos torácicos y la salida es más grande.

El retorno venoso durante la inspiración es también realizado por el movimiento descendente del diafragma, lo cual tiende a estrechar la salida de la sangre de las venas abdominales hacia las venas torácicas. El flujo de regreso (en sentido contrario) es evitado por válvulas unidireccionales en las venas.

La presión en la cavidad pleural, también llamada presión intrapleural, es de 5 cmH<sub>2</sub>O durante la parte quieta de la exhalación (pausa espiratoria) y -10 cmH<sub>2</sub>O durante el pico de la inspiración. La presión intrapleural afecta el retorno venoso. A presión intrapleural más negativa, mayor el retorno venoso al corazón<sup>(24)</sup>.

### 3.1. DIFERENCIAS FISIOLÓGICAS ENTRE LA VENTILACION ESPONTANEA Y LA VENTILACION CONTROLADA (23)

Las diferencias fisiológicas entre la ventilación espontánea y la ventilación controlada deben ser entendidas antes de intentar diseñar un ventilador o aplicar una terapia con ventilador. A continuación se establecen algunas diferencias :

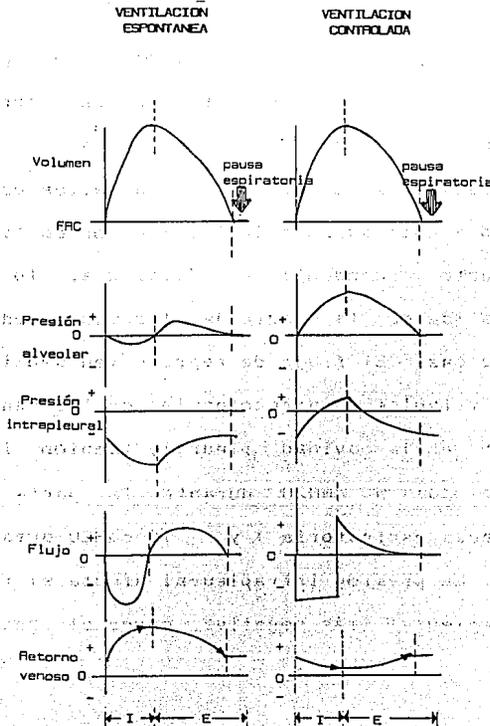


FIG. 16 Diferencias fisiológicas entre la ventilación espontánea y la ventilación controlada

Durante la fase inspiratoria de la ventilación controlada los pulmones son expandidos por la presión positiva aplicada a ellos. Tan los pulmones se expanden, la caja de las costillas es forzada a subir, y todas las estructuras intratorácicas son comprimidas, lo cual tiene como consecuencia

1. la elevación de la presión intrapleurales a un valor positivo y retorna a un nivel normal de presión subatmosférica solamente durante la parte quieta ( pausa espiratoria ) de la fase de exhalación (fig. 15 )

2. el incremento en la presión intratorácica sobre los niveles atmosféricos que anula la acción del mecanismo de bombeo torácico, y la reducción del retorno venoso (fig. 16 )

3. todas las estructuras con el mediastenio, incluyendo el corazón son comprimidas durante la expansión de los pulmones, y como secuela, el gasto cardíaco cae (fig. 16 )

4. la presión positiva también comprime los pequeños vasos pulmonares, especialmente los que están en contacto directo con la presión alveolar. Esto impide el flujo pulmonar e incrementa el trabajo del lado derecho del corazón

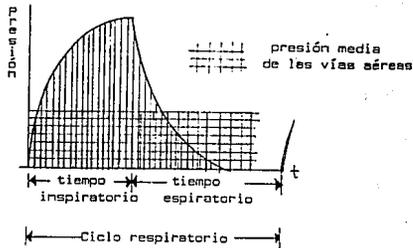


FIG. 17 Presión media de las vías respiratorias

Cualquier cambio en un parámetro ventilatorio que altere el área bajo esta curva de presión se traduce como un cambio en la presión media de las vías aéreas.

La presión media de las vías aéreas puede verse afectada directamente por la aplicación de alta presión en las vías aéreas y por los siguientes factores, considerando constante la duración del ciclo de respiración :

- a) por la relación I:E
- b) por la pausa inspiratoria
- c) por la resistencia expiratoria
- d) por la presión positiva al final de la espiración ( PEEP ) y
- e) por la presión negativa al final de la espiración ( NEEP )

explicitamente,

- a) Relación I:E. En cada ciclo respiratorio un periodo de tiempo es dedicado a la inspiración y un periodo de tiempo es

5. durante la ventilación de presión positiva, la presión venosa central ( presión de la aurícula derecha ) se incrementa y el retorno venoso al corazón cae ( fig. 16 )

Estos efectos de las respuestas varían de paciente a paciente. La expansión de los pulmones con el uso de presión positiva causa una reducción del gasto cardíaco. A valores de presión más altos y de más larga duración usados en los pulmones mayores efectos cardiovasculares.

### 3.2. PRESION MEDIA DE LAS VIAS AEREAS<sup>(24)</sup>

Los valores instantáneos de las mediciones de la presión positiva en la boca y las intratorácicas no son las mismas cualitativamente. Ellas son relativas, sin embargo, en que un cambio en la presión media de la boca, o más precisamente, la presión media de las vías aéreas ( MAP- Mean Airway Pressure ), indica un cambio en la presión media intratorácica. La presión intratorácica intermedia el retorno venoso al corazón; entendiendo que el concepto de presión media es esencial.

La presión media de las vías aéreas está definida como el área bajo la curva de presión de un ciclo respiratorio ( fig. 17 ).

dedicado a la espiración. La comparación cualitativa de una a otra recibe el nombre de relación inspiración/espiración (I:E). Un tiempo de inspiración de 2 segundos y un tiempo de espiración de 4 segundos producen una relación 1:2.

El área bajo la curva de presión de vías aéreas varía directamente con el largo de la inspiración e inversamente con el largo de la espiración, a una mayor relación I:E, mayor presión media de las vías aéreas (fig. 18)

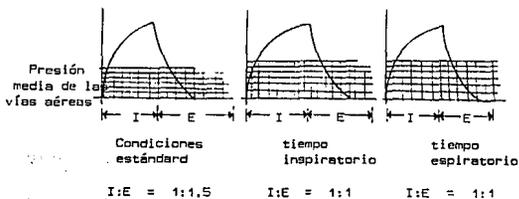


FIG. 18 Efectos de la relación I:E sobre la presión media de las vías aéreas

Algunos ventiladores tienen la capacidad de proporcionar una relación I:E inversa, por ejemplo, 2;1 y 3;1. Cuando estas técnicas inversas de ventilación son empleadas, se debe monitorear estrictamente el estado de la presión media de las vías aéreas y el estado cardiopulmonar.

b) **Pausa inspiratoria** o también llamada **pausa inflatoria**, o **meseta inspiratoria**, es una porción de la fase inspiratoria donde los pulmones son ayudados a inflarse a un nivel fijo de presión o volumen hasta que un tiempo ha transcurrido. A una mayor pausa inspiratoria una mayor presión media de las vías aéreas (fig. 19).

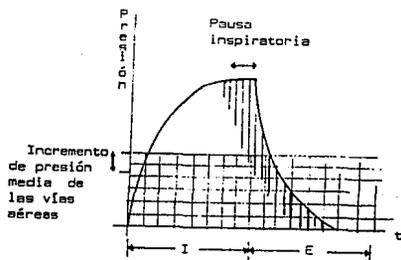


FIG. 19 Efecto de la pausa inspiratoria sobre la presión media de las vías aéreas

c) **Resistencia espiratoria** o **retardo espiratorio**, es usado frecuentemente durante la ventilación mecánica para minimizar el efecto de contracción de la respiración. El efecto de contracción es visto comunmente en pacientes con enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. Supuestamente, el proceso fragmenta al aire y facilita el vacío uniforme de los pulmones. El método empleado durante la ventilación mecánica pulmonar incluye la colocación de una resistencia variable en el puerto de exhalación

del circuito. La manera de exhalar más lentamente el flujo de los pulmones contribuye a incrementar la presión media de las vías aéreas (fig. 20 ).

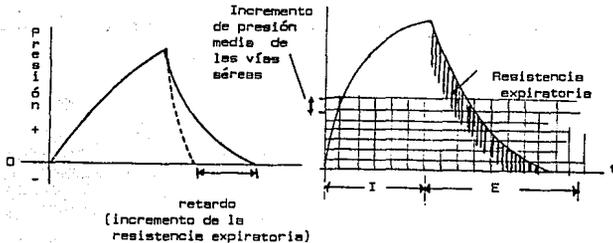


FIG. 20 Efecto del retardo espiratorio sobre la presión media de las vías aéreas

d) **Presión positiva al final de la espiración ( PEEP )** es un modo que previene que el nivel de presión en los pulmones no disminuya al nivel de la presión atmosférica durante la fase de exhalación. El PEEP es usado ampliamente. Sin embargo, un valor alto de la línea de base de la presión puede contribuir a un barotrauma si no se monitoriza adecuadamente. El PEEP incrementa la presión media de las vías aéreas (fig. 21 )

e) Para minimizar los efectos adversos en la ventilación con presión positiva y para reducir la presión media de las vías aéreas, se emplea un proceso llamado presión negativa al final de la espiración ( NEEP ). En éste proceso, se aplica presión

negativa a las vías aéreas desde el momento en que el ventilador cicia de la inspiración a la exhalación. Es imperativo que durante la aplicación de NEEP se monitorice el estado de los pulmones y sus parámetros para evitar un colapso (fig. 22 ).

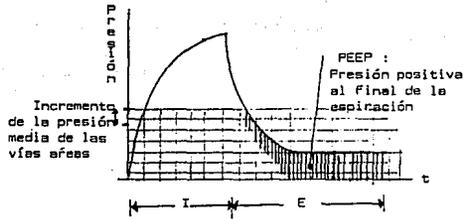


FIG. 21 Efecto del PEEP sobre la presión media de las vías aéreas

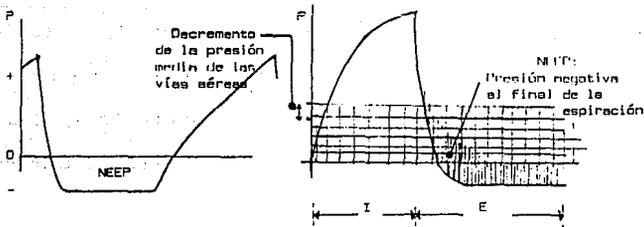


FIG. 22 Efecto del NEEP sobre la presión media de las vías aéreas

**3.3. DAÑO EN LOS PULMONES.** No hay un nivel seguro de presión positiva en los pulmones. El daño a los pulmones como un resultado directo de la ventilación mecánica no es frecuente. Una de las más serias consecuencias de la ventilación controlada es la ruptura de uno o los dos pulmones, lo que provoca un paso unidireccional de gas a el espacio pleural; esta patología recibe el nombre de pneumotoráx de tensión (tension pneumothorax). La probabilidad se incrementa en pacientes que ya han sufrido un daño pulmonar.

La causa primaria de la ruptura de los pulmones (barotrauma) es la sobredistensión de los alveólos, lo cual es el resultado de un volumen excesivo que origina una sobrepresión.

La causa más común de la sobredistensión alveolar es el inadecuado uso del ventilador mecánico.

Como es de observarse el éxito de la aplicación de una terapia ventilatoria depende del conocimiento de las funciones respiratorias, del seguimiento de la terapia, de los efectos y respuestas de la ventilación artificial, del tipo de ventilador que se emplee, del conocimiento de la operación y limitaciones del ventilador. En conclusión, un entendimiento básico de los aspectos físicos de los ventiladores es esencial.

### 3.4. FASES DE LA RESPIRACION

Estudiaremos las siguientes fases de la respiración con las que los mecanismos de los ventiladores deben cumplir de alguna forma para poder llevar a cabo el ciclo de la respiración, (fig. 23 ).

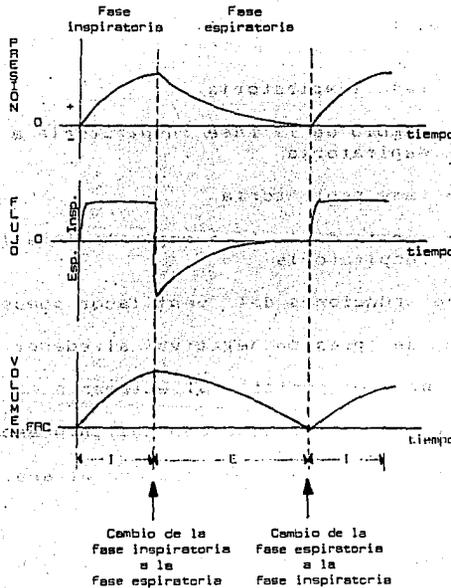


FIG. 23 Formas de onda y fases de un ciclo de respiración de un ventilador

Existen diversas clasificaciones de los ventiladores de acuerdo al enfoque que se emplee (clínico, ingenieril, comercial, etc.). Para nuestros fines es válido clasificarlos de acuerdo a los principios fundamentales que intervienen en su funcionamiento. Para ello, Mushin y colegas<sup>(27)</sup> tomaron las funciones básicas del ventilador y las desarrollaron como base para clasificar el funcionamiento del ventilador en cuatro fases esenciales :

- fase inspiratoria
- cambio de la fase inspiratoria a la fase espiratoria
- fase espiratoria
- cambio de la fase espiratoria a la fase inspiratoria

Las cuatro funciones del ventilador pueden ser realizadas por aplicación de presión negativa alrededor del toráx o por aplicación de presión positiva directamente a las vías aéreas, pero como anteriormente se mencionó nos enfocamos a la aplicación de presión positiva por las ventajas que ofrece.

#### 3.4.1. Cambio de la fase inspiratoria a la fase espiratoria<sup>(28), (29), (32)</sup>

Una vez que el ventilador ha realizado el proceso de insuflación del pulmón, un mecanismo en el ventilador debe

terminar la fase inspiratoria y empezar la fase espiratoria. Hay cuatro maneras de hacer el cambio, pero solo un método es necesario :

1. ciclado por presión
2. ciclado por flujo
3. ciclado por volumen
4. ciclado por tiempo.

Si el ventilador tiene más de un mecanismo de ciclado (cambio de una fase a otra), el ventilador tiene capacidades de ciclo mezcladas. En tales instancias, las opciones de ciclado son usualmente limitadas a presión, volumen y tiempo.

1) Ventilador ciclado por presión. La fase inspiratoria finaliza cuando un mecanismo sensor de presión, construido en el ventilador, alcanza un valor prefijado por el operador. En el momento del ciclado, el volumen liberado, el tiempo tomado en liberar el volumen, y la razón de flujo pueden variar de un ciclo respiratorio a otro. El único parámetro que permanece constante es la presión de ciclado.

La característica más importante concerniente al uso de ventiladores ciclados por presión es que el volumen corriente varía con los cambios en las características de los pulmones, indiferentemente de la presión generada.

Los ventiladores ciclados por presión son usados frecuentemente en terapias cortas y ocasionalmente para una ventilación mecánica continúa.

Los mecanismos de ciclado por presión pueden ser neumáticos (lógica fluidica), electrónicos, o una combinación de ambos.

Varios mecanismos son empleados para proveer el ciclado por presión. Por ejemplo, el magnético. Un diafragma con un plato metálico se mueve con el nivel de presión generado en el circuito del paciente durante la inspiración. Este plato es movido por la presión del aire hacia fuera del área de la fuerza magnética y entonces el diafragma cierra un interruptor neumático que finaliza la inspiración. La cantidad de presión requerida se puede incrementar por el aumento de la fuerza de atracción al plato metálico (fig. 23.a y 23.b).

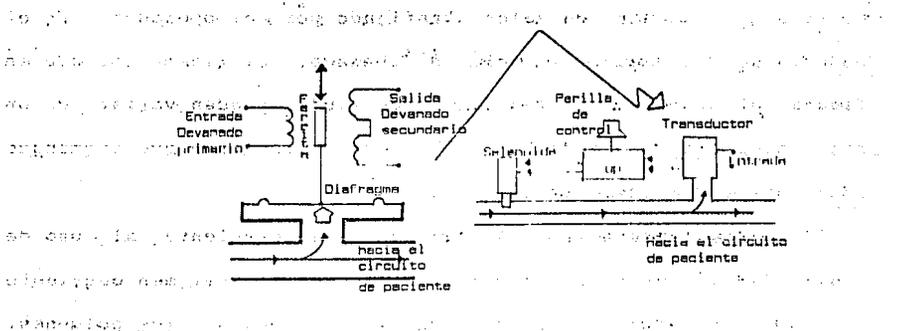


FIG. 23. a Mecanismo de ciclado por presión. Consiste de un transductor de presión basado en un transformador diferencial lineal variable y de un diafragma flexible que traslada la magnitud de la presión en movimiento.

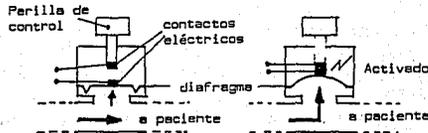


FIG. 23.b Mecanismo de ciclado por presión. Su principio de funcionamiento es similar al del mecanismo anterior

2) Ventilador ciclado por flujo. Si la fase inspiratoria finaliza cuando el flujo de gas a través de una válvula sensora de flujo disminuye a un nivel crítico y el ventilador cicla en ese momento el equipo está clasificado como ciclado por flujo. En el momento del ciclado, la presión y el volumen en los pulmones, a lo largo del tiempo de inspiración, pueden todos variar de un ciclo inspiratorio a otro. La única invariable es la razón de flujo

La válvula sensora de flujo no puede compensar los cambios en la compliancia pulmonar y en este aspecto es similar al ventilador ciclado por presión. Con la reducción en la compliancia pulmonar, el volumen en los pulmones y el tiempo inspiratorio disminuyen. Para compensar, la presión generada es incrementada hasta que el volumen es reestablecido. Sin embargo, no se restablece la longitud de la fase inspiratoria, la cual es más corta que la original. Con la forma simple del ventilador ciclado por flujo nada puede hacerse para corregir el tiempo de

inspiración. Por otra parte, los mecanismos de ciclado de flujo reaccionan favorablemente a los cambios en la resistencia de vías aéreas. Con el incremento en la resistencia de vías aéreas, la válvula automáticamente compensa por disminución de la razón de flujo. Un ejemplo de este tipo de válvula es la llamada válvula Bennett. Este mecanismo es activado porque la presión prefijada en el ventilador es aproximadamente igual en ambos lados de la válvula, por ello, estas unidades pueden ser consideradas también como cicladas por presión.

3) Ventilador ciclado por volumen. En este tipo de ventilador la fase inspiratoria termina en el instante en que un volumen predeterminado ha sido liberado en el circuito del paciente. En el momento del ciclado, la razón de flujo, el tiempo tomado para liberar el volumen, y la presión desarrollada en el circuito del paciente, pueden variar de un ciclo respiratorio a otro. El único parámetro que permanece constante es el volumen prefijado en el ventilador. La presión es el parámetro que más varía y puede alcanzar valores muy altos.

Con cambios en las condiciones pulmonares, la longitud de la fase inspiratoria depende completamente del nivel de presión generada por el mecanismo impulsor. Cuando el mecanismo impulsor genera un modelo fijo de flujo, la inspiración no es afectada y la presión desarrollada durante el proceso de insuflación de los

pulmones es relativa a las características de los pulmones del paciente. Cuando la presión generada no es suficientemente alta para mantener un modelo constante de flujo, una disminución de la compliancia pulmonar o un incremento en la resistencia de las vías aéreas causa un incremento en la longitud de la fase inspiratoria. En tales instancias, el tiempo inspiratorio es reestablecido por incremento de la razón del flujo.

Cuando un ventilador genera una forma de onda de flujo constante (generador de flujo constante) y una relación inspiración/expiración ( I:E ) específica es requerida, una fórmula simple es usada para determinar la selección exacta del control de grado de flujo :

$$V = (\text{volumen corriente} * \text{frecuencia respiratoria}) * ( I + E )$$

Sin embargo, la relación es valida solamente cuando la forma de onda del flujo no varia desde el inicio hasta el final de la fase inspiratoria. Cualquier otro modelo de flujo dará resultados inexactos.

El mecanismo más ampliamente utilizado para ciclar por volumen, es el que consiste de un fuelle y uno o dos interruptores. La cantidad de volumen en el fuelle está determinada por cuanto gas entra durante el relleno. Cuando se inicia la inspiración, el fuelle es comprimido y se rompe el contacto con el primer interruptor, cuando el fuelle se ha

El compresor su asiento o fondo hace contacto con el segundo interruptor y termina la inspiración.

4). Ventilador ciclado por tiempo. En los ventiladores ciclados por tiempo, la fase inspiratoria finaliza cuando ha transcurrido el tiempo de inspiración preseleccionado. En el momento del ciclado, la presión, el flujo y el volumen pueden variar de un ciclo inspiratorio a otro y el tiempo inspiratorio es el único parámetro que permanece constante (y el espiratorio en la mayoría de los casos).

El mecanismo del tiempo de inspiración es totalmente independiente del paciente, el ventilador ciclado por tiempo podría aparecer siempre para operar normalmente durante condiciones adversas de los pulmones. Sin medición del volumen corriente, el clínico no tiene conocimiento de la posible reducción del volumen corriente. Acorde, el monitoreo frecuente de volumen corriente del paciente es absolutamente esencial cuando la ventilación se realiza en un generador de presión ciclado por tiempo.

Los mecanismos de tiempo pueden ser neumáticos o electrónicos. Algunos ventiladores utilizan una cámara de gas con un flujo ajustable a un tiempo de inspiración. El flujo más grande disminuye el tiempo de respiración y viceversa. Otros

ventiladores utilizan osciladores de cuarzo como el mejor componente de un sistema electrónico .

Algunos ventiladores son primariamente ciclados por tiempo pero el propósito del diseño es para ser usados como ventiladores de volumen.

### 3.4.2 Distribución del gas inspirado

El gas inspirado durante la respiración espontánea o controlada no es distribuida uniformemente a través de los pulmones y un vaivén en la relación entre las áreas ventiladas y perfusadas en los pulmones esta siempre presente. Bajo condiciones normales la relación ventilación/perfusión ( $V/Q$ ) es muy pequeña. Si la resistencia de vías aéreas se eleva y la compliancia de los pulmones disminuye, la relación  $V/Q$  y la oxigenación disminuyen.

Algunos métodos han sido propuestos para improvisar la distribución de gas inspirado y reducir la desoxigenación durante la ventilación controlada :

- 1.- **Suspiro.** Con un suspiro durante la ventilación controlada incluido periódicamente para hiperinflar los pulmones a un nivel correspondiente a dos veces el volumen corriente normal del paciente.

2. Pausa de insuflación o "pausa" inspiratoria. La inspiración activa es seguida por una pausa en la cual los pulmones son ayudados a inflarse a un volumen o presión predeterminado hasta que un mecanismo de ciclado finaliza la pausa inspiratoria. La pausa inspiratoria incrementa la distribución de las áreas ventiladas en los pulmones.

Cuatro clasificaciones del proceso son usadas para producir una pausa inspiratoria :

- a. Ciclado por tiempo, limitado por volumen
- b. Ciclado por tiempo, limitado por presión
- c. Ciclado por volumen, limitado por presión y
- d. Ciclado por presión, limitado por volumen

Quando un ventilador es ciclado por presión, se entiende que la fase inspiratoria finaliza en el momento en que un nivel de presión predeterminado es alcanzado. El término limitado por presión implica que la presión en el sistema no esta permitida a exceder un valor prefijado. Sin embargo, esto no significa necesariamente que una vez que el limite de presión es alcanzado, el ciclado ocurrirá y la fase inspiratoria finalizará. Durante una pausa inspiratoria, el ciclado y la limitación ocurren a tiempos diferentes y únicamente los mecanismos de ciclado pueden finalizar la fase inspiratoria.

Comúnmente, las formas más usadas de la pausa inspiratoria son : pausa por volumen y pausa por presión.

Una **pausa por volumen** ocurre después de que un mecanismo de ciclado por volumen ha parado el flujo inspiratorio. La válvula de exhalación se mantiene cerrada, la pausa o el congelamiento en el sistema del paciente se mantiene por un período de tiempo; durante éste período la presión en el circuito del paciente tiende a equilibrar con la presión en los alveólos del paciente y una distribución interna de los gases ocurre.

(fig. 24 )

Generalmente, un circuito de tiempo es usado para establecer el tiempo de duración de la pausa. La pausa por volumen es usada también para monitorear los cambios en la compliancia estática y la resistencia de las vías aéreas.

Una **pausa por presión** está acompañada por el uso de un sistema de límite de presión ( ejemplo: una válvula de alivio ). Cuando la presión prefijada se alcanza, esta es mantenida hasta que la inspiración finaliza. Dado el tiempo suficiente, la presión en los pulmones se equilibra con este límite de presión. Con este método existen flujos de gas activos del ventilador al paciente durante la pausa. Después de la inspiración el flujo de gas es venteado por la válvula de alivio y por el circuito del paciente ( fig. 24 ).

## PAUSA INSPIRATORIA

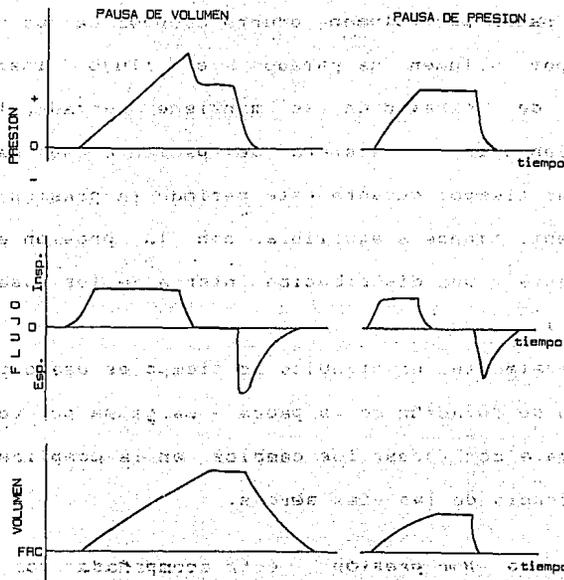


FIG. 24 Pausa inspiratoria durante la ventilación mecánica

Una diferencia clínica básica entre estos dos tipos de pausa inspiratoria puede ser notada cuando las condiciones del paciente cambian. Como un ejemplo, si la compliancia cambia, la presión varía en una pausa por volumen, mientras que el volumen permanece

igual. En una pausa por presión, la presión permanece igual mientras que el volumen varía.

### 3.4.3. Fase espiratoria<sup>(32)</sup>, (31)

La única función del ventilador en la fase espiratoria es ceder para que los pulmones se vacíen. Hay tres métodos comunes con los cuales el ventilador puede controlar el vacío en los pulmones y dependiendo del método empleado el ventilador se puede clasificar como :

- **Generador de presión constante atmosférica.** Esta clasificación es usada cuando los pulmones ceden pasivamente al vacío a una presión atmosférica, es decir los pulmones se vacían hasta llegar al nivel de la presión atmosférica; en el ventilador éste hecho se manifiesta con un valor de cero en la presión al final de la espiración ( ZEEP ). Todos los ventiladores deben contar con esta opción, debido a que es el medio más natural o fisiológico de vaciar los pulmones.

Algunos ventiladores tienen la opción de retardar la espiración sumando una resistencia mecánica para evitar colapsar y facilitar el vaciado de los pulmones. Sin embargo, con estos retardos se corre el riesgo de causar que determinada cantidad de aire quede atrapada y nunca se renueve.

**Generador de presión constante negativa.** En este modo se aplica presión negativa a las vías aéreas durante la fase espiratoria. La presión en los pulmones esta por debajo de la presión atmosférica durante la parte quieta de exhalación. Si el ventilador trabaja con esta opción puede ser clasificado como un generador de presión constante negativa ( NEEP ). El objetivo del NEEP es el de disminuir la presión de las vías aéreas y minimizar los efectos cardiovasculares de la ventilación intermitente de presión positiva. Sin embargo, a esta forma de terapia también se le asocia la retención de aire, la sobredistensión alveolar y el colapso de los pulmones. Consecuentemente, el NEEP ha sido abandonado en las técnicas actuales.

Un tubo venturi puede ser empleado para crear el vacío.

**Generador constante de presión positiva.** En este método los pulmones nunca están completamente vacíos a la presión atmosférica porque son mantenidos a un nivel predeterminado de presión positiva. Hay cuatro formas de presión positiva espiratoria :

. Presión positiva al final de la espiración ( PEEP ) .

El PEEP mantiene determinada presión positiva en los pulmones a través de todo el ciclo respiratorio durante la ventilación controlada.

**. Presión continúa positiva en las vías aéreas (CPAP).**

Mantiene presión positiva en los pulmones durante la ventilación espontánea, y la presión pulmonar nunca alcanza la presión atmosférica. Este modo puede ser proporcionado con o sin ventilador. En este modo, no se mandan respiraciones controladas.

**. Presión expiratoria positiva en vías aéreas (EPAP).**

La EPAP es similar al CPAP en que durante las respiraciones espontáneas se aplica presión positiva, sin embargo, durante la EPAP, la presión positiva se conserva únicamente durante la exhalación. Durante la inspiración el paciente inspira a la presión atmosférica.

**. Ventilación mandatoria intermitente (IMV) y PEEP.**

La IMV y PEEP es una combinación de CPAP y PEEP en la cual la presión positiva es mantenida en los pulmones y el paciente recibe intermitentemente respiraciones controladas entre respiraciones espontáneas.

El rango usual del PEEP es de 5 a 15 cm H<sub>2</sub>O.

**3.4.4. Cambio de la fase expiratoria a la fase  
inspiratoria<sup>(33), (34)</sup>**

La última función de un ventilador es finalizar la fase expiratoria e iniciar el proceso de inflación pulmonar. Hay tres maneras en que un ventilador puede realizar éste cambio :

1. Por el paciente. En este caso el ventilador debe contar con un mecanismo de asistencia, el cual debe operar neumática, mecánica, o electrónicamente, o como una combinación de éstas. La sensibilidad del mecanismo determina la cantidad de esfuerzo inspiratorio por parte del paciente para hacer ciclar al ventilador. El control es generalmente ajustable.

2. Después de que un tiempo predeterminado ha concluido. En este tipo de mecanismo se incluye un sistema de tiempo, el cual es totalmente independiente del paciente.

3. Manualmente. Algunos ventiladores pueden ser ciclados en forma manual a la fase inspiratoria. El mecanismo es activado por el operador en cualquier momento.

Por lo tanto el cambio de la fase espiratoria a la fase inspiratoria puede ser :

- a) Ciclado por el paciente
- b) Ciclado por tiempo, y
- c) Ciclado manualmente.

Estas tres formas de realizar el ciclado a la fase inspiratoria generan los modos de ventilación básicos, es decir, el Modo Asistido, el Modo Control y el Modo Manual, respectivamente. De estos tres modos se deriva toda la gama de modos secundarios de la ventilación mecánica pulmonar y de éstos a su vez se emanan las especialidades de los ventiladores comerciales, es así, que la American National Standard ( y la

ANSI ) ha estandarizado estos tres tipos básicos de ventiladores y los define de la siguiente manera:

. Ventilador pulmonar controlador. Es un aparato que insufla los pulmones del paciente independientemente de los esfuerzos inspiratorios del paciente ( ANS for Breathing Machines for Medical Use, 1.2.1 ).<sup>(22)</sup>

. Ventilador pulmonar asistidor. Es un dispositivo diseñado para acrecentar las respiraciones del paciente sincronizadamente con sus esfuerzos inspiratorios. ( ANS for Breathing Machines for Medical Use, 1.2.1 ).<sup>(22)</sup>

. Ventilador asistidor-controlador. Es un aparato que está diseñado para ambas funciones, como un asistidor o un controlador y que puede, en la falta del esfuerzo inspiratorio del paciente, funcionar automáticamente como un controlador. ( ANS for Breathing Machines for Medical Use, 1.2.1 ).<sup>(22)</sup>

A continuación, se analizan los modos de ventilación :

. Modo Control. El Modo Control o la Ventilación Controlada se proporciona cuando las respiraciones de presión positiva son iniciadas automáticamente por un mecanismo de tiempo, indiferentemente, o en su falta, por ningún esfuerzo del

paciente. En este modo, el paciente recibe la inspiración presurizada a intervalos determinados exclusivamente por el mecanismo del tiempo (fig. 25). Los pacientes que reciben este modo de ventilación, ventilación controlada (CMV - control mode ventilation) pueden generalmente depender del ventilador, es decir, son pacientes que sufren apneas frecuentes por alguna enfermedad o por los efectos de drogas, por ejemplo, de agentes de bloqueo neuromuscular o por sedantes.

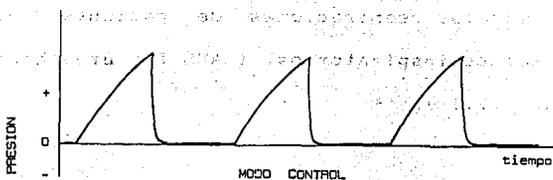


FIG. 25. Curva de presión de la ventilación controlada

Algunos de los sistemas más comunes para establecer el modo control son :

- Control único de frecuencia. Por lo general, el sistema de tiempo es eléctrico y divide cada minuto en un número predeterminado de respiraciones. Actualmente, los controles de tiempo establecen el número de veces por minuto en que se debe iniciar una inspiración y algunos otros mecanismos causan el final de la inspiración.

Los controles pueden ser calibrados en respiraciones por minuto - resp/min ( BPM - breaths per minute ) o en incrementos de tiempo entre respiraciones. En ambos casos los mecanismos realizan la misma función : inician la fase inspiratoria a intervalos regulares. Por ejemplo, si el mecanismo de tiempo inicia una respiración cada 5 segundos, el control puede ser ajustado para leer " 12 resp/min o 12 BPM " o, " 5 segundos " de un ciclo total de ventilación, o sea, 60 segundos/minuto dividido por 5 segundos/respiración.

- Sistema de tiempo inspiratorio y expiratorio. Otros ventiladores dividen las fases de respiración mediante mecanismos de tiempo separados. La fase inspiratoria es iniciada por un mecanismo y la fase expiratoria por otro. Cualquier cambio en algunos de estos mecanismos se refleja en la frecuencia respiratoria. Como un ejemplo, si la inspiración tarda 2 segundos y la expiración 3 segundos, el tiempo total del ciclo ventilatorio es de 5 segundos y la relación I:E de 2:3.

- Sistema independiente de tiempo de expiración. Este tipo de sistema esta provisto de un mecanismo neumático, o electrónico que controla directamente el tiempo expiratorio. La fase inspiratoria se inicia cuando la fase expiratoria termina. La longitud de la inspiración esta sujeta a varios factores, entre

ellos a la relación de flujo y volumen corriente o presión prefijada o generada. Las condiciones pulmonares de los pacientes pueden influenciar al modelo del flujo durante la respiración y al cambio de tiempo inspiratorio consecuente, solamente un tiempo máximo de espiración puede ser garantizado con este tipo de mecanismo.

. **Modo Asistido.** Cuando un ventilador sensa el esfuerzo generado por el paciente y responde a este esfuerzo con una inspiración presurizada se dice que trabaja en el modo asistido o en ventilación asistida. El modo de ventilación asistida ( AMV - assist mode ventilation ) implica que los esfuerzos del paciente por respirar son los responsables de que el ventilador le proporcione las respiraciones de presión positiva. Consecuentemente, el número de respiraciones por minuto está determinado por los esfuerzos del paciente de tal forma que está sujeto a frecuentes cambios ( fig. 26 ).

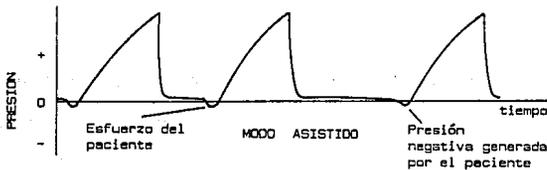


FIG. 26 Curva de presión de la ventilación asistida

El mecanismo de asistencia más usual en estos ventiladores responde al nivel de presión. En algunos ventiladores un diafragma flexible es desplazado por la caída de presión cuando el paciente empieza a hacer un esfuerzo inspiratorio. Si, por ejemplo, el diafragma llega a tocar dos interruptores eléctricos, la inspiración es disparada. En otros ventiladores se emplean transductores de presión, los cuales forman parte de un complejo sistema lógico que compara una señal de referencia ( nivel de sensibilidad o nivel de presión requerido para disparar una inspiración) con una señal generada por el transductor de presión que corresponde al nivel de presión existente en el circuito del paciente.

Cuando el mecanismo de asistencia puede ser ajustado al esfuerzo requerido por el paciente, se dice que es un control de esfuerzo del paciente o de sensibilidad. Si la cantidad de caída de presión necesaria es disminuída, el sistema empieza a ser más sensible, requiriendo menor esfuerzo del paciente. Por ejemplo, si el control de sensibilidad esta ajustado a  $-2$  cmH<sub>2</sub>O , sólo se requiere que el esfuerzo del paciente alcance los  $-2$  cmH<sub>2</sub>O para que el ventilador le mande aire, si el control es ajustado a  $-10$  cmH<sub>2</sub>O el paciente tendrá que hacer un esfuerzo que genere  $10$  cmH<sub>2</sub>O de vacío para hacer que el ventilador le mande aire, es decir, que en este último caso, el esfuerzo requerido por parte del paciente es mayor.

**Modo Control-Asistido.** En este modo se combinan los modos de ventilación controlada y ventilación asistida. En este caso, la frecuencia control funge como un sistema de respaldo y provee el mínimo permitido de respiraciones por minuto. El paciente podría respirar a una frecuencia mayor a la programada disparando el control de esfuerzo o de sensibilidad. Este modo se aplica a pacientes que establecen su propia frecuencia respiratoria y que sufren de depresión respiratoria o apnea, es decir, si al paciente se le olvida respirar o por alguna causa no genera ningún esfuerzo respiratorio, automáticamente el ventilador le mandará aire a determinados lapsos que van de acuerdo a la frecuencia prefijada como mínima.

**Ventilación Mandatoria Intermitente.** Cuando las respiraciones espontáneas son combinadas con las respiraciones controladas provenientes de un ventilador, el modelo de ventilación es referido como ventilación mandatoria intermitente ( IMV - intermittent mandatory ventilation ). El control de la frecuencia controlada esta sujeto a un control de intervalos de tiempo, mientras entre estas respiraciones , el paciente puede inhalar desde una fuente de aire fresco a la frecuencia y volumen corriente deseados, es decir, no se tiene control sobre las respiraciones espontáneas , pues, dependen solamente de la capacidad o habilidad del paciente para respirar

espontáneamente. Las respiraciones mandatorias son mandadas por el ventilador a intervalos regulares ( fig. 27 ).

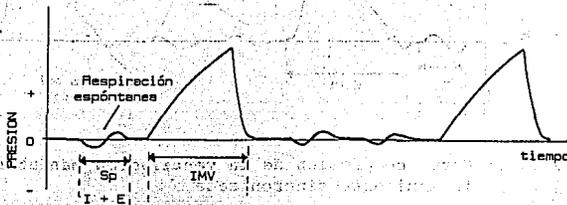


FIG. 27 Curva de presión de la ventilación mandatoria intermitente

La ventilación mandatoria intermitente permite al paciente participar en el proceso de la ventilación y recibir los beneficios de la respiración espontánea. Actualmente muchos ventiladores cuentan con este modo o pueden ser fácilmente modificados para proveerlo.

**. Ventilación Mandatoria Intermitente Sincronizada.** Cuando las respiraciones mecánicas durante el modo IMV son provistas por un mecanismo de asistencia, la técnica es referida como IMV Sincronizada (SIMV - synchronized intermittent mandatory). Esto es, las respiraciones mecánicas están sincronizadas con los esfuerzos del paciente de la misma manera que en el modo asistido ( fig. 28 ).

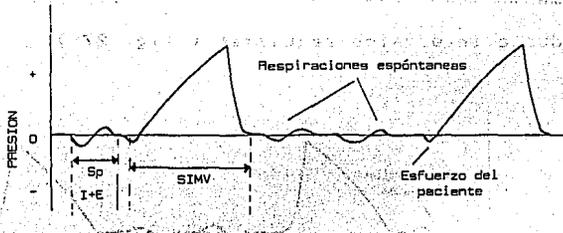


FIG. 28 Curva de presión de la ventilación mandatoria intermitente sincronizada

### 3.5 PRINCIPIOS FÍSICOS DURANTE LA INSPIRACION MECANICA (35)

Convencionalmente, los ventiladores han sido clasificados de acuerdo a determinadas características de la fase inspiratoria.

Mushin lo aplicó a los ventiladores de presión positiva (35).

Actualmente, pocos ventiladores se encuentran en esta clasificación debido a que es difícil coincidir con todas las características.

#### . Generadores de presión. Generador de presión constante.

Cuando un ventilador aplica una presión relativamente constante durante la inspiración, es considerado como un generador de presión constante. Generalmente, los mecanismos empleados son sistemas impulsores de baja presión (ejemplo, los pistones). La

figura 29, ilustra las formas de onda ideales o teóricas de presión, flujo y volumen de un generador de presión constante.

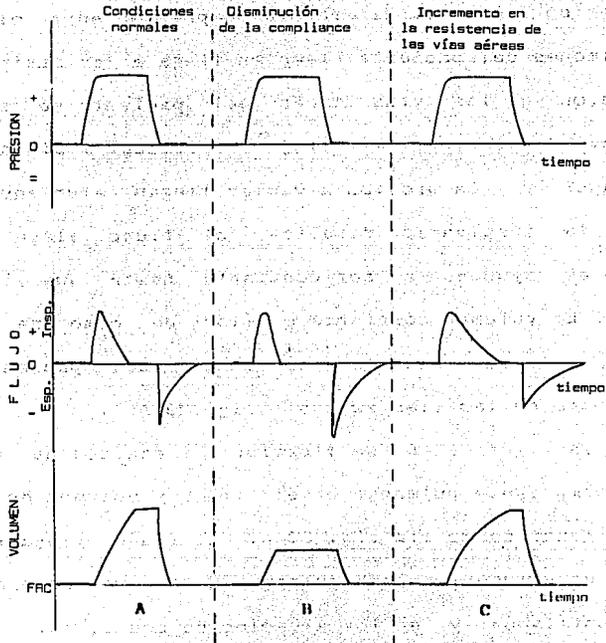


FIG. 29 Formas de onda de presión, flujo y volumen de un generador de presión constante

Como se observa en cada ciclo la presión aplicada es la misma, sin embargo, los modelos de flujo y presión pueden variar

en respuesta a los cambios registrados en las vías aéreas y en los pulmones del paciente.

Al iniciar la inspiración el flujo alcanza su valor más alto debido a que la diferencia de presión entre el ventilador y los pulmones del paciente también llega a su máximo valor. Como la presión en las vías aéreas del paciente se incrementa, el gradiente disminuye y el flujo se reduce. Si la presión del ventilador y la presión alveolar llegan a un equilibrio antes de que la inspiración finalice, el flujo llega a cero y el volumen es ayudado a ser constante hasta que la inspiración termine. El volumen corriente es liberado como una función de la presión aplicada, de la compliance del paciente y de la resistencia de las vías aéreas ( fig. 29.A ).

En la figura 29.B, se ilustran los efectos de la disminución de la compliance pulmonar en el flujo y volumen de acuerdo a la presión generada de la fig. 29.A. El flujo llega rápidamente a cero, y el volumen en los pulmones disminuye conforme la presión en el ventilador y en los alveolos se equilibra.

En la figura 29.C se ilustran los efectos del incremento de la resistencia de las vías aéreas. Aquí el modelo de flujo muestra una gradual disminución del flujo antes de terminar la fase inspiratoria debido a que la resistencia de las vías aéreas impide el equilibrio entre la presión alveolar y la del ventilador. Este incremento de la resistencia provoca que gran

parte del volumen corriente permanezca aún después de iniciada la fase espiratoria.

Generadores de presión no constante. Teóricamente, un generador de presión no constante, genera un modelo de presión constante entre una respiración y otra, pero la presión no es constante durante la inspiración.

. Generadores de flujo. Generadores de flujo constante. Cuando una presión muy alta es generada en un ventilador, potencialmente el modelo de flujo de una respiración a otra no cambia a menos que los cambios en las condiciones del paciente sean muy severos. Tal ventilador es llamado generador del flujo. Si la relación de flujo es la misma durante la inspiración y el modelo de flujo es el mismo de una respiración a otra, el ventilador es un generador de flujo constante.

Los ventiladores con impulsores de alta presión y con una resistencia interna están considerados como generadores de flujo constante debido a que la caída de presión en el circuito del paciente y en las vías aéreas, así como los cambios en la compliancia de ambos, no logran afectar suficientemente el patrón de flujo durante la inspiración y de una respiración a otra. En la figura 30 se ilustran estos fenómenos. En las ilustraciones figura 30.A y 30.B el tiempo inspiratorio es ayudado a permanecer constante. Mientras que el modelo de flujo permanece constante,

Si la presión se incrementa cuando la compliancia del pulmón disminuye. El modelo de flujo constante durante la inspiración recibe el nombre de onda cuadrada.

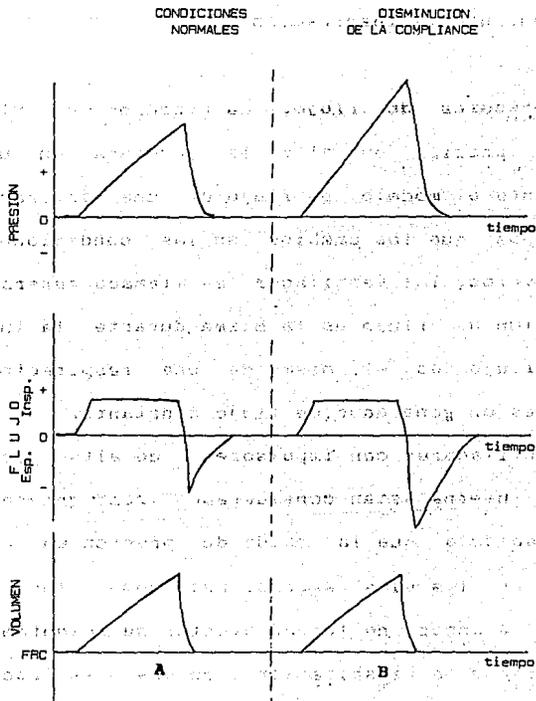


FIG. 30 Forma de onda de presión, flujo y volumen de un generador de flujo constante

Algunos ventiladores funcionan como generadores de flujo constante solamente cuando la presión inspiratoria es relativamente baja.

Generador de flujo no constante. Estos generadores tienen su mayor representante con los ventiladores con impulsor rotatorio pues, producen una forma de onda senoidal. El flujo y la presión generalmente son alcanzan valores altos y en condiciones normales tienen el mismo patrón de una respiración a otra.

Con este capítulo se han cubierto los aspectos de los principios fundamentales con que deben cumplir los ventiladores y los efectos que éstos pueden tener sobre el sistema respiratorio y cardiopulmonar.

## CAPITULO

### 4

#### DESARROLLO DE PROPUESTAS

- 4.1. FUENTE IMPULSORA
- 4.2. SISTEMA DE DOBLE CIRCUITO
- 4.3. CONTROL DE RESPIRACIONES : FRECUENCIA RESPIRATORIA Y RELACION I:E
- 4.4. CONTROL Y MEDICION DEL FLUJO Y DEL VOLUMEN
- 4.5. CONTROL Y MEDICION DE LA PRESION

## DESARROLLO DE PROPUESTAS

## 4.1. FUENTE IMPULSORA

Para mandar al circuito de paciente el aire o mezcla de gases médicos a un nivel de presión positiva mediante el sistema de doble circuito o sistema indirecto se requiere de una fuente impulsora (fig. 31).

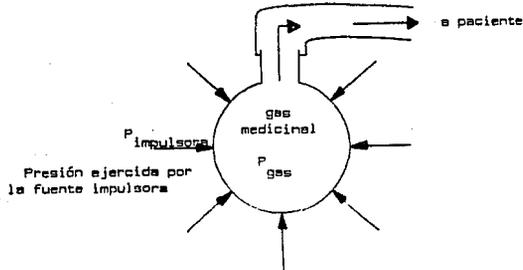


FIG. 31 Cuando  $P_{gas} < P_{impulsora}$ , el gas médico (del reservorio) es impulsado al circuito de paciente

Es difícil que la fuente impulsora pueda ser del tipo puramente mecánico, neumático o eléctrico. porque en general, un

control confiable y funcional esta compuesto por alguna combinación de estos tipos de sistemas.

El sistema impulsor que genera una forma de onda o una entrada de gas en los pulmones más similar a la fisiológica, es el sistema de pistón no lineal que produce una forma de onda senoidal, lo que significa una gran ventaja, sin embargo, este mecanismo ocupa un gran espacio, produce mucho ruido y no es fácil su control para el tratamiento de un alto porcentaje de patologías respiratorias que pueden presentarse durante la anestesia, desventajas que lo rezagan en su empleo.

Por otra parte, en los nosocomios, la generación y el uso del aire comprimido, así como del oxígeno comprimido es indispensable. Su aplicación incluye la generación de vacío por el efecto ventury, el accionamiento de diferentes mecanismos, el consumo en terapias respiratorias o en determinados procedimientos clínicos, etc.

Consecuentemente, lo conveniente es aprovechar esta fuente de energía para impulsar al sistema de doble circuito, es decir, que mediante el control de gas a alta presión se lleve a cabo el proceso de compresión del reservorio de gases médicos del sistema de doble circuito para enviar gas presurizado al paciente (fig.32).

En nuestro caso, el instituto cuenta con dos fuentes de gas comprimido :

- Aire comprimido. Generado por los compresores del cuarto de máquinas con una presión de servicio de 4.5 - 5.0 kg./cm<sup>2</sup>, y
- Oxígeno comprimido. El oxígeno comprimido se obtiene de un tanque que almacena oxígeno líquido. La presión de servicio del oxígeno comprimido es de 4.5 kg./cm<sup>2</sup>.

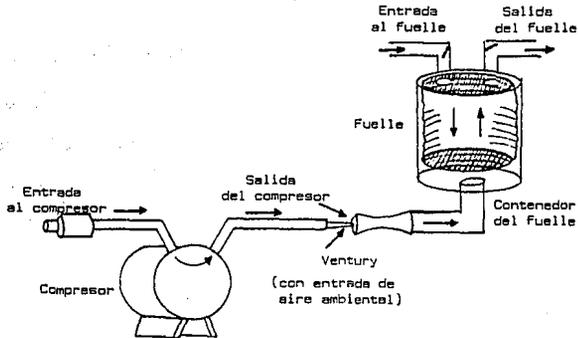


FIG. 32 Sistema de doble circuito accionado por gases comprimidos

Las normas establecen que los gases medicinales comprimidos hospitalarios para uso en sistemas respiratorios y de anestesia deben poseer una presión de servicio de 45 - 55 psig, o sea. 3.16 - 3.9 kg./cm<sup>2</sup>. ( Normas ASTM-F1161 )<sup>(37)</sup>. Estos gases no deben tener una variación mayor del 105 % como máximo y del 95 % como mínimo ( American National Standard 27.9.7 )<sup>(38)</sup>. Esta fluctuación también incluye a la fuente impulsora de los

ventiladores (ANS for Breathing Machines for Medical Use) 1951.

La generación del aire comprimido es menos costosa que la del oxígeno comprimido, además el aire tiene la ventaja de ser menos explosivo que el oxígeno ante la presencia de agentes potencialmente explosivos como algunos medicamentos o sustancias anestésicas que se emplean en los procedimientos de anestesia.

Por estas ventajas, el gas impulsor que conviene emplear es el aire comprimido.

Con la disposición de aire seco a una presión de 3.2 a 3.9 kg/cm, se optó por la propuesta mostrada en el diagrama de bloques de la figura 33. En esta propuesta es preciso asegurar que no exista algún tipo de resistencia que impida el llenado natural del reservorio de los gases anestésicos y por lo tanto, evitar la reducción del volumen corriente, puesto que no existe la ayuda del vacío para forzar su llenado (un sistema de vacío permite al gas médico entrar más fácilmente al reservorio del sistema de doble circuito y con ello asegurar que no haga falta gas para inyectar al paciente, sin embargo, si no se tiene un buen control de la aplicación de vacío y un sistema de paciente adecuado, la aplicación de vacío puede ser contraproducente y en algunos casos fatal dada la posibilidad potencial de crear una presión negativa en el circuito del paciente y eliminar el volumen residual hasta contraer los pulmones).

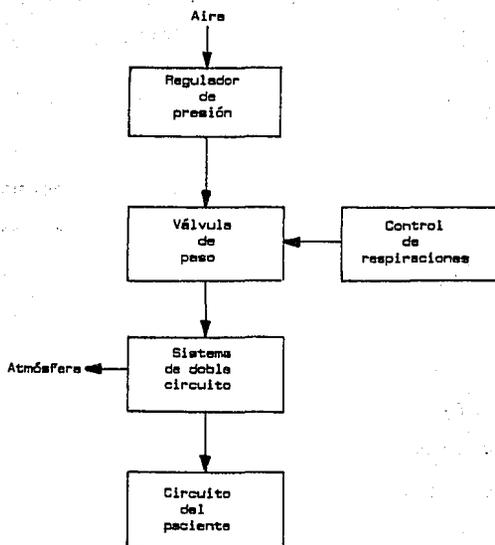


FIG. 33 Diagrama de bloques base para el control del sistema de doble circuito

#### 4.2. SISTEMA DE DOBLE CIRCUITO

El sistema de doble circuito se integró de los siguientes componentes :

- \* una cámara-contenedor del reservorio de gases médicos. Diseñado para que el gas impulsor comprima el reservorio de los gases médicos, y

\* un reservorio de gases medicos. Convencionalmente, el reservorio es un fuelle o concertina con el objeto de controlar fácil y sencillamente el volumen corriente.

#### 4.2.1 Reservorio de gases medicos

Después de una extensa investigación encontramos que en nuestro país aún no se fabrican fuelles con aplicación al campo de la medicina, es decir, con la forma y características necesarias. Por lo común, el material del que están hechos no cumplen con las características necesarias, debido a que la compliancia que presentaban era extrema, demasiado rígidos o altamente deformables; también se encontró que el material era electrostático y al lavarse y esterilizarse perdían fácilmente sus características.

Consecuentemente, los fuelles deben ser importados, lo que eleva su costo y los problemas que esto ocasiona, como tiempo de importación, tiempos muertos en el uso del equipo, la no estandarización debido a que cada fabricante lo hace de acuerdo a su ventilador, y su alto costo de mantenimiento.

Un estudio que esta tesis pretende aportar es la sustitución del fuelle por una bolsa para la anestesia.

Las bolsas para la anestesia, son literalmente bolsas hechas especialmente para contener el gas médico que se desea suministrar al paciente de forma manual.

Los resucitadores utilizados en los servicios de urgencias y en las áreas hospitalarias tienen como componente indispensable una bolsa similar a la bolsa para la anestesia. Ambas bolsas deben cumplir con las siguientes características especiales :

- \* estar hechas de material antiestáticos para impedir la generación de chispas y reducir el peligro potencial de explosión con el uso de agentes anestésicos y del oxígeno,
- \* ser de material muy flexible,
- \* poseer una compliancia constante y adecuada, tal que, la bolsa no se expanda, sin elevar la presión, es decir, que el grado de volumen y el grado de presión tiendan a ser proporcionales,
- \* su forma debe ser fácilmente manipulable,
- \* debe soportar los lavados y la esterilización frecuentes
- \* ofrecer seguridad en la conservación de sus características durante un tiempo razonable de vida,
- \* entre otras características.

Las mayores ventajas que ofrecen las bolsas para la anestesia son :

- \* su estandarización por parte de los fabricantes
- \* su bajo costo con respecto a los fuelles
- \* su existencia en los mercados nacionales ( aún cuando la

mayoría son importadas )

\* las bolsas para la anestesia están diseñadas para no permitir cualquier incremento sobre los 50 cmH<sub>2</sub>O (\*\*).

\* baja inercia al ser rellena, sobre todo si el cuerpo de la bolsa cae naturalmente y la boca de la misma está abierta hacia arriba con el propósito de impedir que el propio peso de la bolsa impida que la misma se llene rápidamente.

La utilización de una bolsa para la anestesia en el sistema de doble circuito conlleva a la integración de un sistema de control y de monitoreo del volumen corriente más estrictos.

En un sistema de ventilación pulmonar o en un sistema para la anestesia, por norma se requiere la monitorización del volumen corriente y/o el volumen corriente espirado por el paciente(\*\*), (\*\*). Por ello, con cualquiera de los dos tipos de reservorios, el fuelle o la bolsa, que se emplee en el sistema de doble circuito es necesaria la monitorización del volumen corriente, no representando así, una desventaja la bolsa, aunque el sistema de control de volumen corriente deberá ser realmente estable.

Las características de la bolsa de anestesia empleada en el desarrollo del presente trabajo se exponen en el Apéndice A (ver Reservorio de Gases Médicos ).

#### 4.2.2. Cámara-contenedor de presión del reservorio de gases médicos.

La utilización de un contenedor para el reservorio de gases médicos tiene como propósito principal, la uniformización de la presión que ejerce el gas impulsor sobre la superficie del reservorio de gases médicos. Esta acción evita la deformación del reservorio de gases médicos y asegura que el gas médico sea impulsado a la presión y el flujo deseados y que exista reproducibilidad.

Es conveniente que el contenedor esté hecho de un material resistente para soportar presiones de aire de hasta 3.2 - 3.9 kg./cm, ( de la línea de alimentación ). También es recomendable que sea transparente para observar fácilmente la operación del sistema y esto sirva de indicador en la detección de fallas o problemas en el ventilador o en el circuito del paciente.

En la figura 34 se muestra la función del reservorio de gases médicos y del contenedor, y en el Apéndice A se describen las características de ambos.

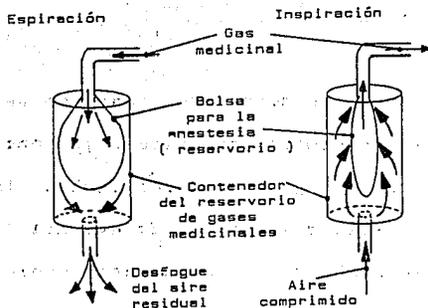


FIG. 34 Función del reservorio de gases médicos : a) admisión y retención del gas médico, y b) retención y expulsión del gas médico

#### 4.3. CONTROL DE RESPIRACIONES : FRECUENCIA RESPIRATORIA Y RELACION I : E

El control de frecuencia respiratoria tiene como función controlar el número de respiraciones en un minuto, es decir, hacer que a intervalos regulares de tiempo se realice un ciclo respiratorio.

El control desarrollado es del tipo electromecánico por las ventajas que ofrece.

Al desarrollar la propuesta inicial, se plantea el siguiente diagrama de bloques ( fig. 35 ) :

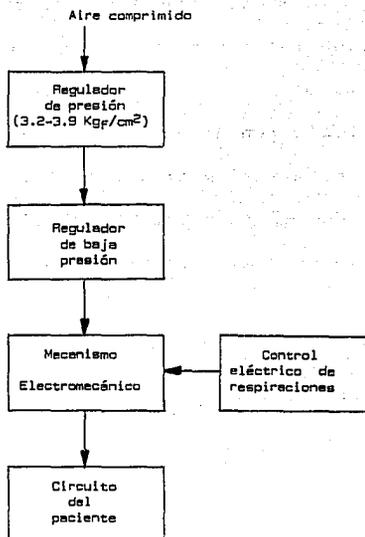


FIG. 35 Diagrama de bloques desarrollado a partir del diagrama de bloques de la figura 33

El control eléctrico de respiraciones es básicamente un circuito lógico de tiempo.

En el análisis se considera que el tiempo de respuesta del sistema total del control de respiraciones sea mínimo, considerando que un humano adulto saludable respira 15 veces por minuto, es decir, que cada cuatro segundos realiza un ciclo respiratorio: inspiración, pausa y espiración.

Lo más práctico es que en la fase inspiratoria el mecanismo accionado, directamente permita el paso del gas impulsor al

contenedor y de esta forma se mande gas al circuito del paciente y al finalizar la fase inspiratoria, el mecanismo cierre el paso del gas impulsor y permita la evacuación de la cámara-contenedor y consecuentemente, el llenado del reservorio de gases médicos.

Si, tomamos en cuenta el procedimiento anterior, tenemos que en una relación I:E de 1:2 ( relación I:E fisiológica normal ) y un ciclo respiratorio de cuatro segundos, o sea,

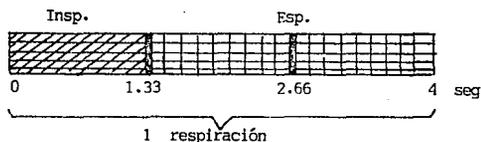


FIG. 36 Respiración de 4 segundos y una relación I:E = 1:2

que durante los 1.33 segundos que corresponden a la fase de la inspiración fisiológica ( fig. 36 ), el mecanismo de accionamiento debe permitir el paso del gas impulsor, y todo el volumen corriente deseado entre al paciente y no se vea interrumpido por el inicio de la fase espiratoria, con ello, se ve la importancia de que el sistema de control de respiraciones ocupe el menor tiempo posible en responder.

La situación del tiempo de respuesta se agudiza más aún cuando la frecuencia respiratoria es más alta ( ejemplo : 25 resp/min, o sea, 2.4 seg/resp ), la relación I:E de 1:3

(ejemplo : si 2.4 seg/resp y una I:E = 1:3, entonces, 0.6 seg/inspiración ) y el volumen corriente deseado es alto.

Para resolver de forma eficiente este problema se pidió asesoría a la Compañía Festo Pneumatic S.A. debido a que el mecanismo electromecánico más común son las válvulas mecánicas activadas eléctricamente.

Bajo un programa de pruebas y evaluación que comprendía la diversificación de la relación I:E, del volumen corriente y de la frecuencia respiratoria con la monitorización y los registros de los equipos de evaluación, el Ventilator Tester VT-2 Bio-Tek y el Monitor Pulmonar CP-100 Bicore, resulta que la válvula más adecuada para esta aplicación es la válvula electromagnética Festo Typ 7960, MFH-3-1/2 S de 3 vías y 2 posiciones. Con la utilización de esta válvula el desfogue de la cámara-contenedor es inmediato y no opone ninguna resistencia a la espiración, descartando la posibilidad no deseada de retención de CO<sub>2</sub> en el paciente, y el espacio y costo resultan mínimos.

Las particularidades de la válvula electromecánica elegidas se exponen en el Apéndice A y las características y funciones de los equipos de evaluación : Ventilator Tester VT-2 Bio-Tek y el Monitor Pulmonar CP-100 Bicore se exponen en los Apéndices B y C, respectivamente.

La válvula electromecánica cuenta con tres vías : una vía de acceso que sirve para que el aire proveniente del regulador de

baja presión pueda ser controlado y pase a través de la propia válvula electromagnética; una vía de salida por la cual sale el aire comprimido que entra a la válvula. De esta manera con las vías de entrada y salida de la válvula se controla el paso de aire comprimido. Una tercera vía independiente sirve como desfogue unidireccional para evacuar el aire comprimido del contenedor del reservorio de gases médicos y de esta forma permitir que la bolsa de los gases médicos se llene adecuadamente.

La válvula se activa eléctricamente con 120 volt AC, lo cual incrementa la inmunidad de la activación de la válvula a ruido o interferencia eléctrica.

En la figura 37 se muestra la mecánica de funcionamiento de la válvula electromecánica en el control de respiraciones.

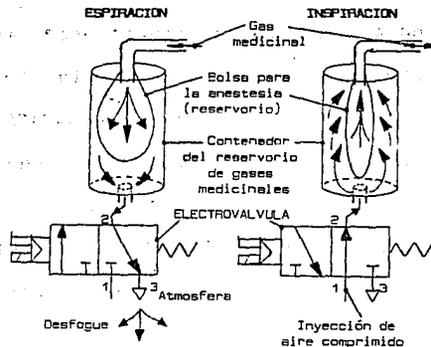


FIG. 37 Función de la válvula electromecánica en el control de la respiración, a) espiración : desfogue, y b) inspiración : inyección de aire comprimido

El tiempo en que permanece abierta o cerrada la válvula electromécanica, o sea, el establecimiento de la frecuencia respiratoria ( respiraciones/minuto ) y de la relación inspiración:expiración ( I:E ) esta determinado por la subsiguiente lógica.

Confirmando la propuesta de un control de respiraciones de 6 a 24 respiraciones por minuto y un control de la relación inspiración/expiración de 2:1, 1:1, 1:2 y 1:3 se desarrolla el diagrama de bloques ( fig. 38 ) siguiente :

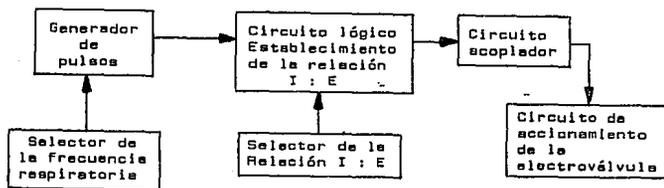


FIG. 38 Diagrama de bloques base para el control de respiraciones

Como generador de frecuencias ( pulsos ) se utiliza el circuito integrado XR 2206 en su configuración básica ( fig. 39), tal que

$$f = \frac{1}{RC} = \frac{1}{2 T}$$

frec. resp. =  $f_r$  Resp./min. Resp./seg.  $R = 1/(2fC)$

Resp./min. Resp./seg. (C = 100. f.)

6	0.1	1.2	4 166
8	0.133	1.592	3 132
10	0.166	1.992	2 510
12	0.2	2.4	2 083
14	0.23	2.76	1 811
16	0.26	3.12	1 602
18	0.3	3.6	1 388
20	0.33	3.96	1 262
22	0.36	4.32	1 157
24	0.4	4.8	1 041

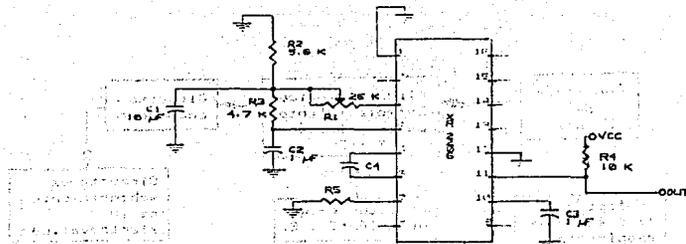
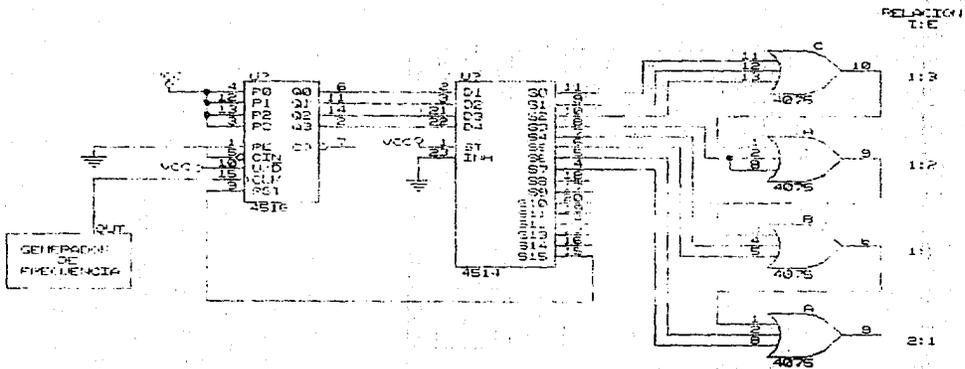


FIG. 39 Generador de frecuencias del control de respiraciones

La frecuencia del generador de frecuencia es establecida por el usuario mediante la perilla selectora de la frecuencia respiratoria.

Como se observa, cada resp/seg es multiplicada por 12 para





INSTITUTO NACIONAL DE LA NUTRICION  
ING. LUCIA AMADOR VAQUEZ

TITULO  
CONTROL DE FRECUENCIA RESF. Y RELACION I:E

SIZE DOCUMENT NUMBER

A

DATE: SEP 27, 1984

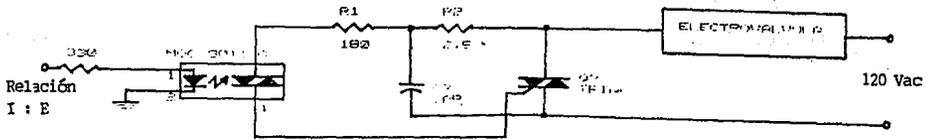


FIG. 40 Circuito de acoplamiento y activación eléctrica de la electroválvula

En referencia al circuito de la figura 40, si en A hay un alto ( "1" lógico ), el triac del optoacoplador conduce y se establece un potencial la compuerta del triac de potencia que provoca que este se cortocircuite y permita el paso de la corriente a través de la solenoide y active la válvula electromagnética.

Si en A hay un bajo ( " 0 " lógico ), el triac del optoacoplador no conduce y el triac de potencia no es activado y no permite el cierre del circuito, necesario para la activación del solenoide.

En el Apéndice A se muestran algunas características de la válvula electromagnética empleada en el presente trabajo.

#### 4.4 CONTROL Y MEDICION DEL FLUJO Y DEL VOLUMEN

Tradicionalmente, el control de volumen corriente se deriva de la utilización de un fuelle. El desplazamiento del fuelle determina la cantidad de volumen ( volumen corriente ), para ello, se han diseñado numerosos mecanismos, por ejemplo : limitación del desplazamiento a través de la longitud de una cuerda sujeta al fondo interior del fuelle y control del desplazamiento por émbolo fijo, entre otros.

En el caso de la bolsa para la anestesia no es conveniente aplicar alguno de estos mecanismos de control. La forma y flexibilidad de la bolsa lo impiden. Para nuestro fin, se opta por un control neumático. Con éste, la compresión de la bolsa se lleva a cabo por el gas impulsor, de tal forma, que el volumen corriente que se desea enviar al paciente es ajustado por el flujo y la presión del gas impulsor en la cámara-contenedor de presión.

Esta propuesta resulta viable y conveniente porque en ella va inherente el control de la presión y el flujo del volumen corriente, controles que de cualquier forma se deben integrar en el ventilador<sup>(42)</sup>,<sup>(43)</sup>. Ahorro de espacio, mínimo número de componentes y bajo costo son otras de las ventajas que ofrece esta propuesta.

El control del volumen, flujo y presión se realiza a través de un regulador de caudal y un regulador de baja presión que controlan al gas impulsor que actúa sobre el reservorio de gases anestésicos. Con el regulador de presión fijo a una presión adecuada que cubra los requerimientos de volumen presión del paciente ( $P_{\text{compresión}} =$  fuerza necesaria para comprimir la bolsa +  $P_{\text{paciente}}$ ) y el regulador de caudal casi cerrado el flujo del gas impulsor será bajo y por lo tanto, el flujo al paciente será bajo; con el regulador de caudal completamente abierto, el caudal del gas impulsor será alto y por lo tanto, el flujo de gas anestésico al paciente será alto.

Del flujo y la presión, así como del tiempo en que se introduzca el gas anestésico al paciente será la magnitud del volumen corriente, es decir, del volumen inspirado por respiración.

Es primordial que a parámetros y suministros fijos, la expansión de la bolsa se conserve constante, es decir, que la compliancia y la resistencia inherentes a la bolsa sean constantes, tal que, el volumen y la presión del gas al paciente permanezcan estables.

Al analizar los puntos anteriores se concluye que el control del volumen corriente en esta propuesta está dado por

1) los l/min de la mezcla de gases que suministre la máquina de anestesia,

2) el diseño de la válvula de excesos ( "pop-off" ) cuya función es la de impedir que la presión en el circuito de suministro de anestesia no rebase los 2 cmH<sub>2</sub>O y en consecuencia, el volumen corriente no se incrementa por sobre-presión. La válvula de excesos se abre cuando la presión en el circuito es mayor o igual a 2 cmH<sub>2</sub>O como resultado de las fuerzas de oposición a la expansión de la bolsa generadas por la sobre-distensión de la misma por efecto del incremento de volumen, además,

3) el tamaño de la bolsa y sus características son inherentes al control del volumen corriente. Como se menciona en el punto anterior, la bolsa se llenará en forma natural, de tal forma, que no genere sobre-presión, es así, que su capacidad natural debe ser igual o mayor al volumen corriente que un adulto de compleción " grande " puede inspirar bajo condiciones extraordinarias, es decir, 2-2.5 l/resp ( ver tabla 1 ). Así como la bolsa no debe generar presión durante la espiración, es necesario que tampoco oponga resistencia a su llenado, con lo cual, la cámara-contenedor de la misma deberá ser de capacidad mayor a la bolsa.

4) el regulador de presión baja y el regulador de caudal. Ambos reguladores fijarán básicamente el volumen corriente y la

presión al paciente mediante el volumen y presión del gas compresor ( en el Apéndice A se detallan las características de los reguladores ).

TABLA 1

De acuerdo a los parámetros fisiológicos tenemos que

$V_{\text{corriente}}$  : 0 - 10 ml a 1,5 - 3.0 l/resp

$V_{\text{minuto}}$  : 0 a 15 - 20 l/min

Frecuencia : 6 - 45 resp/min

Presión pico : 10 - 20 a 80 cmH<sub>2</sub>O

Si,

Frecuencia (resp/min)	Volumen minuto	
	15 l/min	20 l/min
40	375 ml/resp	500 ml/resp
0	--	--
5	3000 ml/resp	4000 ml/resp
6	1500 ml/resp	2000 ml/resp
8	2500 ml/resp	3333 ml/resp
10	1875 ml/resp	2500 ml/resp

( Las frecuencias de 6, 8 y 10 resp/min son las más usuales durante la anestesia de adultos normales )

en promedio, si la bolsa es de 2 litros

6 resp/min, 2000 ml/resp  $\Rightarrow$  12 l/min, volumen considerado como adecuado

#### 4.4.1. Medición y despliegue visual del volumen corriente y del volumen minuto

El volumen y flujo siguen siendo algunas de las variables físicas más difíciles de medir. Quizás el medio más usual en este campo de aplicación es por medio de transductores de presión y un procesamiento de la diferencia de presiones generada por algún tipo de resistencia y la correspondiente linealización. En nuestro caso, este medio no es viable dado el alto costo de los transductores y de la circuitería auxiliar, además de otras desventajas que se indican en el espacio dedicado al transductor de presión en el presente trabajo. En el Instituto es cuestión en trabajos de tesis se han hecho varios intentos para realizar algún prototipo para la medición de flujo y volumen (44) sin resultados determinantes. Por ello y con la sugerente tendencia que ofrecen los equipos de suministro de anestesia más avanzados que son los únicos que proporcionan la medición del volumen, se opta por un mecanismo de veleta.

A partir del diseño de una veleta que se mueve de acuerdo al flujo del gas que la atraviesa en el circuito de anestesia o del paciente se acondicionó un sistema de procesamiento para el número de vueltas que da la veleta por la acción del flujo y la presión del gas médico. El mecanismo se muestra en la figura 41.

La carcasa dirige al flujo en una sola dirección y evita su regreso.

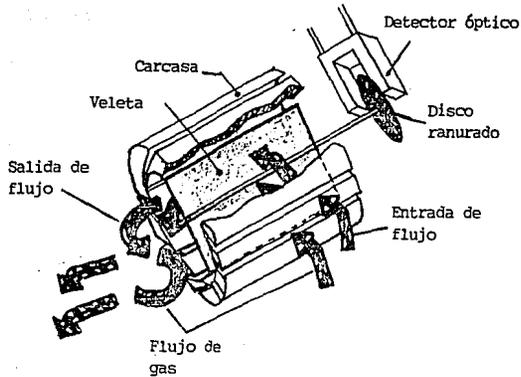


FIG.41 Mecanismo de veleta para la medición del volumen

A continuación se exhibe el diagrama de bloques ( fig. 42 ) a partir del cual se implementan los circuitos lógicos para la medición del volumen corriente y del volumen minuto y cuyo desarrollo se detalla subsiguientemente.

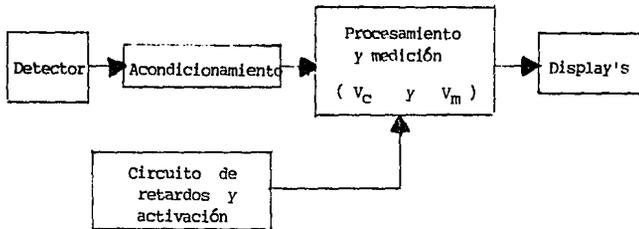


FIG. 42 Diagrama de bloques base para la medición del volumen corriente y el volumen minuto

Pulsos eléctricos son generados por el disco ranurado que esta acoplado a la veleta y atraviesa un acoplamiento óptico de emisor-receptor, posteriormente un circuito de acondicionamiento detecta los pulsos pequeños y provee los pulsos lógicos, los cuales son usados para generar información digital. Para señales muy pequeñas se puede ajustar una ganancia para que un comparador discrimine más fácilmente el ruido de la señal.

El circuito de acondicionamiento de los pulsos generados por el disco ranurado y el acoplamiento óptico de emisor-receptor es el siguiente ( fig. 43 ),

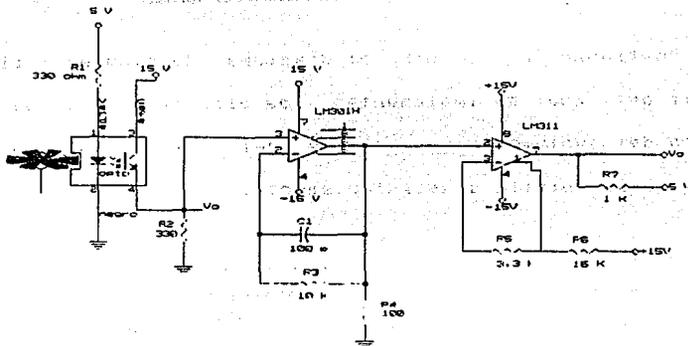


FIG. 43 Circuito de acondicionamiento de los pulsos generados por el mecanismo de veleta para la medición del volumen

En  $V_o$  se obtienen los pulsos digitales de 5 volts que alimentan a los contadores ( 74CXXX ), estos a su vez a los display's como se muestra en la figura 44.

Los display's indican en forma visual el número de pulsos generados en un intervalo de tiempo por el detector óptico acoplado a la veleta que se mueve por acción del flujo que la atraviesa.

El despliegue visual del volumen corriente y del volumen minuto se realiza como parte del monitoreo por norma con que debe contar todo equipo ventilatorio pulmonar(40), (41)

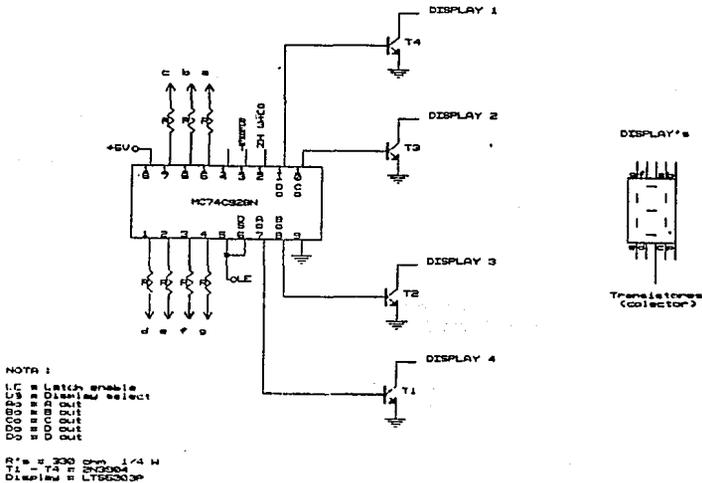


FIG. 44 Circuito de medición e indicación visual del volumen

Se pretende que cada pulso generado corresponda a 1 ml o a un múltiplo de fácil procesamiento. El número de ranuras en el disco lo determina la relación de pulsos/ml. Después de varias pruebas se determina que el número de ranuras en el disco debe ser de seis.

El circuito utilizado para la realización de las pruebas se muestra en la figura 45.

Los datos numéricos de las pruebas que se realizaron se exhiben en el Apéndice D.

A partir del análisis de la relación entre el volumen corriente y la frecuencia de los pulsos generados por el movimiento de la veleta por acción del flujo del gas anestésico en las pruebas, se obtuvieron las siguientes relaciones :

Volumen corriente seleccionado	Volumen medido	Frecuencia respiratoria	Diferencia volumen corriente	Pulsos/ml $\frac{V_{cm}}{V_{cs}}$
( ml )	( ml )	( resp/min )	( ml )	
578	693	10	+ 115	1.199
915	990	6	+ 75	1.082
419	433	14	+ 14	1.033
648	729	8.2	+ 80	1.125
479	558.5	10	+ 78	1.166
414	455	12.1	+ 41	1.099
550	661	6.4	+ 111	1.202
356	429	7.7	+ 71	1.205
501	595	8	+ 95	1.188
298	299	12.2	+ 30	1.003
490	538	12.2	+ 48	1.098
303	275.8	12.2	- 25	0.910
499	498.6	8.2	- 0.4	0.999
315	294	8.2	- 21	0.930

395	406	8	+	11	1.028
498	513	8	+	15	1.030
600	633	8	+	33	1.055
344	379	10	+	35	1.102
516	496	10	-	20	0.961
616	596	10	-	20	0.967
293	332	12	+	39	1.133
515	494	12	-	21	0.959
1217	1186.7	6.6	+	30.1	0.975
809	890.9	10.1	+	81	1.101
1000	1074	8	+	74	1.074
905	1015	5.8	+	115	1.121
287	315	12	+	25	1.087
479	514.2	14.4	+	35	1.073
450	476.4	13.8	+	26	1.059
492	509	6	+	17	1.034
770	925.2	8	+	155.2	1.201
652	789.6	5.8	+	137.6	1.211
292	276.3	8.2	-	16	0.946
303	290	10	-	13	0.957
660	810.6	6	+	150	1.228

La relación de proporcionalidad del volumen al rango de operación es de 287 a 1217 ml por respiración es 0.91 a 1.228 pulsos/ml.

Por otra parte, el valor numerico debe ser desplegado visualmente durante cada respiración, es decir, el volumen corriente que aparecerá en los display's después de un ciclo de respiración deberá aparecer visualmente hasta que concluya el siguiente ciclo de respiración y desplazado por el volumen corriente respectivo a este último ciclo respiratorio. En forma similar, el volumen minuto debe permanecer indicado visualmente



donde

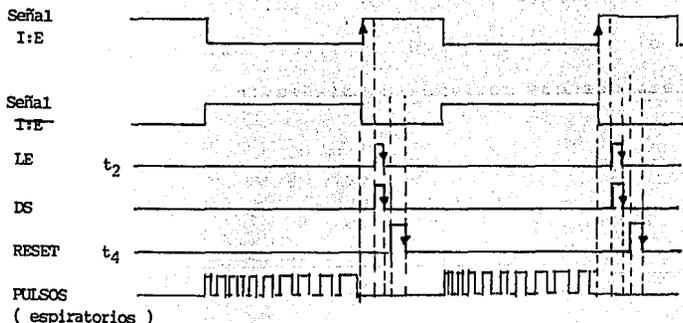
$$t_1 = 1.1 R_1 C_1 = 1.1 ( 820 \text{ kohms} * 0.1 \text{ F} ) = 90.2 \text{ ms}$$

$$t_2 = 1.1 R_2 C_2 = 1.1 ( 370 \text{ kohms} * 0.1 \text{ F} ) = 40.7 \text{ ms}$$

$$t_3 = 1.1 R_3 C_3 = 1.1 ( 560 \text{ kohms} * 0.1 \text{ F} ) = 61.6 \text{ ms}$$

$$t_4 = 1.1 R_4 C_4 = 1.1 ( 820 \text{ kohms} * 0.1 \text{ F} ) = 90.2 \text{ ms}$$

Con este circuito se controla la habilitación de los contadores y de los display's como se muestra en sus diagramas de tiempo :



Los circuitos de conteo y despliegue son el CI 74C928 y el 74C926 ( 4-Digit Counters with Multiplexed 7-Segment Output Drivers ). El contador avanza en la etapa negativa del reloj (señal de entrada : pulsos ). Una señal alta en la entrada Reset limpiará el contador y lo pondrá a cero. Una señal baja en la

entrada de Latch Enable ( LE ) retendrá el número en los contadores en los latch internos de salida. Una señal alta en la entrada Display Select ( DS ) seleccionará el número en el contador para ser desplegado. Una señal de nivel bajo en la entrada DS seleccionará el número en el latch de salida para ser desplegado.

Para el volumen corriente, la situación más crítica es una frecuencia respiratoria y una relación I : E altas : 40 resp/min ( 1.5 seg/resp ) y I : E = 1 : 3, por lo tanto,

$$( 1.5 \text{ seg/resp} ) / 4 = 375 \text{ ms por inspiración}$$

0.375 seg es el tiempo total que se puede tomar como máximo para la suma de retardos que activan los display's :

$$\begin{array}{r} t_1 = 90.2 \text{ ms} \\ t_2 = 40.7 \text{ ms} \\ + t_3 = 61.6 \text{ ms} \\ t_4 = 90.2 \text{ ms} \\ \hline 227.7 \text{ ms} \end{array}$$

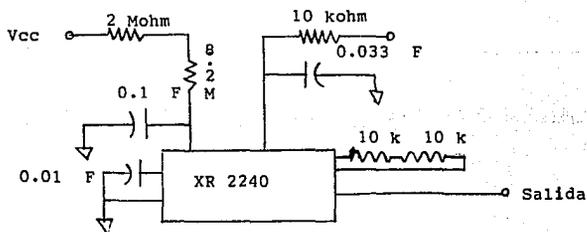
con 227.7 ms no se corre ningún riesgo de interrumpir alguna espiración.

La medición del volumen corriente se realiza durante la espiración dado que normalmente, la forma de onda del flujo espirado no varía puesto que la espiración es una acción pasiva efectuada por los pulmones en forma inmediata y reproducible posterior a la aplicación de presión positiva, además, es

recomendable que éste se mida durante la espiración, especialmente para detectar desconexiones en el circuito de paciente.

La medición del volumen minuto se realiza con circuitos lógicos similares a los del volumen corriente pero en este caso se realiza un conteo continuo de pulsos correspondientes a las espiraciones efectuadas en un minuto.

Circuito temporizador de 1 minuto :



$$T = RC$$

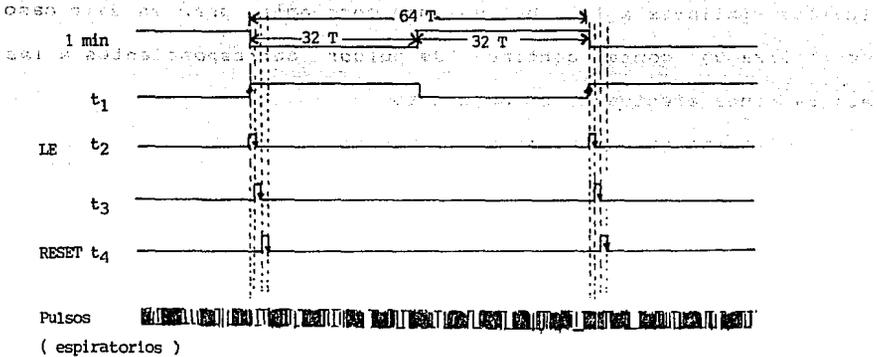
$$64 T = 60 \text{ seg} = 1 \text{ minuto}$$

$$\text{si } C = 0.1 \text{ uF}$$

$$R = 9.4 \text{ Mohm}$$

$$R_{\text{práctico}} = 10.2 \text{ Mohm}$$

El diagrama de tiempos del circuito de habilitación de los contadores y de los display's para el volumen minuto es,



Como puede observarse el despliegue visual esta controlado por los circuitos anteriores.

#### 4.5. CONTROL Y MEDICION DE LA PRESION

El primer control de la presión se lleva a cabo a la entrada del aire comprimido con el propósito de regular la presión de

entrada e impedir que las variaciones externas alteren el comportamiento del sistema. Para esto, se emplea una unidad de mantenimiento integrada por un filtro de carbón activado, un recolector de condensado y un regulador de presión de 0.14 - 7 bar operando a 3.5 kg./cm<sup>2</sup>. El filtro y el recolector eliminan las partículas y la humedad indeseables del aire comprimido y mantienen limpio al sistema neumático-mecánico.

El segundo control de presión del gas impulsor se realiza a una presión de 0.1 a 0.2 bar, es decir, a 100 - 200 cmH<sub>2</sub>O, al máximo rango de presión potencial aplicado al circuito del paciente. Es importante que este regulador de baja presión sea altamente seguro debido a que de él depende el máximo valor de presión que se pueda ejercer sobre el reservorio de gases médicos y por ende, en los pulmones del paciente. Fisiológicamente, el límite máximo de presión en los pulmones es de 60 cmH<sub>2</sub>O.

Otro control de la presión se efectúa indirectamente por el regulador de caudal que precede al regulador de baja presión. De la magnitud del flujo del gas impulsor, del tiempo y del contenedor a rellenar depende la magnitud de la presión que se aplique al reservorio de gases anestésicos. Un flujo alto, un tiempo prolongado y un contenedor pequeño crearán una sobrepresión en el reservorio de gases médicos que se ve reflejada en la presión de las vías aéreas del paciente con la consecuente posibilidad de daño pulmonar ( fig.47 ).

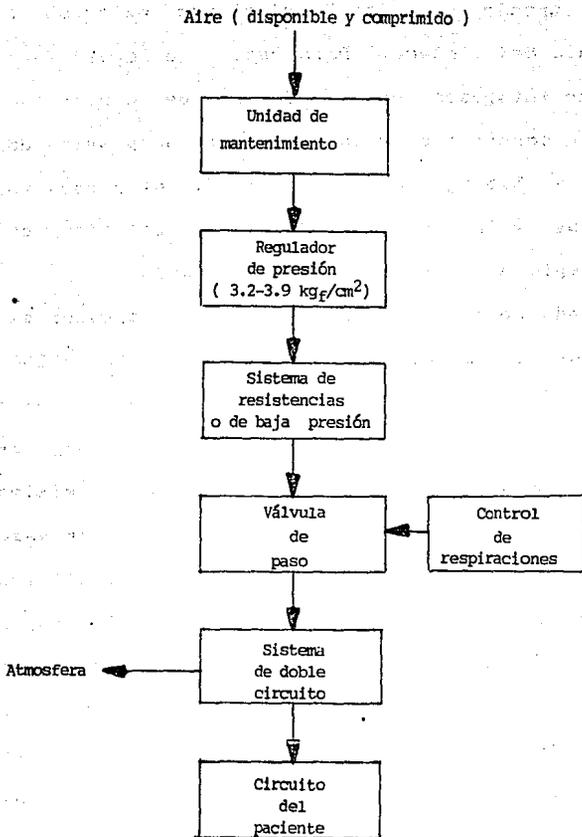


FIG. 47 Diagrama de bloques del control de presión del sistema

Al sintetizar lo anterior :

$P_{\text{paciente}} = P_{\text{compresión}}$  - fuerza necesaria para comprimir la

bolsa

Existen algunos sistemas auxiliares en el control de la presión que se utilizan aún en sistemas servo donde el control de la presión es más estable. Algunos de estos sistemas son el Sistema de la Válvula de Excesos que impide que la presión en el sistema de anestesia con recirculación exceda a 2 cmH<sub>2</sub>O y se cree un nivel de PEEP y por lo tanto se incrementa la presión media de las vías aéreas, y el Sistema de Seguridad de Sobrepresión. Este último sistema tiene como función desfogar e interrumpir la inspiración de gases cuando se ha alcanzado un nivel de presión muy alto con el fin de evitar el daño a los pulmones del paciente. Por lo general, el sistema de seguridad de sobrepresión consiste de un mecanismo de valva y resorte, de tal forma que cuando la presión vence la fuerza del resorte ejercida sobre la valva ésta se abre dejando escapar instantáneamente el gas presurizado. Ambos sistemas son aplicados al presente prototipo.

Los sistemas Válvula de Excesos y de Sobrepresión, así como el regulador de baja presión, el regulador de caudal y el confiable y seguro sistema de tiempos de la respiración incluidos en el prototipo reducen la posibilidad de alcanzar niveles de presión en las vías aéreas del paciente que le pudieran ocasionar un barotrauma, sin embargo, debe mencionarse que existe el peligro potencial de crear una sobrepresión por diversas

causas externas y por la falta de monitoreo sobre la presión tanto del equipo como humana.

En el presente trabajo la presión se monitorea mediante un transductor de presión y sus niveles son instantáneamente desplegados en forma visual. En los siguientes párrafos se describen la medición y el despliegue de la presión existente en el circuito de paciente.

#### 4.5.1. Localización del punto para sensar la presión en el circuito de paciente.

El punto más preferible para sensar la presión en las vías aéreas del paciente de forma externa, se encuentra en el tubo " Y " del circuito de paciente dada su cercanía a las vías aéreas fisiológicas, sin embargo, el agua condensada proveniente del vapor espirado por el paciente puede obstruir la vía de muestreo y causar lecturas ficticias<sup>(45)</sup>,<sup>(46)</sup>. A este inconveniente se agregaron los siguientes requisitos :

1. La caída de presión en el circuito del paciente debe ser mínima, para que la magnitud de la presión que el ventilador envíe al circuito sea la misma que llegue al paciente y se eviten las compensaciones y las lecturas erróneas, y

- el circuito de paciente y las vías del ventilador deben tener una forma simple para evitar toda posibilidad de obstrucción.

Estos requisitos condujeron a que la medición de la presión se realice en forma indirecta de dos lugares posibles. Los dos lugares posibles son en el tubo " Y " como se muestra en la figura 48, y a la entrada del circuito de inspiración del paciente para evitar problemas de condensado y daño al transductor de presión. Este último punto de muestreo posee casi las mismas cualidades que el punto localizado en el tubo " Y " siempre y cuando el circuito de inspiración de paciente posea la longitud y compliancia adecuadas.

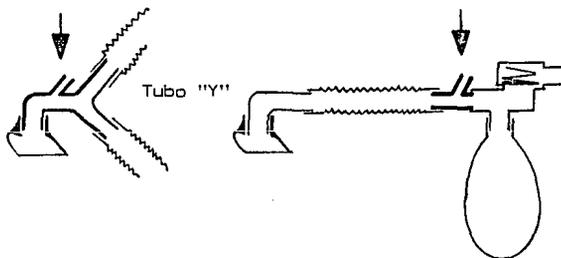


FIG. 48 Localización del punto de muestreo para sensar la presión en las vías aéreas del paciente

A través de una línea auxiliar derivada de cualquiera de los puntos para sensar la presión en las vías aéreas del paciente, una muestra del gas respirado llega hasta el transductor y genera la detección de la presión ( fig. 49 ).



FIG. 49 Puntos de muestreo y detección de la presión de las vías aéreas del paciente

Es posible afirmar que la presión entre el punto en el circuito de paciente y el punto en el transductor tienen la misma presión en cualquier instante, como a continuación se demuestra :

Bajo las condiciones de una inspiración forzada ( 20 a 60  $\text{cmH}_2\text{O}$  y temperatura ambiente a 37 °C ) o de una espiración fisiológica ( 20 a 30  $\text{cmH}_2\text{O}$  y 37 °C ), el aire, el oxígeno y el bióxido de carbono mezclados con sustancias anestésicas se comportan como gases ideales, tal que es posible aplicar la Ley de Charles y la Ley de Gay-Lussac al siguiente análisis.

Considerando los dos puntos en cuestión como 1 y 2 con presiones  $P_1$  y  $P_2$ , respectivamente, y

$$\frac{P V}{T} = \text{CONSTANTE, para una masa de gas ideal}$$

donde  $V$  es el volumen gas y  $T$  la temperatura del mismo; tenemos que para una masa de gas bajo dos condiciones diferentes

$$\frac{P_1 V_1}{T_1} = \frac{P_2 V_2}{T_2}$$

y dado que para una masa de gas ideal, la densidad ( $\rho$ ) es inversamente proporcional al volumen, se tiene

$$\frac{P_1}{\rho_1 T_1} = \frac{P_2}{\rho_2 T_2}$$

despejando  $P_2$ ,

$$P_2 = P_1 \frac{\rho_2 T_2}{\rho_1 T_1}$$

puesto que la temperatura del gas en el circuito de paciente va de temperatura ambiente a 37 °C y al mínimo valor al que puede llegar al transductor de presión es al de temperatura ambiente, se tienen las dos situaciones límites siguientes,

$$\text{si } T_1 = T_{\text{ambiente}} \text{ y } T_2 = T_{\text{ambiente}}$$

entonces 
$$\frac{T_2}{T_1} = 1$$

si  $T_1 = 37^\circ \text{C}$  y  $T_2 = \text{Tambiente ( } 24^\circ \text{C en ambientes hospitalarios controlados )}$

entonces 
$$\frac{T_2}{T_1} = 0.6$$

resultado que reduce a más de la mitad el valor de  $p_2$  y que solo se alcanzará en casos extremos, es decir, cuando la distancia entre el punto de muestreo y el de medición sea de muchos metros y la temperatura ambiente sea muy baja. Por lo tanto, se puede considerar que  $T_1 = T_2$  y además, que la diferencia entre  $\rho_1$  y  $\rho_2$  es despreciable, y finalmente que  $p_1 = p_2$ .

Confirmando  $p_1 = p_2$ , se puede decir, que dentro de un fluido gaseoso se considera que la presión es la misma en todos sus puntos a menos que la diferencia de altura entre estos dos puntos sea del orden de cientos de metros, lo que se demuestra a continuación :

$$p_2 - p_1 = \rho_2 g_2 h_2 - \rho_1 g_1 h_1$$

donde  $h_1$  y  $h_2$  son la altura a la que se encuentran el punto de muestreo y el punto de medición respecto a una nivel de referencia, y  $g_1$  y  $g_2$  es aceleración gravitatoria.

si  $\rho_1 = \rho_2 = \rho$  y  $g_1 = g_2 = g$

entonces,

$$p_2 - p_1 = \rho g ( h_2 - h_1 )$$

y

$$p_2 = p_1 + \rho g (h_2 - h_1)$$

para los gases la densidad es relativamente pequeña, por ejemplo en el caso de la densidad del aire al nivel del mar es de 1.2 kg/m<sup>3</sup>.

Suponiendo una diferencia de altura de un metro entre los puntos 1 y 2, y en condiciones al nivel del mar, tenemos que

$$\begin{aligned} p_2 &= p_1 + \rho g (h_2 - h_1) \\ &= p_1 + 1.2 \text{ kg/m}^3 (9.8 \text{ m/seg}^2) (1 \text{ m}) \\ &= p_1 + 11.76 \text{ kgm/m}^2\text{seg} \\ &= p_1 + 11.76 \text{ Pa} \quad 1 \text{ Pa} = 10^{-5} \text{ bar} = 10^{-2} \text{ cmH}_2\text{O} \\ &= p_1 + 0.1176 \text{ cmH}_2\text{O} \end{aligned}$$

$$p_2 = p_1$$

Después de este análisis se determina que es viable la propuesta, siempre la línea de conducción auxiliar entre los punto 1 y 2 sea del diámetro y material adecuado para evitar caídas de presión y la fuga de los gases del circuito de paciente.

#### 4.5.2. Detección y medición de la presión de las vías aéreas

Posterior a la detección de la presión en las vías aéreas mediante el transductor de presión, el cambio de resistencia del strain gauge forma parte de un circuito de puente de Wheatstone el cual, que genera una señal analógica que inmediatamente es

acondicionada para ser medida por un circuito de medición y por último; en un circuito de despliegue el valor numérico de la presión sea indicado visualmente. El proceso anterior se resume en el siguiente diagrama de bloques básico ( fig. 50 ),

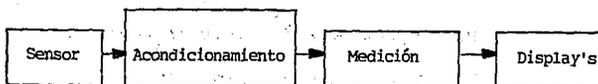


FIG.50 Diagrama de bloques base para la medición e indicación visual de la presión de vías aéreas

A continuación se muestra el desarrollo del diagrama de bloques anterior.

El flujo de gas que pasa a través de las vías aéreas del paciente atraviesa un canal en el que se encuentra integrado el transductor de presión. La presión del gas actúa sobre una membrana de silicón moldeada sobre un strain gauge. El strain gauge consiste de resistores esparcidos en ambos lados de la barra de silicón elástico ( fig. 51 ). Los resistores strain gauge están conectados como una parte de un puente de Wheatstone, la otra parte está situada en la tarjeta de interfase del transductor.

La señal de voltaje de salida del amplificador de presión es proporcional a la presión del gas.

El transductor de presión es conectado a una vía canal de plástico y a un filtro bacteriano que impide el paso de la humedad del gas en las vías aéreas del paciente y en consecuencia mantener limpia la membrana de strain gauge del transductor para evitar daños y lecturas erróneas.

El tubo de plástico y el filtro bacteriano deben cambiarse frecuentemente y en caso de contaminación.

Características del transductor de presión :

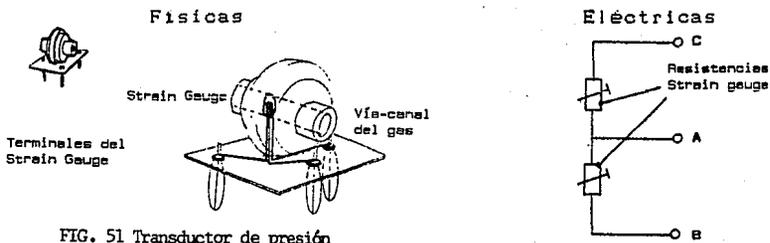


FIG. 51 Transductor de presión

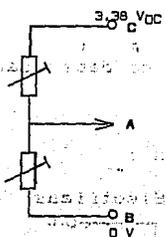
De las pruebas de caracterización del transductor que son descritas en el Apéndice E, se obtuvo que la resistencia de los strain gauge a presión ambiente es de 1.028 kohms. La presión atmosférica local y la resistencia de 1.028 kohms son tomadas como referencia en la medición de la presión de las vías aéreas del paciente.

Los valores de polarización se toman en referencia al sistema electrónico de los transductores de presión del Servo Ventilador 900D de Siemens.

A continuación se muestra la respuesta del transductor a una respiración real :

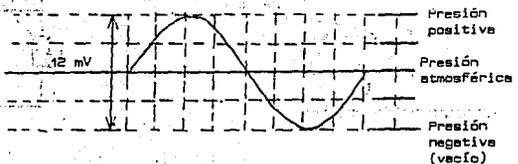
Polarización :

Parámetros de respiración :



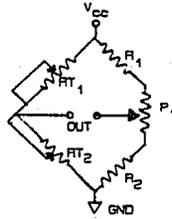
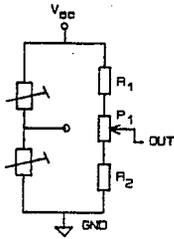
I:E = 1:2  
 20 resp/min  
 Presión aprox. 12 cmH<sub>2</sub>O  
 Respiración real

respuesta eléctrica desplegada en el osciloscopio :

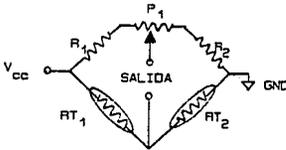


en DC hay un offset de  $V_e/2$

En el ventilador Servo 900C, Siemens Elema se emplea el siguiente circuito de puente de Wheastone para la obtención de la señal eléctrica correspondiente a la presión

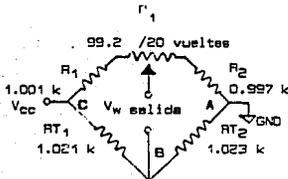


La técnica empleada para convertir los cambios de resistencia en señal eléctrica es el balanceo de un puente con sensor de deformación :



El potenciómetro  $P_1$  debe igualar las resistencias en las ramas superiores, es decir,  $R_1$  y  $R_2$

Con los valores reales :



$$P_1 = 99.2 \text{ ohms}/20 \text{ vueltas}$$

$$\frac{99.2 \text{ ohms}}{20 \text{ vueltas}} = 4.96 \text{ ohm/vueltas}$$

$R_{T1}$  y  $R_{T2}$  son iguales dentro de 1 ohm.  $R_1$  y  $R_2$  ( 1% de tolerancia )

son diferentes por un rango de

$$1.001 \text{ Kohms} - 0.997 \text{ Kohms} = 4 \text{ ohms}$$

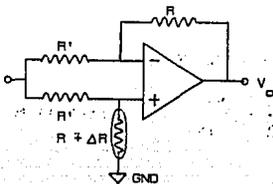
deben igualarse para balancear el puente, para ello se instaló un potenciómetro  $P_1$ ; teóricamente, el potenciómetro debe fijarse tal que iguale las resistencias  $R_1$  y  $R_2$  a

$$(1.001 + 0.997 + 99.2) \text{ kohms} = 2.0972 \text{ kohms}$$

$$\frac{2.0972 \text{ Kohms}}{2} = 1.0486 \text{ Kohms}$$

Cuando  $R_1 = R_2$ ,  $V_{\text{salida}} = 0 \text{ V}$

Si se emplea un amplificador de instrumentación con una ganancia de 100 y se conecta en  $V_{\text{salida}}$ , la salida del amplificador de instrumentación será



$$V_o = E \frac{\Delta R}{R' + R + \Delta R}$$

Si  $R' = 10 \text{ K}$ ,  $R = 1 \text{ Mohm}$ ,  $R = 1 \text{ OHM}$  y  $E = 6.8 \text{ V}$

entonces,

$$V_o = 0.99 \times 10^{-6} E$$

$$V_o = 6.732 \mu\text{V}$$

R de 1 Mohm con 1% de tolerancia,

1 Mohm ----- 100 %

X ----- 1 %

Si  $R = 1 \times 10^6$  ohms

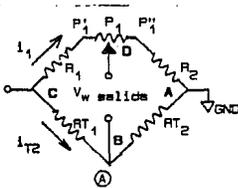
entonces,

$$V_o = 9.71 \times 10^{-6} \text{ E}$$

$$V_o = 6.6 \times 10^{-6} \text{ V}$$

por 100 de ganancia del amplificador, es decir,  $6.6 \times 10^{-4}$  V por 1% de variación de R. Por 1 ohm de variación, el desbalanceo será de  $673.2 \times 10^{-6}$  volts.

Analizando el puente :



$$V_{AC} = 0$$

tal que

$$\frac{R_{T1}}{R_{T2}} = \frac{R_1}{R_2}$$

$$i_{T1} = \frac{V_{CC}}{R_{T1} + R_{T2}} \quad \dots (1)$$

$$V_{DC} = i_{T1} R_{T1} \quad \dots (2)$$

$$i_1 = \frac{V_{CC}}{R_1 + P_1 + R_2} \quad \dots (3)$$

$$V_{DC} = i_1 (R_1 + P_1) \quad \dots (4)$$

$$\begin{aligned}
 V_{bD} &= V_{bc} - V_{dc} \\
 &= R_{T1} \frac{V_{cc}}{R_{T1} + R_{T2}} - (R_1 + P_1') \frac{V_{cc}}{R_1 + P_1 + R_2} \\
 &= \left( \frac{R_{T1}}{R_{T1} + R_{T2}} - \frac{(R_1 + P_1')}{R_1 + P_1 + R_2} \right) V_{cc} \dots (5)
 \end{aligned}$$

Se observa que la salida de voltaje es una función lineal de la excitación de  $V_{cc}$  del puente, pero  $R_{T1}$ ,  $R_{T2}$ ,  $R_1$ ,  $P_1'$  y  $R_2$  son una función no lineal.

Si  $R_{T1} = R_{T2}$  y  $R_1 + P_1' = R_2 + P_1'$

sustituyendo los valores reales en la ec. (5)

$$\begin{aligned}
 V_{bD} &= \left( \frac{1.021 \text{ Kohms}}{(1.021 + 1.021) \text{ Kohms}} - \frac{1.0486 \text{ Kohms}}{2.0972 \text{ Kohms}} \right) V_{cc} \\
 &= (0.5 - 0.5) V_{cc} \\
 &= 0 V_{cc} \\
 &= 0
 \end{aligned}$$

Si  $R_{T1} = 1.023 \text{ Kohms}$  y  $R_{T2} = 1.031 \text{ Kohms}$  en una inspiración a 18 cmH<sub>2</sub>O y 437 ml y,

$R_{T1} = 1.029 \text{ Kohms}$  y  $R_{T2} = 1.029 \text{ Kohms}$  en una espiración

tenemos,

$$V_{bD} = \left( \frac{1.023 \text{ Kohms}}{(1.023 + 1.031) \text{ Kohms}} - 0.5 \right) 6.8 \text{ V}$$

$$V_{bD} = -0.01324 \text{ V}$$

Si  $R_{r1} = 1.031$  Kohms y  $R_{r2} = 1.023$  Kohms en una inspiración a 18 cmH<sub>2</sub>O y 437 ml y,  
 $R_{r1} = 1.029$  Kohms y  $R_{r2} = 1.029$  Kohms en una espiración

tenemos,

$$V_{sD} = \left( \frac{1.031 \text{ Kohms}}{(1.023 + 1.031) \text{ Kohms}} - 0.5 \right) 6.8 \text{ V}$$

$$V_{sD} = 0.01324 \text{ V}$$

por lo tanto,

$$13.2425 \text{ mV}/18 \text{ cmH}_2\text{O}$$

es decir,

$$1 \text{ mV}/1.3596 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$1 \text{ cmH}_2\text{O}/0.7356 \text{ mV}$$

Si  $R_{r1} = 1.018$  Kohms y  $R_{r2} = 1.038$  Kohms para 31.7 cmH<sub>2</sub>O y 636 ml

$$V_{sD} = \left( \frac{1.018 \text{ Kohms}}{(1.018 + 1.038) \text{ Kohms}} - 0.5 \right) 6.8 \text{ V}$$

$$= -33.0739 \text{ mV}$$

Si  $R_{r1} = 1.038$  Kohms y  $R_{r2} = 1.018$  Kohms para 31.7 cmH<sub>2</sub>O y 636 ml

$$V_{sD} = 33.0739 \text{ mV}$$

entonces,

$$1 \text{ mV}/0.958597 \text{ cmH}_2\text{O} \quad \text{ó} \quad 1 \text{ cmH}_2\text{O}/1.04319 \text{ mV}$$

Si  $R_{r1} = 1.032$  Kohms y  $R_{r2} = 1.030$  Kohms para 6.5 cmH<sub>2</sub>O

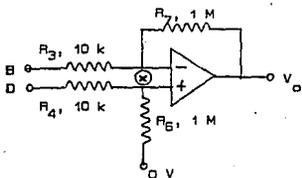
y  $R_{T1} = 1.030 \text{ Kohms}$  y  $R_{T2} = 1.032 \text{ Kohms}$

$$|V_{sD}| = 3.2970 \text{ mV}$$

entonces,

$$1 \text{ mV}/1.9710 \text{ cmH}_2\text{O} \quad \text{ó} \quad 1 \text{ cmH}_2\text{O}/0.507 \text{ mV}$$

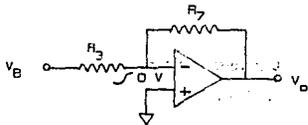
Analizando el amplificador de instrumentación con una ganancia alta :



Si  $V_{sD} = 0 \text{ V}$  ( $V_s = V_D$ ),  
la ganancia en modo común  
debe ser cero

En forma diferencial se pueden medir y amplificar pequeñas señales que quedan enterradas en señales mucho más intensas.

Cuatro resistores de precisión ( 1 % ) y un amplificador operacional componen un amplificador diferencial,



$$V_o + R_3 i_3 = 0$$

$$V_o = R_4 i_4$$

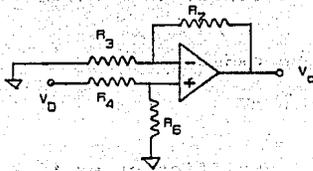
$$i_3 = i_4$$

$$V_o = -R_3 i_3, \text{ es decir, } i_3 = -\frac{V_o}{R_3}$$

$$V_o = R_4 \left( - \frac{V_B}{R_3} \right)$$

$$V_o = - \frac{R_4}{R_3} V_B \dots \dots (6)$$

Si  $V_B$  en corto ( a tierra )



$$V_A = - \frac{R_4}{R_4 \cdot R_6} V_D$$

$$V_A = R_3 i_3$$

$$V_o = R_7 i_7 + V_A$$

$$= R_7 i_7 + R_3 i_3$$

$$= ( R_7 + R_3 ) i_3$$

$$= \frac{( R_7 + R_3 ) R_4}{R_3 ( R_4 \cdot R_6 )} V_D$$

Como  $V_B$  ,  $V_D$  se aplican simultaneamente :

$$V_o = \frac{( R_7 + R_3 ) R_4}{R_3 ( R_4 \cdot R_6 )} V_D - \frac{R_4}{R_3} V_B$$

$$V_o = \frac{1 \text{ M} + 10 \text{ k}}{10 \text{ k}} V_D - \frac{1 \text{ M}}{10 \text{ k} + 1 \text{ M}} V_B - \frac{1 \text{ M}}{10 \text{ k}} V_B$$

$$= \frac{1 \text{ M}}{10 \text{ k}} (V_D - V_B)$$

$$= \frac{1 \text{ M}}{10 \text{ k}} (V_{D_B})$$

$$V_o = 100 (V_{D_B})$$

Por consiguiente después del amplificador de instrumentación tenemos,

$$\text{ó } 100 \text{ mV}/1.3596 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$1 \text{ cmH}_2\text{O}/735.6 \text{ mV}$$

La ganancia proporcionada por el amplificador es fija, pero para adaptar la señal del transductor de presión a la etapa de medición se acopló otro amplificador

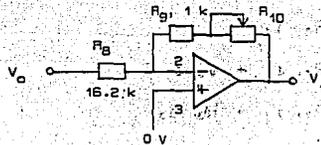
$$V_i = \frac{(R_7 + R_{10})}{R_9} V_o$$

$$= \frac{1 \text{ k} + 20 \text{ k}}{16.2 \text{ k}} V_o$$

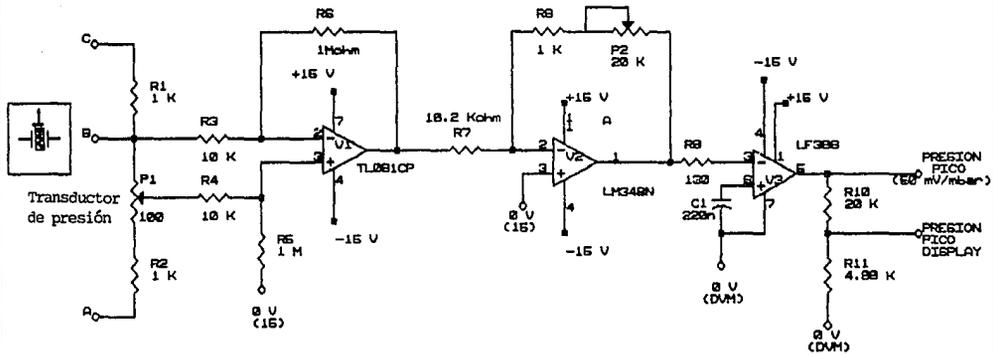
$$V_i = - 1.296 V_o \text{ ----- máxima ganancia}$$

$$V_i = \frac{1 \text{ k} + 0 \text{ k}}{16.2 \text{ k}} V_o$$

$$V_i = - 0.0617 V_o \text{ ----- mínima ganancia}$$



Para procesar la señal digitalmente es necesario que se acondicione la señal analógica mediante un muestreador-retenedor



INSTITUTO NACIONAL DE LA NUTRICION

Ing. Lucía Anadol Vazquez

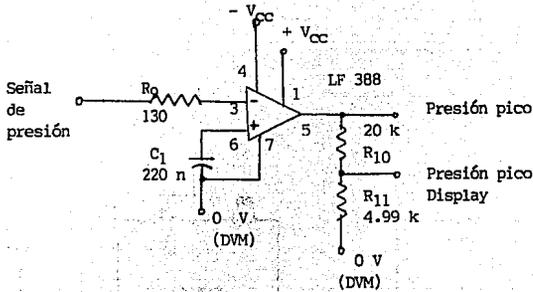
Title  
PRESION (Transductor, acondicionamiento)

Size Document Number

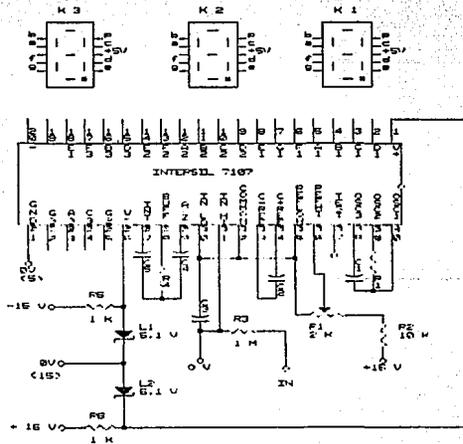
A

REV

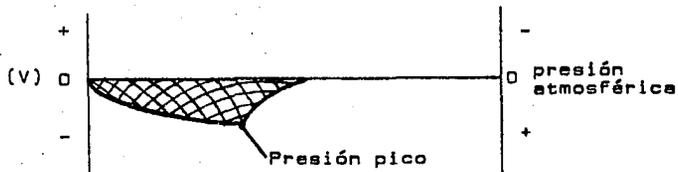
1 of 2



Finalmente, para medir y desplegar el valor numérico del nivel de la señal de presión de las vías aéreas que procede del muestreador-retenedor se utiliza el convertidor analógico/digital para display's de led, el 7107, mediante este circuito se mide y muestra en forma visual el valor instantáneo de la presión.



La señal que entra al circuito 7107 esta invertida,



Para la calibración del circuito de medición de la presión son ajustables; los potenciómetros  $P_2$  (ajuste de la equivalencia de mV a cm H<sub>2</sub>O) y  $P_1$  (ajuste del offset, es decir, ajuste a cero).

**CAPITULO****5****EVALUACION DEL CONTROL  
ELECTRONEUMATICO DEL VENTILADOR**

1. PRUEBA DE CONSISTENCIA O AGUANTE
2. PRUEBA DE COMPORTAMIENTO DE FORMAS DE ONDA GENERADAS POR EL VENTILADOR
3. PRUEBA DE COMPORTAMIENTO DEL VOLUMEN

## EVALUACION DEL CONTROL ELECTRONEUMATICO DEL VENTILADOR

Como resultado del desarrollo de propuestas se obtiene la siguiente configuración del control electroneumático ( fig. 52 y 53 ) :

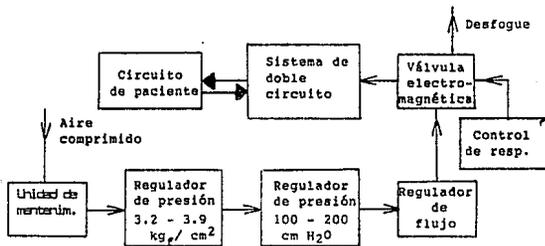


FIG. 52 Diagrama de bloques del sistema de control electroneumático del ventilador

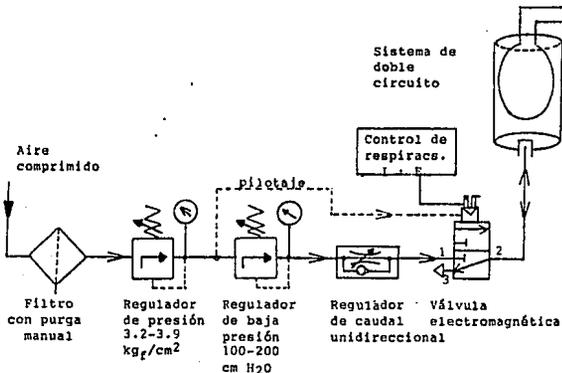


FIG. 53 Diagrama neumático del sistema de control electroneumático del ventilador

La evaluación del sistema debe sustentarse en los requerimientos que las Normas Internacionales establecen:

La ANSI en el estándar para Máquinas de Respiración, Z79.7 - 1976, recomienda tres pruebas de funcionamiento para inspeccionar y probar varios aspectos de un ventilador (47):

1. Prueba de consistencia o aguante. Con una relación I:E de 1:2, bajo condiciones representativas del grupo o grupos de pacientes para el cual el ventilador está recomendado, correr la prueba por 2 000 horas.

Condiciones del grupo representativo " adulto " :

Volumen corriente :	500 ml
Resp/min :	20 RPM
Volumen minuto :	10 l
Resistencia :	20 cmH <sub>2</sub> O/l/s

2. Prueba de comportamiento de formas de onda. Conectar el ventilador a un pulmón con compliancia y resistencia apropiadas para el uso del ventilador ( adulto, pediátrico o neonatal ) y hacer un registro de los valores requeridos para obtener el volumen corriente, frecuencia y relación I:E especificados. Registrar los trazos de los modelos de forma de la presión de las

vías aéreas, de la presión pulmonar, del flujo inspiratorio y del volumen corriente.

3. Prueba de comportamiento del volumen. Con el ventilador conectado a una impedancia pulmonar apropiada y un valor específico de frecuencia, determinar el rango del volumen corriente ( máximo y mínimo ) que el ventilador puede suministrar al pulmón.

Adulto :

Compliancia : 20 ml/cmH<sub>2</sub>O

Resistencia : 20 cmH<sub>2</sub>O/l/s

Frecuencia : 10, 15, 20 y 30 resp/min

En la figura 54, se muestra el modelo de simulación para la realización de las pruebas del ventilador . Los aspectos requeridos por la ANSI sobre las especificaciones del pulmón de prueba quedan cubiertos con el Probador de Ventiladores VT-2 ( Apéndice B ), y el despliegue de las curvas de presión, volumen y flujo por el Monitor Pulmonar CP-100 ( Apéndice C ). Tanto el VT-2 y el CP-100 muestran los valores de los parámetros correspondientes a cada una de las pruebas.

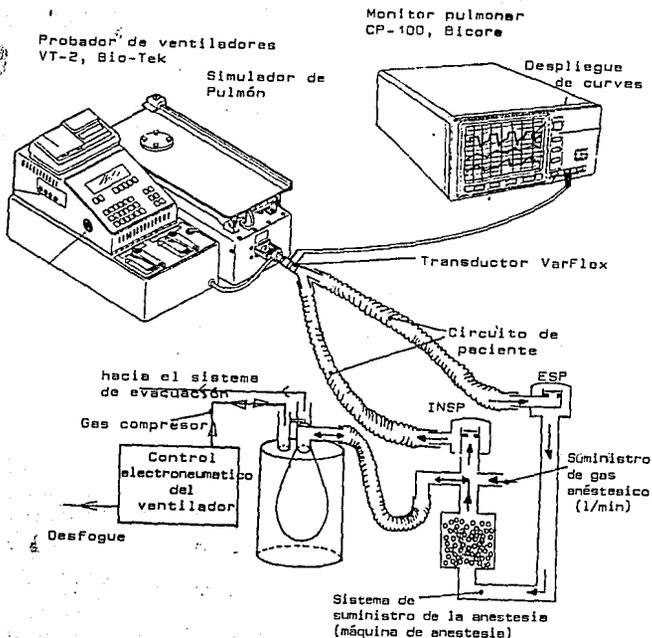


FIG. 54 Configuración del sistema de prueba y evaluación del sistema electroneumático de ventilación desarrollado

El estándar 279.7 - 1976 de la ANSI no contempla la dependencia que existe entre el ventilador para la anestesia y la máquina de anestesia. La relación Flujo - presión del ventilador para la anestesia depende básicamente de los l/min liberados por la máquina de anestesia. Para los casos en que existe gas

excedente en el circuito de suministro y de paciente, para impedir la generación de un PEEP elevado y la sobrepresión se integra un sistema de evacuación del excedente de gas (Válvula de Excesos "pop-off"), figura 55.

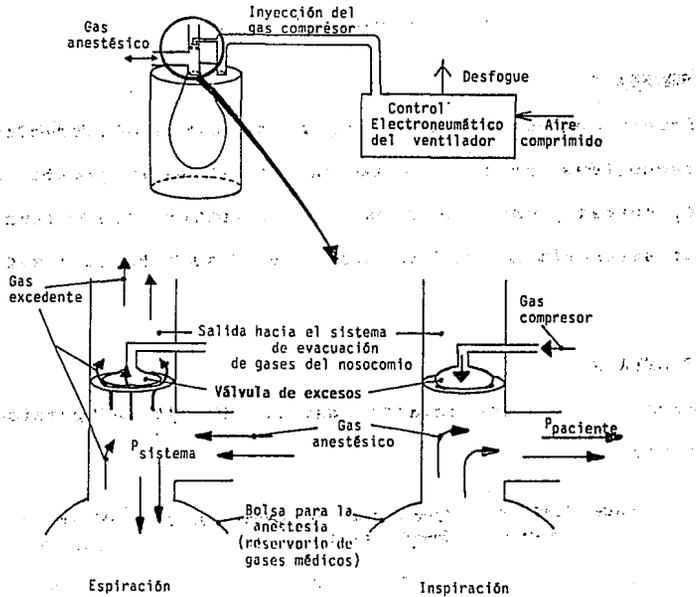


FIG. 55 Válvula de excesos ("pop-off"). La resistencia a la sobre-expansión de la bolsa y el gas excedente en el sistema generan un nivel de presión: a) si,  $P_{sistema} > P_{peso \text{ de la válvula}}$ , el exceso del gas saldrá hacia el conducto de evacuación de los gases, b) el gas dejará de escaparse cuando  $P_{sistema} = P_{peso \text{ de la válvula}}$ , o c) en el caso de  $P_{sistema} < P_{peso \text{ de la válvula}} + P_{gas \text{ compresor}}$ , o sea, durante la inspiración

Por otra parte, el rango de frecuencias apropiado para la anestesia en adultos no rebasa las 15 resp/min y si, disminuye hasta llegar a 6 res/min. Tomando en cuenta todas las consideraciones anteriores, en las siguientes páginas se muestran las pruebas ejecutadas.

### PRUEBA 1.

Prueba de consistencia o aguante. Las condiciones externas requeridas para la realización de esta prueba no eran las adecuadas, por lo cual, la prueba de funcionamiento y consistencia por 2 000 horas ( 84 días ) no se llevó a cabo.

### PRUEBA 2.

Prueba de comportamiento de las curvas de presión, volumen y flujo :

# Prueba	Compliancia ( ml/cmH <sub>2</sub> O )	Resistencia ( cmH <sub>2</sub> O/l/s )	V <sub>T</sub> ( ml )	Frecuencia ( resp/min )	I:E	P <sub>AW</sub>	PEEP ( cmH <sub>2</sub> O )	P <sub>L</sub>	Flujo insp. ( l/min )
2.1	50	20	400	20	1:2	22	0	-	13.6
2.2	50	20	486	15.3	1:1	12.3	1.5	11.9	14
2.3	50	20	524	15.3	1:1	12.7	2.3	12.6	16
2.4	50	20	565	16	1:1	15.5	3.3	14.1	18

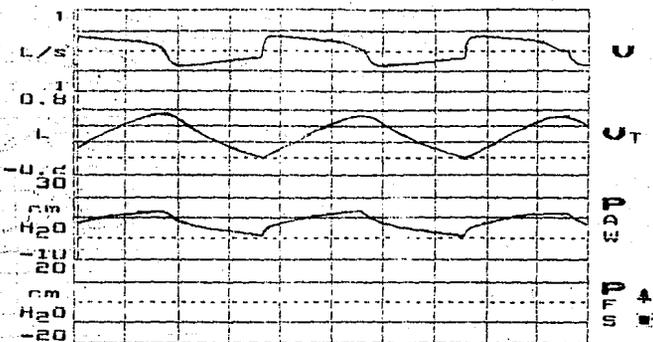
Prueba 1



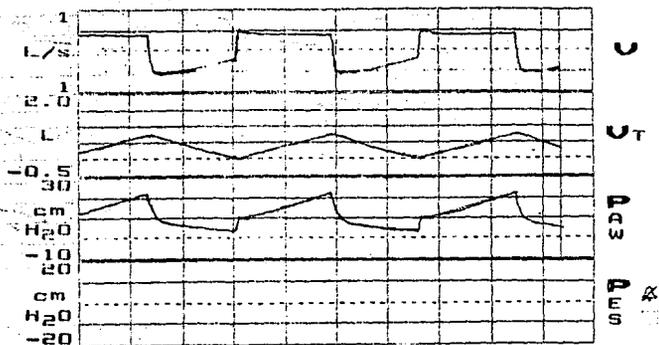
Prueba 2



Prueba 3



Prueba 4

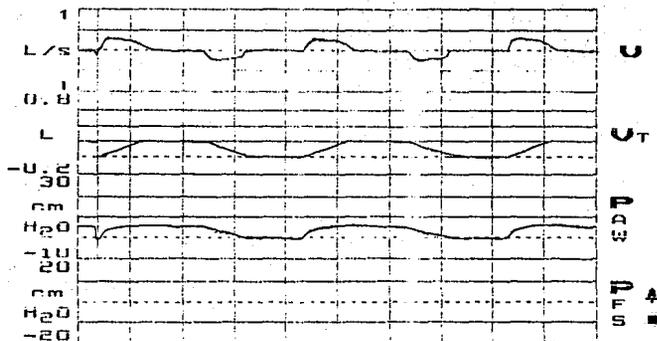


## PRUEBA 3.

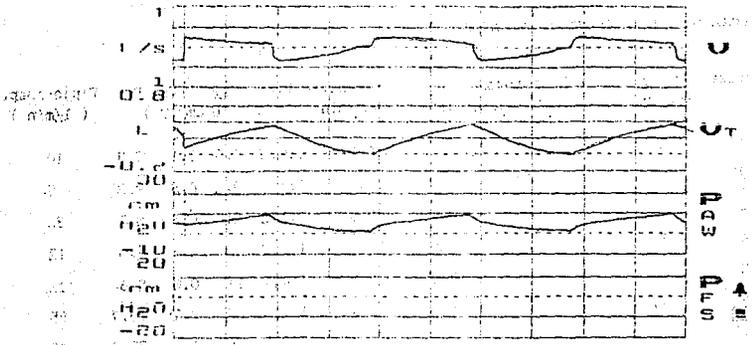
Prueba de comportamiento del volumen ( determinación del volumen máximo y el volumen mínimo ) :

# Prueba	Compliancia (ml/cmH <sub>2</sub> O)	Resistencia (cmH <sub>2</sub> O/l/s)	V <sub>T</sub> (ml)	Frecuencia (resp/min)	I:E	P <sub>AW</sub>	PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	P <sub>L</sub>	Flujo insp. ( l/min )
1	50	20	189	15.3	1:1.5	6.3	1.1	5.8	14
2	50	20	302	15.2	1:1	9.2	0.8	9.2	9
3	50	20	317	12.8	1:1.6	21	0.8	8.5	32
4	50	20	325	12.8	1:1.7	15	0.8	8.5	12
5	50	20	330	12.8	1:1.7	11	0.8	8.6	12
6	50	20	822	19.9	1:2.3	52	2.2	18.7	55
7	50	20	931	13.2	1:2.7	41	1.1	20.8	46
8	50	20	1311	11.5	1:1.8	44	1.5	29.1	43
9	50	20	1372	11.5	1:1.7	52	1.6	29.8	51
10	50	20	1548	9.5	1:2.7	66	2.6	34.9	57
11	50	20	880	7.2	1:3	22	0		

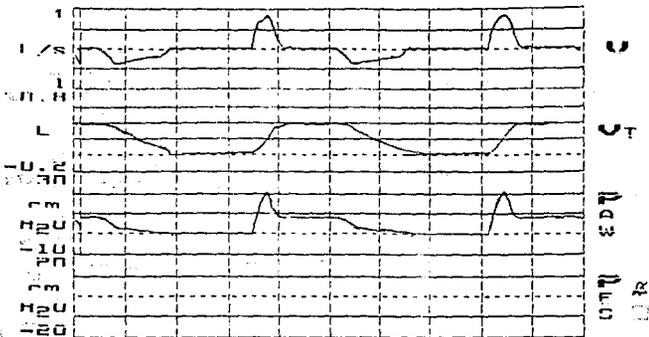
## Prueba 1



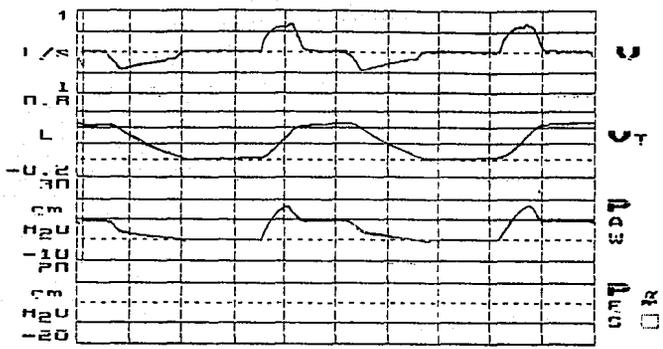
Prueba 2



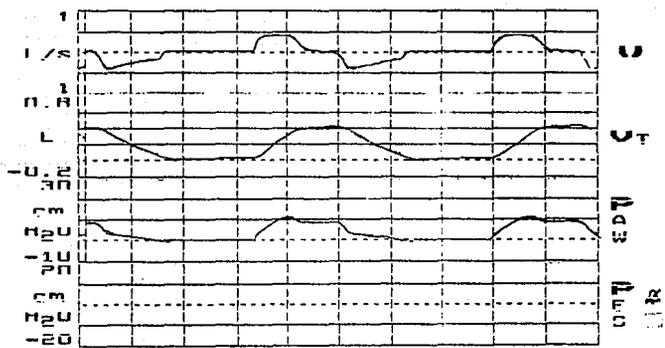
Prueba 3



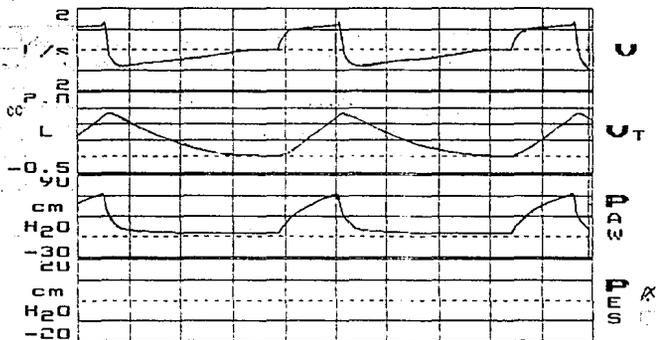
Prueba 4



Prueba 5



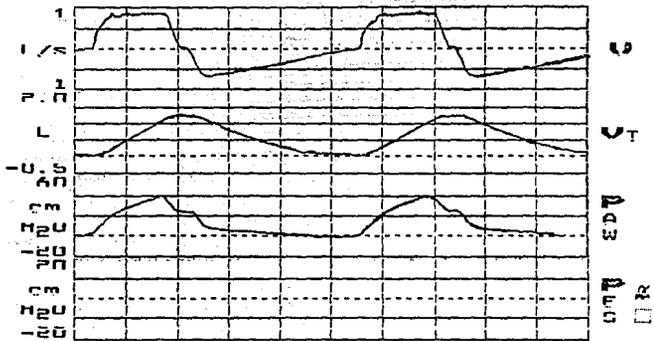
Prueba 6



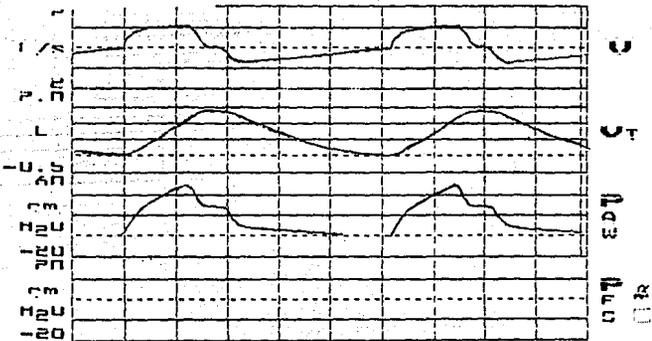
Prueba 7



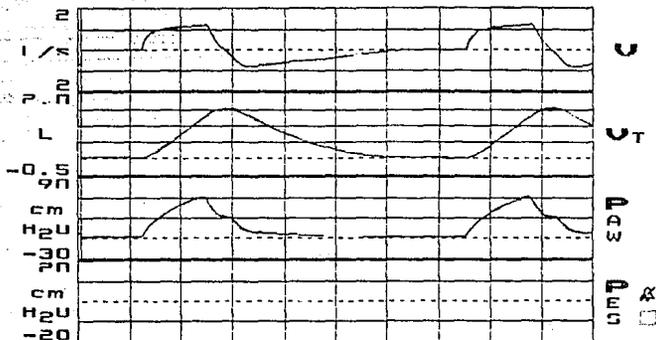
Prueba 8



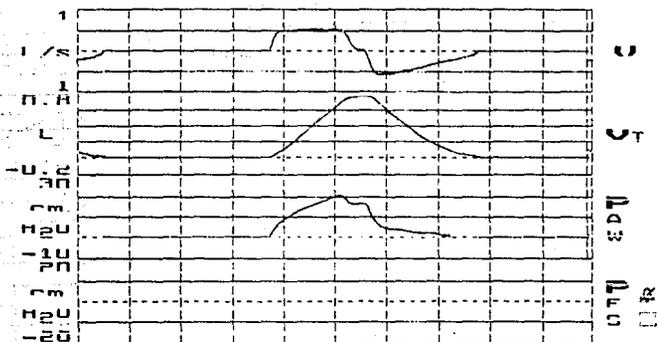
Prueba 9



Prueba 10



Prueba 11



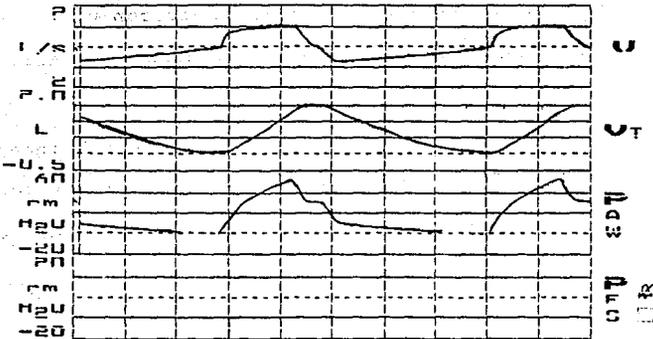
Al analizar tenemos que a 189 ml de volumen corriente se genera un PEEP de 1.1 cmH<sub>2</sub>O, es decir, que la presión del circuito de suministro y paciente no es suficiente para abrir la válvula de excesos y desaparecer el PEEP; sin embargo, el PEEP de 1.1 cmH<sub>2</sub>O esta por debajo del límite de 2 cmH<sub>2</sub>O que se señala como práctico.

Por otra parte, a los 1 548 ml, la válvula de excesos no tiene capacidad para eliminar todo el gas excedente, tal que permite la generación de un PEEP de 2.6 cmH<sub>2</sub>O. No debe olvidarse que la cantidad de gas excedente depende de los l/min que el sistema de suministro de anestesia libera hacia el ventilador.



Por lo que se refiere a los objetivos que se fijaron al principio del desarrollo del presente trabajo es posible concluir lo siguiente :

1. Se ha logrado que los modelos de presión y flujo generados por el ventilador desarrollado sean fisiológicos, aún cuando no son modelos senoidales. La forma de onda del flujo generado es cuadrada con una espiración instantánea libre de cualquier tipo de resistencia, y la forma de onda de la presión es acelerada :



2. Los resultados del desarrollo e integración del sistema de doble circuito han sido buenos dado que,

a) se ha sustituido el fuelle, comúnmente usado, por una bolsa para la anestesia, obteniendo un fácil control de los modelos de presión y flujo

b) los modelos de presión y flujo anteriormente descritos son el resultado directo de este sistema de doble circuito

c) este sistema de doble circuito ha mejorado el control sobre el flujo y la presión de los gases anestésicos, además de reducir la posibilidad de daño que implica el trabajar con un sistema que inyecta gas a presión directamente a los pulmones del paciente

d) con el sistema de Válvulas de Excesos "pop-off" integrado a este sistema de doble circuito se ha limitado la generación de un PEEP a 1.1 cmH<sub>2</sub>O a un volumen corriente menor a 1.548 ml, y a 2.6 cmH<sub>2</sub>O a un volumen corriente mayor a 1.548 ml

3. El sistema de monitoreo se ha ampliado a la integración de

a) un transductor de presión que monitorea en forma continúa la presión de las vías aéreas del paciente a través de la " Y " del circuito de paciente. Su rango de monitoreo va de -100 a + 100 cmH<sub>2</sub>O. Además, el valor numérico de la presión es desplegado en forma visual. Inherentemente a éste transductor también se integró un manómetro aneroide para el mismo fin como sistema de respaldo

b) un sistema para el monitoreo de volumen, el cual, consiste de un mecanismo de veleta con disco ranurado, un frecuencímetro y un sistema de despliegue visual. El principio de funcionamiento de este mecanismo es empleado actualmente en los sistemas de suministro de anestesia más modernos dada su eficiencia, bajo costo y mantenimiento. El rango de medición logrado con este mecanismo es de 287 a 1 217 ml por respiración

4. Respecto a los sistemas de control principales se realizaron las siguientes mejoras:

a) El sistema de control de la frecuencia respiratoria es un control digital, en el cual, la frecuencia de los pulsos digitales es 12 veces mayor a la frecuencia de respiración con el propósito de aumentar la inmunidad del control al ruido

eléctrico. Conjuntamente y también para inmunizar la activación de la válvula electromagnética se utilizan pulsos digitales de alta frecuencia y 120 V AC para alimentarla. El rango de frecuencia respiratoria es de 6 a 24 resp/min y es seleccionada por el usuario.

b) La relación I:E es controlada en forma derivada del sistema de control de la frecuencia respiratoria mediante un circuito lógico de compuertas. De éste sistema se origina la señal de activación del circuito de la válvula electromagnética. El rango de la relación I:E es de 3:1, 1:1, 1:2, y 1:3 y es seleccionada por el usuario.

c) El flujo hacia el paciente es controlado por un regulador de flujo e inherentemente por un regulador de presión previos a la válvula electromagnética. El control es manipulado por el usuario.

d) La presión está limitada a 100 cmH<sub>2</sub>O por un regulador previo al regulador de flujo y a la válvula electromagnética.

5) A lo largo del desarrollo del Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia, se trató de reducir y optimizar los costos. El

costo total aproximado de los elementos y componentes es de N\$ 5 500 + 8 000 del transductor de presión + el costo del montaje y el chásis dado que no hubo tiempo y presupuesto para realizar éste último. Es importante recalcar que los gastos del sistema de doble circuito disminuyeron ampliamente como consecuencia de la integración de la bolsa de respiración que es aproximadamente 50 veces más económica que el fuelle

6. La mayor parte de los componentes y materiales empleados en la implementación del ventilador son conseguidos fácilmente en México, excepto el transductor de presión para la medición de la presión de las vías aéreas. Este hecho disminuye la posibilidad de tiempos muertos del equipo por falta de refacciones, información y de mantenimiento

7. El desarrollo del Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia se ha hecho bajo las Normas ANSI, ASTM y AAMI

Es recomendable que en un siguiente trabajo se concluya el prototipo del Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia con todos los implementos para su operación por parte de un usuario

ajeno a su desarrollo, es decir, del verdadero usuario en la vida diaria, esto es, del grupo médico y paramédico.

No debe olvidarse que es necesario que el Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia debe pasar por una evaluación y validación a nivel experimental con animales antes de evaluarse con pacientes humanos.

### Especificaciones del Ventilador Mecánico Pulmonar para la Anestesia desarrollado :

- Presión de los gases de alimentación neumática : 3.16 - 3.9 kg./cm<sup>2</sup> con una variación máxima del 5%, aire y oxígeno
- Suministro eléctrico : 120 V AC, 60 Hz
- Ventilador ciclado por volumen y tiempo
- Modelos de flujo y presión: cuadrado y acelerado, respectivamente
- Sistema de doble circuito
- Controles manuales de perilla para la selección de la frecuencia respiratoria, la relación I:E, el volumen corriente
- Máximo límite de presión generada a un volumen corriente de 2 l, a una frecuencia de 24 resp/min y una relación I:E de 1:3 : 100 cmH<sub>2</sub>O
- Rango de operación del volumen corriente ( sujeto a monitoreo ) : 287 a 1 217 ml

- Rango de medición de la presión en vías aéreas : -100 a + 100 cmH<sub>2</sub>O
- Rango de seleccionable de la frecuencia respiratoria : 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20 , 22, 24 resp/min
- Rango seleccionable de la relación I:E : 1:3, 1:1, 1:2 y 1:3
- Despliegue visual continuo de la presión en las vías aéreas y del volumen corriente

Resumiendo, los objetivos del presente trabajo se han cumplido, y los resultados han superado a los esperados.

Por último, cabe señalar que la existencia de nosocomios y clínicas particulaes y públicas y el crecimiento de la población y de servicios en México debería ejercer cierta presión. motivación, y propociar para que cada día más gente, más profesionales, más empresas e instituciones de educación se dediquen al impulso, mejoramiento y desarrollo de los equipos médicos, de las contrucciones e instalaciones hospitalarias y en general de los servicios de salud.

601. ...

602. ...

603. ...

604. ...

605. ...

606. ...

607. ...

608. ...

609. ...

610. ...

**APENDICE**

**A**

**CARACTERISTICAS DE LOS  
COMPONENTES DE LA PROPUESTA  
DESARROLLADA**

**CARACTERISTICAS DE LOS COMPONENTES DE LA PROPUESTA  
DESARROLLADA**

**1) Reservorio de gases médicos**

**a) Marca :** RUSH & SIEMENS-ELEMA

**b) Procedencia :** WEST-GERMANY

**c) Uso :** El uso que se le da es el mismo para el que se emplea generalmente, esto es, como bolsa contenedora de los gases médicos que se pretenden suministrar al paciente

**d) Mecanismo de accionamiento :** Por medios externos o en forma manual. En nuestro caso, se acciona en forma neumática mediante un gas a alta presión

**e) Ventajas :** Bajo normas de estandarización, reusable con un tiempo de vida largo

**f) Tipo de material de que esta hecho :** Goma industrializada con características anti-estáticas

**g) Dimensiones :** De forma ovoide. Longitud del eje mayor de 25 cm, longitud del eje menor de 12 cm y pliegues de 5 cm por hoja. Con la bolsa inflada nominalmente se tiene un perímetro de 52 cm y un diámetro de 16.5 cm.

**h) Características generales :** Flexible, con compliance de y una resistencia acorde a las normas ISO

- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia ) :** 0 litros a 2 litros
- j) **Set de operación :** 2 litros de capacidad nominal
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema :**  
Colocada en el interior del contenedor del gas impulsor, sujeta directamente a la vía de entrada-salida de los gases médicos
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones :** Tubo que entra a la boca de la bolsa con diámetro exterior de 22 mm e interior de 19 mm
- m) **Sistemas auxiliares :** Anillo para asegurar la sujeción de la bolsa
- n) **Costo :** N\$ 120
- ñ) **Representante nacional :** Siemens de México

## 2) Contenedor del gas impulsor

- a) **Marca :** Elaborado particularmente para este uso
- b) **Procedencia :** Nacional. México, D.F.
- c) **Uso :** Contenedor de aire comprimido
- d) **Mecanismo de accionamiento :** Ninguno, Únicamente se emplea como un contenedor
- e) **Ventajas :** De fácil fabricación, bajo costo y la transparencia del material con que esta hecho permite la visibilidad de la compresión de la bolsa, y facilita la

la detección de fallas y el diagnóstico clínico

- f) **Tipo del material de fabricación** : Cilindro de acrílico transparente y tapas de aluminio
- g) **Dimensiones** : Cilindro con diámetro interior de 14.5 cm, espesor de la pared de acrílico de 3mm, diámetro exterior de 15.1 cm y una altura de 26.8 cm
- h) **Características generales** : El espesor de la pared del cilindro y la uniformidad de la presión aplicada a éstas, permiten que soporte presiones de hasta 7 kg./cm<sup>2</sup>
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia )** : Volumen de 4 425.3 cm<sup>3</sup> ( 4.4253 litros ) a una presión de 0 a 0.2 bar
- j) **Set de operación** : El mismo que el rango de operación
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema** : Posición vertical, colocado entre la unidad de control electroneumática y el sistema de paciente
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones** : Dos orificios de 22 mm de diámetro en la tapa superior del cilindro
- m) **Sistemas auxiliares** : Ninguno
- n) **Costo** : N\$ 170

### 3) Regulador de flujo

- a) **Marca** : FESTO
- b) **Procedencia** : FESTO México. Algunas piezas importadas de

Alemania y otras fabricadas en México, pero todo el ensamble se realiza en México

- c) **Uso :** Regulador de flujo del gas impulsor
- d) **Mecanismo de accionamiento :** Manual. Principio de aguja
- e) **Ventajas :** Diámetro de paso grande 3/8" ( baja resistencia ), número de vueltas elevado, en este caso, de 20 vueltas dando por resultado un amplio rango de ajuste
- f) **Tipo del material de fabricación :** Aluminio
- g) **Dimensiones :** Con forma de prisma rectangular : 6.2 cm x 3.3 cm x 2.6 cm, vástago central de 5cm de largo y perilla de 1.7 cm de diámetro y espesor de 0.9 cm
- h) **Características generales :** Regulador de caudal GR-3/8 B, artículo 6308, diámetro de paso equivalente 7/9 mm, caudal nominal de 0 - 1000, 1150 l/min
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia ) :** 0.1 - 10 bar
- j) **Set de operación :** 10 vueltas de rango de operación. 5 vueltas de cada extremo fueron suprimidas por no afectar el flujo
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema :** Después del regulador de presión, manómetro y manguera y antes de la válvula electromagnética
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones :** Nipple de 3/8" a 1/2" y nipple de 3/8" a 3/8"

- m) **Sistemas auxiliares** : Ninguno
- n) **Costo** : N\$ 188.89
- m) **Representante nacional** : FESTO

#### 4) **Regulador de baja presión**

- a) **Marca** : FESTO
- b) **Procedencia** : FESTO México. Algunas piezas importadas de Alemania y otras fabricadas en México, pero todo el ensamble se realiza en México
- c) **Uso** : Regulador de baja presión para controlar gas impulsor
- d) **Mecanismo de accionamiento** : Control por resorte y valva
- e) **Ventajas** : De tamaño pequeño, ajuste fino, especial para presiones bajas
- f) **Tipo del material de fabricación** : Aluminio
- g) **Dimensiones** : Base con forma de prisma rectangular de 5.4 cm x 5.4 cm x 3 cm con vástago en forma de cono trunco de 3.8 cm de diámetro de base y 2.5 cm de diámetro superior
- h) **Características generales** : Regulador de baja presión LRN-1/4 F-B, artículo 13232 con tapón y tuerca de seguridad para impedir la modificación del límite de presión de trabajo hacia el circuito del paciente
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia )** : 0 a 10,15 psi , P<sub>máx</sub> 8 bar a la entrada y 116 psi a la salida
- j) **Set de operación** : 0.1 - 0.2 psi

**k) Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema :**

Después del distribuidor de la unidad de mantenimiento y antes de la manguera del regulador de flujo

**l) Tipo y medida de las conexiones e interconexiones : Dos nipples de 1/4"****m) Sistemas auxiliares : Manómetro de 0 - 2.5 bar (36 psi), FESTO****n) Costo : N\$ 752.39 y el manómetro : N\$ 49.44****ñ) Representante nacional : FESTO****5) Transductor de presión****a) Marca : SIEMENS****b) Procedencia : Alemania****c) Uso : Medición de la presión en vías aéreas****d) Mecanismo de accionamiento : La presión actúa directamente sobre una membrana en la cual está moleado un strain gauge. Las resistencias strain gauge están conectadas a una parte de un puente de Wheatstone en la tarjeta de interface del transductor de presión****e) Ventajas : La señal de voltaje de salida del amplificador de presión es proporcional a la presión del gas aplicada****f) Tipo del material de fabricación : La vía es de plástico y la membrana en que está montado el strain gauge es de silicón, todo montado en un soporte de plástico que además**

- contiene los conectores que van a la tarjeta de interface
- g) **Dimensiones** : Base de 4 cm x 4 cm, altura del transductor de 4.5 cm
- h) **Características generales** : Tres terminales, protección del strain gauge por una vía canal de PVC
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia )** : - 100 cmH<sub>2</sub>O a + 100 cmH<sub>2</sub>O
- j) **Set de operación** : El mismo que el rango de operación
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema** : La muestra de gas en las vías aéreas se toma en la " Y " del circuito del paciente mediante una manguera que esta conectada en su otro extremo a un filtro y éste a su vez, esta conectado a la vía del transductor de presión. El transductor de presión se localiza dentro del chásis del ventilador
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones** :  
Diámetro interior de la manguera de toma de muestra y del filtro : 5 mm
- m) **Sistemas auxiliares** :
- Conector de toma de muestra en la " Y " del circuito de paciente
  - Manguera de muestreo
  - Filtro bacteriano
  - Sistema de interface

n) Costo : N\$ 8 000

f) Representante nacional : SIEMENS DE MEXICO

6) Sensor de flujo

a) Marca : Fabricado para este fin

b) Procedencia : D.F. MEXICO

c) Uso : Medición del volumen corriente y volumen minuto en el sistema Ventilador-Paciente

d) Mecanismo de accionamiento : Sistema de Veleta con frecuencímetro o tacómetro

e) Ventajas : Baja resistencia al flujo, bajo costo y compacto

f) Tipo del material de fabricación : La veleta es de papel metalizado y la carcasa es de aluminio

g) Dimensiones : Cilindro de 3.5 cm de diámetro y longitud de 5 cm

h) Características generales : La veleta se encuentra sujeta a un eje en el cual esta montado el disco ranurado necesario para medir el volumen corriente

i) Rango de operación ( resolución, tolerancia ) : 100 - 150 ml a 1000 - 1200 ml por respiración

j) Set de operación : En todo el rango de operación

k) Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema : El gas que el ventilador manda al paciente sale por la vía de la carcasa del sensor de flujo a la cual se conecta la

manguera del sistema auxiliar de la máquina de anestesia

**l) Tipo y medida de las conexiones e interconexiones :**

Diámetro exterior de las vías de la carcasa del sensor de flujo : 19 mm

**m) Sistemas auxiliares :** Frecuencímetro o tacómetro

**n) Costo :**

**ñ) Representante nacional :** -

**7) Unidad de mantenimiento**

**a) Marca :** Norgren, modelo . B06-01-A2KD

**b) Procedencia :** Nacional

**c) Uso :** Recolección de humedad y partículas de materia del aire de suministro al ventilador y regulador de la presión del aire de entrada

**d) Mecanismo de accionamiento :** Entrada del gas a la unidad por el exterior del filtro y salida del gas por el interior del filtro. Vaso con llave de purga de accionamiento manual

**e) Ventajas :** Limpia el aire de suministro para evitar la posible corrosión y obstrucción en el sistema electroneumático del ventilador

**f) Tipo del material de fabricación :** Filtro de policarbonato de 0.3 u y vaso de plástico

**g) Dimensiones :** Se puede considerar de forma cilíndrica con diámetro de 3.8 cm y altura de 11.5 cm con vaso de 3.2 cm

de base y 7 cm de altura

- h) **Características generales :** Compuesto de un regulador de presión y un filtro
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia ) :** 0.14 - 7 bar. 10 bar y 50 grados centígrados como máximo
- j) **Set de operación :** 0 - 3.5 kg./cm<sup>2</sup>
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema :**  
Colocado en el exterior del chásis del ventilador; es la entrada del gas comprimido al equipo. La salida de la unidad de mantenimiento va a un distribuidor del sistema electroneumático
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones :** Todas de 1/4 " Coples
- m) **Sistemas auxiliares :** Manómetro de presión con un rango de 0 a 9 kg./cm<sup>2</sup>
- n) **Costo :** N\$ 100

#### 8) **Válvula electromagnética**

- a) **Marca :** FESTO
- b) **Procedencia :** FESTO México. Algunas piezas importadas de Alemania y otras fabricadas en México, pero todo el ensamble se realiza en México
- c) **Uso :** Válvula control de paso y desfogue del gas impulsor
- d) **Mecanismo de accionamiento :** Elatroneumático con piloto

auxiliar

- e) **Ventajas** : Tiempo de respuesta pequeño, desfogue rápido y de baja resistencia
- f) **Tipo del material de fabricación** : Aluminio, plástico y válvula eléctrica
- g) **Dimensiones** : Prisma rectangular de 5.2 cm x 7.09 cm x 13.7 cm de altura. Tamaño de la bobina : 2.2 cm x 3 cm
- h) **Características generales** : Válvula electromagnética Typ 7960, MFH - 3 - 1/2 S con diámetro de paso equivalente de 14 mm, caudal nominal de 3700 l/min y tiempo MFH de 30/90 ms
- i) **Rango de operación ( resolución, tolerancia )** :
- 1 - 0.95 a 10 bar
  - 91 - 3.8 a 142 psi
  - 1 a 8 bar
  - 19.5 a 116 psi
- j) **Set de operación** : 0.1 a 0.2 bar
- k) **Lugar, colocación o posición que ocupa en el sistema** :  
Localizado entre el regulador de flujo y el tubo del contenedor del gas impulsor
- l) **Tipo y medida de las conexiones e interconexiones** : Copple para la entrada y salida de 1/2 " y para el piloto de 1/8 "
- m) **Sistemas auxiliares** : Silenciador para el desfogue del piloto

n) Costo : N\$ 633.42 más N\$ 39.98 del indicador para la bobina  
más N\$ 56.57 de la bobina

f) Representante nacional : FESTO

**APENDICE**

**B**

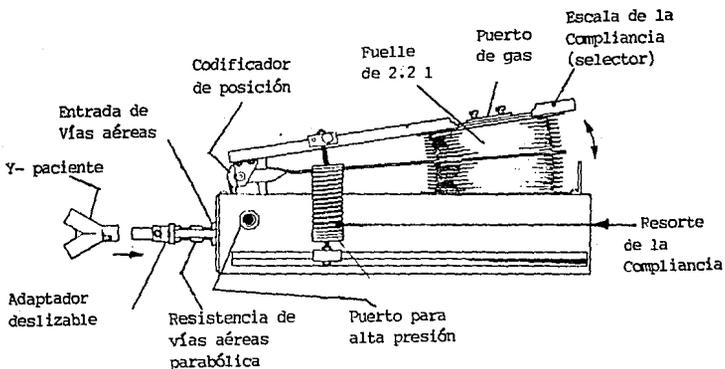
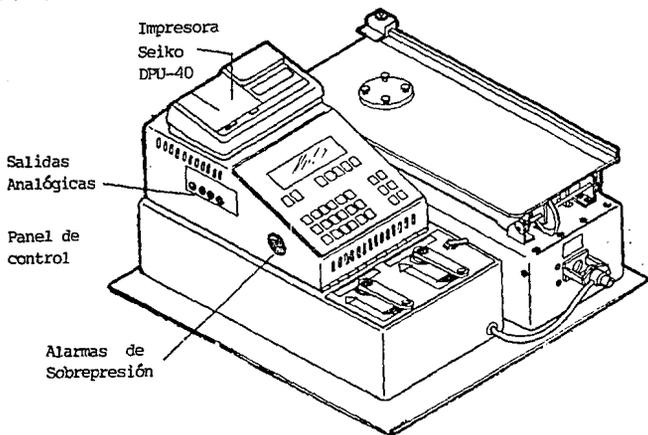
**PROBADOR DE VENTILADOR VT-2**

**PROBADOR DE VENTILADOR VT-2<sup>(48)</sup>**

El probador de ventilador VT-2, marca Bio-Tek Instruments, Inc. es un dispositivo que simula condiciones de carga de un paciente normal o con alguna patología pulmonar o de las vías respiratorias. Este equipo está diseñado para compensar la presión barométrica, la temperatura, la humedad relativa, la compresibilidad de los gases bajo condiciones de respiración dinámica, las presiones parciales de diferentes mezclas de gases, las diferentes impedancias pulmonares de resistencias de las vías aéreas y de compliancia, así como las unidades de referencia de los gases ( ATPU, ATPY, BTPS, NTPD y STPD ).

A continuación se listan las características específicas del probador :

- Probador de ventiladores dedicados a adultos y a infantes
- Proporción 28 mediciones a través de 13 modos de prueba
- Resultados de prueba en 2 a 4 ciclos por respiración
- Corrección para las condiciones atmosféricas y de gas
- Diversidad de selección de 6 unidades de referencia para volúmenes y flujos



Probador de Ventilador VT-2 Bio-Tek.

Figura superior : frente y panel de control

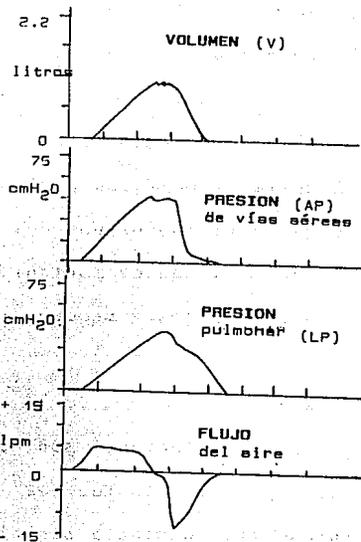
Figura inferior : perfil que muestra el pulmón del probador

- Despliegue de formas de onda del volumen, del flujo y dos de presión
- Salidas analógicas del volumen, flujo y presión en las vías aéreas
- Auto-prueba para verificar los controles del ventilador
- Auto-repetición/prueba completa para 15 mediciones
- Mediciones generales del flujo y presión
- Puerto para impresor con interface RS232
- Cumple con los estándares ANSI, ISO, ASTM
- Tendencias del volumen corriente
- Pruebas con impedancias pulmonares
- Prueba de fugas
- Prueba de compliancia
- Basado en microprocesador
- Pantalla gráfica LCD, 6 líneas donde pueden observarse los datos numéricos y las formas de onda del volumen, flujo y presión
- Menu guía de operación
- Fácil verificación de la calibración

El Probador de Ventiladores VT-2 Bio-Tek puede ser usado por las siguientes organizaciones y agencias :

1. Agencias de regulación Federal
2. Organizaciones para la evaluación de equipo médico

Formas de onda desplegadas  
por el probador VT -2



FULL TEST	09/14/93
Vent. ID:	1:11 PM
-----	
Resistor Value:	
-----	
Test Settings:	
-----	
Compliance =	.85
Alms. Pressure =	600 mmHg
R.H. =	50 %
Gas Temperature =	25 deg C
-----	
Breath Rate =	12.9 BPM
I:E Ratio =	1: 1.5
Tidal Volume =	0.301 L ATPX
Minute Volume =	4.23 L BTPS
Insp. Time =	1.8 Seconds
Insp. Hold =	1.3 Seconds
Expir. Time =	2.8 Seconds
Expir. Hold =	1.6 Seconds
Cycle Time =	4.7 Seconds
Peak Airway Pr. =	26.1 cmH2O
Peak Lung Pr. =	8.2 cmH2O
End Expir. Pr. =	0.8 cmH2O
Mean Airway Pr. =	4.6 cmH2O
Insp. Flow =	34 LPM ATPX
Exp. Flow =	14 LPM ATPX

Copia impresa de los datos  
proporcionados por el  
probador VT-2

3. Terapistas respiratorios y fisiologistas pulmonares
4. Ingenieros Clínicos o Biomédicos y técnicos hospitalarios
5. Fabricantes, vendedores, inspectores, calibradores, departamentos de control de calidad, producción, diseño y de servicio de ventiladores pulmonares
6. Escuelas y colegios profesionales
7. Organizaciones de entrenamiento
8. Organizaciones de mantenimiento preventivo y servicio
9. Distribuidores y productores representantes

#### Aplicaciones :

Los ventiladores son usados como dispositivos de soporte vital, por lo tanto, es importante que su operación sea clínicamente aceptable sin riesgo potencial para el paciente.

El probador de ventilador esta dedicado para probar el funcionamiento de ventiladores :

neonatales,  
 pediátricos  
 cuidado crítico de adulto  
 cuidado casero  
 anestesia  
 transporte

Otras aplicaciones son :

Prueba de

1. Filtro bacteriano
2. Válvula del circuito de respiración
3. Jeringas de calibración
4. Compresores
5. Dispositivos de CPAP/PEEP
6. Válvulas de demanda
7. Medidores de flujo
8. Reguladores de flujo
9. Máquinas IPPB
10. Circuitos de respiración de paciente
11. Medidores y manómetros de presión
12. Reguladores de presión
13. Válvulas de desfogue de presión
14. Equipo de prueba de la función pulmonar
15. Resuscitadores
16. Respirómetros
17. Espirómetros
18. Ventiladores
19. Salidas de pared de aire y gas

Además de estas pruebas sobre el equipo y sus medios externos, también se pueden observar los efectos de la ventilación artificial en pacientes, por ejemplo :

1. El probador puede ayudar en el diagnóstico de falla del

ventilador al lado de la cama del paciente

2. El probador puede ser usado por los fabricantes y médicos para asegurar una apropiada operación durante tratamientos prolongados de pacientes por simulación actual de las condiciones del paciente
3. El probador de ventilador podría ser usado en conjunción con un ventilador sincronómetro para investigar incidentes de pneumotorax, inestabilidad hemodinámica y otros síndromes respiratorios durante la ventilación infantil.
4. El dispositivo podría ser usado en el desarrollo de ventiladores, y para determinar sus aplicaciones apropiadas en pacientes
5. Los estudios pueden ser conducidos y la obtención realista de resultados para determinar la perfusión y la transferencia de masa en los pulmones, terapia apropiada durante el cuidado intensivo, liberación del porcentaje de oxígeno y concentración del dióxido de carbono en los pulmones, mecánica respiratoria e impedancia pulmonar, trabajo de respiración y eficiencia de la prueba de ejercicio, y los sistemas remotos de alarma/supervivencia del ventilador
6. El dispositivo puede ser integrado con un sistema de manejo de paciente para determinar el tratamiento apropiado

Datos técnicos de las mediciones del probador de ventiladores VT-

**2 Bio-Tek****Volumen :**

**Principio de medición :** La posición del pulmón da directamente las lecturas del volumen.

**Dispositivo de medición :** Codificador óptico de desplazamiento angular

**Rango :** 0 - 2.2 l ATPX

**Resolución :** 0.01 l; resolución del decodificador 2.5 ml/cuenta

**Razón de muestreo :** Mínimo 100/s; máximo 100 muestras/respiración

**Razón de datos en la pantalla :** Mínimo 10/s; máximo depende de las respiraciones por minuto del modo seleccionado.

**Retardo de medición :** Tiempo para un incremento de 5 ml en el volumen del pulmón ( 2 cuentas )

**Concesión de exactitud :** ±3% f.s. entre 0.3 - 2.2 l ATPX & 15 - 50 °C arriba de 250 lpm (incluidos todos los factores de corrección )

**Referencia de prueba/calibración :** NBS calibrado 0.5, 1.0 y 2.0 l con jeringas cada una con 1% f.s. de tolerancia; 0.001%

de las lecturas del timer

**Módulo de prueba de carga/pulmón :** Pulmón TTL modificado; 1.8 l RV, 2.21 TV; indicado por los estándares NBS, ANSI, ISO y la ASTM

**Corrección de la presión :** Compensación de la presión pulmonar

dinámica/instantánea realizada automáticamente con cada ciclo de respiración

Unidades de referencia : ATPD, ATPX, ATPS, STPD, BTPS, y NTPD

Lecturas desplegadas : Volumen corriente, volumen minuto, volumen por respiración, volumen espirado, % de variación del volumen, respiraciones por minuto, relación I:E, tiempo de pausa, tiempo inspiratorio y espiratorio, presión pico, presión media, PEEP, etc.

Salidas analógicas : Calibradas, salida de registro en tiempo real

Salidas de impresión : Puerto paralelo Centronics con impresora y cable

Salida RS232 : Estándar, automáticamente envía los datos desplegados

Pantalla, despliegue de formas de onda : Para volumen, presión de las vías aéreas y presión pulmonar, y flujo inspiratorio y espiratorio

#### Flujo :

Principio de medición : Volumen liberado dividido por tiempo

Dispositivo de medición : Codificado or óptico de desplazamiento angular

Rango : 0 - 250 lpm

Resolución : 1 lpm

Razón de muestreo : Mínimo 100/s, máximo 100 muestras por

## respiración

Razón de datos en la pantalla : Mínimo 10/s; máximo depende de las respiraciones por minuto del modo seleccionado.

Retardo de medición : Tiempo para un incremento de 5 ml en el volumen del pulmón ( 2 cuentas )

Concesión de exactitud :

Flujo bajo : 3% f.s. arriba de 250 lpm incluyendo todas las correcciones ( entre 15-50 °C )

Flujo alto : las misma que para el flujo bajo

Referencia de prueba/calibración : NBS calibrado 0.5, 1.0 y 2.0 l con jeringas cada una con 1% f.s. de tolerancia; 0.001% de las lecturas del timer

Corrección de la mezcla de gases : Mediciones de flujo de cualquier mezcla de gas

Lecturas desplegadas : Razón de flujo inspirado, espirado, pico, e instantáneo, así como fugas de flujo

Salidas analógicas : Calibradas, salida de registro en tiempo real

Salidas de impresión : Puerto paralelo Centronics con impresora y cable

Salida RS232 : Estándar, automáticamente envía los datos desplegados

Otras especificaciones son :

Salidas analógicas :

Volumen 1 volt = 1 litro ( adulto )

Flujo 1 volt = 50 LPM ( adulto )

Presión en vías

aéreas 1 volt = 20 cmH<sub>2</sub>O ( inf. y adulto )

Compliancia ( C , l/cmH<sub>2</sub>O, por ANSI ) :

Adulto	Infante
0.05 ( C50 )	0.003 ( C3 )
0.02 ( C20 )	0.001 ( C1 )
0.01 ( C10 )	

Resistor de vías aéreas ( Rp, cmH<sub>2</sub>O/1/min, por ANSI ) :

Adulto	Infante
50	400
20	200
5	

( todos los resistores son del tipo parabólico )

#### Datos técnicos :

Auto-cero : Cada vez que una prueba es seleccionada o cada 10 minutos, en cualquier modo, se calibran los transductores de presión. El cero manual es para presiones externas

Alarma audible de sobrepresión : Sobre 125 cmH<sub>2</sub>O en pulmones de infante o adulto

Control de computadora : Compatible con PC, IBM, 25 pines y conector tipo D, macho a hembra, Puerto RS232, 2400 Baud, 8 Bits

Interface de impresora : Salida paralela Centronics

Entrada de energía : Interruptor seleccionable 100/115/230 V AC,  
50/60 Hz, 60 V A

Salida de energía : 115 V AC, 50/60 Hz, 20 Watts ( para  
suministro de la impresora )

Tiempo de calentamiento : 15 minutos después de encenderlo y 15°C  
la temperatura del cuarto en el que se encuentra instalado

Temperatura de operación : 15 a 50 °C

Dimensiones : VT-2 : 62.2 cm x 50.8 cm x 30 cm

Peso : VT-2 : 20.5 kg

Referencia : Operator's manual

Ventilator Tester

Models VT-1B y VT-2

Bio-Tek Instruments, Inc.

APENDICE

C

MONITOR PULMONAR CP-100

MONITOR PULMONAR CP - 100 <sup>(49)</sup>

El Monitor Pulmonar CP - 100 utiliza tecnología computarizada para automatizar las mediciones de ventilación, mecánicas pulmonares, y del trabajo de respiración y conducción respiratorias.

El monitor compacto incluye transductores, tarjetas de microprocesador, circuitos neumáticos miniaturizados, diagnósticos automatizados completamente, también menús fáciles para usar, diseñados para especificar su uso. Una impresora opcional imprime datos numéricos, gráficas de las formas de onda, lazos volumen-flujo, bloques de tendencias y reportes resumidos de respiración por respiración.

Este equipo es un monitor no invasivo y multi-función de paciente, diseñado para monitorear funciones vitales específicas de paciente en el campo del cuidado crítico.

Los parámetros medidos por el CP - 100 son :

Esophageal Pressure (  $P_{es}$  )

Airway Pressure (  $P_{AW}$  )

## Airway Flow

Los parámetros calculados son :

Peak Inspiratory Flow ( PIFR )

Delta Esophageal Pressure (  $\Delta P_{ES}$  )

Expired Tidal Volume (  $V_{T \text{ EXP}}$  )

Respiratory Rate ( RR )

Minute Ventilation (  $V_E$  )

Lung Compliance (  $C_{DYM}$  )

Respiratory Drive (  $P_{0.1}$  )

Peak Airway Pressure ( PIP )

Auto PEEP

Rapid Shallow Breathing Index (  $f/V_T$  )

Expiratory Airway Resistance (  $RAW_E$  )

Peak Expiratory Flow ( PEFR )

Delta Airway Pressure (  $\Delta P_{AW}$  )

Expired Tidal Volume (  $V_{T \text{ EXP}}$  )

Inspired Tidal Volume (  $V_{T \text{ INS}}$  )

Work of Breathing Patient (  $WOB_P$  )

Work of Breathing Ventilator (  $WOB_V$  )

Mean Airway Resistance (  $R_{AWM}$  )

Mean Airway Pressure (  $PAW_{mean}$  )

Respiratory Time Fraction (  $T_I/T_{TOT}$  )

Las formas de onda que son desplegadas en tiempo real por el CP-100 son :

Esophageal Pressure (  $P_{es}$  )  
 Inspired Tidal Volume (  $V_{T, IWS}$  )  
 Airway Pressure (  $P_{AW}$  )  
 Airway Flow (  $V'_{A}$  )

Los bloques de tendencias que posee el CP-100 son :

Tendencia 1 - Weaning

Work of Breathing Patient (  $WOB_p$  )  
 Rapid Shallow Breathing Index (  $f/V_T$  )  
 Respiratory Rate (  $RR$  )  
 Minute Ventilation (  $V'_E$  )

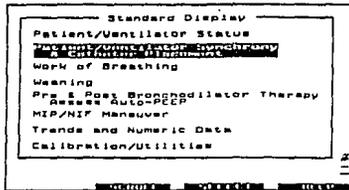
Tendencia 2 - Work of Breathing

Work of Breathing Patient (  $WOB_p$  )  
 Pressure Time Index (  $PTI$  )  
 Work of Breathing Ventilator (  $WOB_v$  )  
 Pressure Time Product (  $PTP$  )

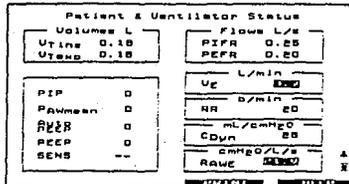
Tendencia 3 - Resistance and compliance

Static Compliance (  $C_{st, static}$  )  
 Dynamic Compliance (  $C_{DYN}$  )  
 Expiratory Airway Resistance (  $RAW_E$  )  
 Mean Airway Resistance (  $RAW_{mean}$  )

Tendencia 4 - Pressures



Pantalla de las funciones del Monitor Pulmonar CP-100



Desplegado de los valores de los parámetros respiratorios



Desplegado de las formas de onda de los volúmenes y las presiones desarrolladas en las vías aéreas del paciente

Respiratory Drive ( P... )  
Sensitivity ( SENS )  
AUTO PEEP  
Peak Inspiratory Pressure ( PIP )

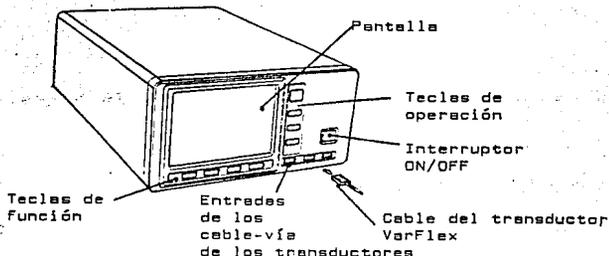
para las tendencias son validas 1, 8, 12 y 24 horas.

### Principios de operación

El monitor pulmonar CP-100 es un sistema completamente automatizado controlado por microprocesador, con un circuito neumático que controla la calibración de los transductores de flujo y presión, de la prueba y el relleno del balón esofageal de un sistema de diagnóstico internos y, de pruebas de seguridad.

En el sistema de circuito neumático opera una secuencia de auto-prueba de diagnóstico automático cuando se enciende el equipo. Esta secuencia comprueba la hermeticidad, la función de las selenoides y de la bomba de medición, también prueba toda la electrónica y los circuitos de memoria. Una secuencia de prueba de balón se inicia cada vez que la tecla (( Patient ON/OFF )) es presionada. El balón es automáticamente evacuado y relleno con 0.8 ml. de volumen cada 2 horas. Los datos de calibración del transductor de flujo son almacenados en un circuito de memoria localizado dentro del conector del transductor de flujo VarFlex; éste es comprobado y cargado en la memoria CP-100 cuando la tecla

(( Patient ON/OFF )) es presionada.



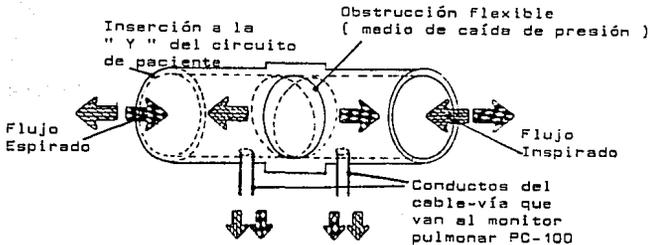
Monitor Pulmonar CP-100, Bicore Monitoring Systems. Panel frontal

El CP-100 provee impulsos para instruir al usuario en la interface de paciente; éste indica cuando conectar e insertar el catéter esofageal. La inserción y posicionado es simplificado con la evacuación automática del balón esofageal, con la prueba de fugas, con la prueba de vacío y el relleno del balón. No es necesaria una jeringa para rellenar o probar el balón. El CP-100 incorpora algoritmos de filtraje que aseguran las mediciones de presión esofageal contra posibles desviaciones de la posición del balón. El CP-100 permite el monitoreo estricto de los parámetros mediante los límites ajustables de alarmas.

### Transductor VarFlex

El transductor VarFlex puede ser usado para un prolongado monitoreo del flujo de aire en las respiraciones del paciente. Este transductor esta diseñado para su fácil inserción en cualquier circuito de ventilador, o para uso con máscaras de un sólo puerto estandarizadas.

El transductor VarFlex se inserta en el circuito del paciente entre el tubo adaptador endotráqueal y la " Y " del circuito de ventilación del paciente.



Transductor de flujo VarFlex del Monitor Pulmonar CP-100

### Uso

El transductor VarFlex mide continuamente la presión del aire de las vías aéreas y el flujo respiratorio, proporcionando 24 horas de monitoreo de :

Airway Pressure (  $P_{AW}$  )

Tidal Volume (  $V_T$  )

Respiratory Rate ( RR )

Minute Ventilation (  $V_E$  )

Respiratory Time Fraction (  $T_i/T_{i+T}$  )

Flow Volume Loops ( FVL )

Pressure Volume Curves

Continuos, instantaneous Flow Rates

### Especificaciones del monitor

#### Pantalla :

7 pulgadas

monocromática

caracteres alfanuméricos y gráficas de formas de onda

640 x 350 pixels de resolución

12.5 mm/sec. velocidad de trazo

#### Puerto de salida :

serial RH-232 C

para uso con impresora o IBM-PCT AT Date Retrieval Progra

19 200 Baud

conector DB-9 ( hembra )

#### Muestreo :

100 muestras por segundo de flujo o ecg

50 muestras por segundo de presión

**Salida gráfica :**

EGA External Color Graphics

640 x 350 Pixels

señal digital TTL

conector DB-9 ( hembra )

**Alarmas :**

audible y visual

límites ajustables

aplicables al volumen corriente y frecuencia respiratoria

despliegue en la pantalla

desactivación por 3 minutos mediante la tecla (( RESET ))

**Especificaciones ambientales**

90 - 132 VAC, 50/60 Hz, una fase

175 - 264 VAC, 50/60 Hz, una fase

consumo de 50 watts máximo

enfriamiento de 3.89 CFM

disipación de calor de 68 BTU/hora ( 20 W )

**Condiciones de operación :**

10 °C A 60 °C de temperatura ambiente

40 - 95 % de humedad relativa

**Condiciones de almacenamiento :**

-40 °C A 35 °C de temperatura

0 a 95 % de humedad relativa ( sin condensado )

**Especificaciones físicas :**

8.6 kg de peso  
 15.3 cm de altura  
 30.4 cm de ancho  
 35.6 cm de profundidad

**Especificaciones del Transductor VarFlex****Rango del flujo :**

0.02 l/s a 3.0 l/s ( calibrado a 3 l/s )

**Ventilación minuto :**

1 l/min a 180 l/min

**Volumen corriente :**

40 a 3 000 ml

**Precisión :**

±3 % en condiciones ambientales

**Rango de la presión de vías aéreas :**

-140 a +140 cmH<sub>2</sub>O

**Caída de presión :**

3.6 cmH<sub>2</sub>O a 3 l/s

**Conexiones :**

OD - 15 mm con 1.0° taper

**Dimensiones :**

61 mm de longitud x 26 mm de OD máximo

Peso :

22 gramos

Espacio muerto :

8.6 ml, 10 ml con filtro de aire

Resistencia :

1.2 cmH<sub>2</sub>O a 60 l/min máximo

Conexiones del conducto auxiliar de presión :

1.5 mm ID x 2.5 mm OD

tubo de PVC

150 cm de longitud

terminal con conector de interlocking

Respuesta en frecuencia :

mayor a 10 Hz

Materiales :

cuerpo de polímero XT 375

obstrucción flexible de Austenitic Stainless

acero serie 3 000

tubo de PVC grado médico o Urethane, 1 mm ID

Marca :

BICORE INST. INC.

Referencia :

Manual de operación de CP-100 Pulmonary Monitor

**APENDICE****D****CARACTERIZACION DEL TRANSDUCTOR  
DE PRESION**

## CARACTERIZACION DEL TRANSDUCTOR DE PRESION

La caracterización del transductor fue necesaria por la falta de los datos técnicos y de las especificaciones del transductor. El circuito de prueba que se empleo se muestra en la figura 56 .

Los valores de prueba en el ventilador Servo 900D de SIEMENS y en el probador de ventiladores VT-2 de BIO-TEK ( Apéndice B ) se fijaron de acuerdo a lo más usual :

Set del ventilador :

20 BPM,

1:E = 1:2,

Pausa 0.2 s,

Tiempo de inspiración : 1 s,

Tiempo de espiración : 2s

Set del probador de ventiladores :

$R_p = 20$

$C = 0.05$

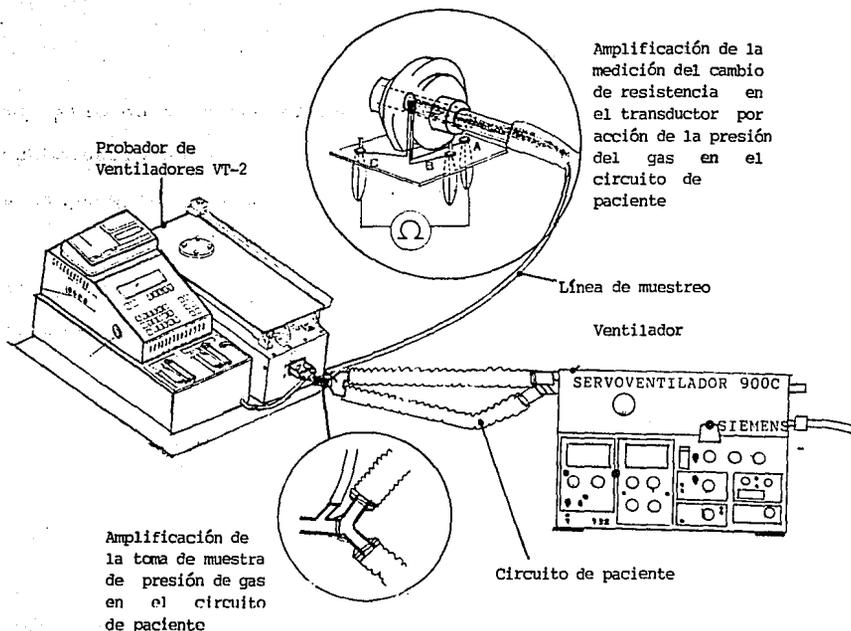


FIG. 56 Configuración del sistema de pruebas para la caracterización del transductor de presión

RH = 50 %

T... = 25 °C

A presión ambiente la resistencia entre los extremos de los strain-gauge es de 1.028 kohms (  $R_{ac}$  ).

Con el circuito de prueba anterior, la variación del volumen corriente y la presión en el ventilador por ciclo de respiración, y la alternación de los puertos de muestreo del transductor de presión ( fig. 57 ) se obtuvieron los valores que se exhiben en la tabla 1.

En las pruebas precedentes se observó un corrimiento de histeresis en la respuesta del transductor de 1 a 2 ohms durante la espiración básicamente cuando existe un nivel de PEEP.

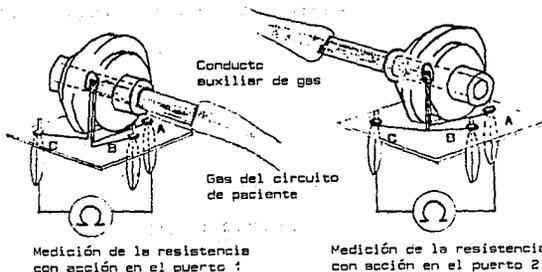


FIG. 57 Caracterización del transductor de presión. Medición de la resistencia strain gauge en los puertos : a) puerto 1, y b) puerto 2

INSPIRACION					E SPIRACION				
PRESION (cmH <sub>2</sub> O)	V (ml)	FLUJO (LPM)	FUERTO		PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	V (ml)	FLUJO (LPM)	FUERTO	
			R1 (L)	R2 (L)				R1 (L)	R2 (L)
6.5	189	15	1029	1032	0.5	189	15	1030	1030
15.5	404	32	1033	1023	0.1	404	19	1028	1028
18.0	437	34	1031	1023	0.1	437	20	1029	1029
31.7	636	48	1036	1018	0.1	636	23	1028	1028

TABLA 1. Resistencia strain gauge

### Prueba en forma diferencial del transductor de presión

Esta prueba se realizó dada la ventaja que se ofrecía al utilizar el mismo sistema de detección para la presión y el flujo debido a que la medición del flujo se puede hacer en forma indirecta del procesamiento electrónico de la señal de la presión diferencial.

La presión diferencial se puede lograr con una caída de presión entre los dos puntos de medición, como se muestra en la figura 58. La magnitud de la diferencia de presiones entre los dos puntos depende del tipo de resistencia que exista entre estos. El medio de caída de presión puede ser una fina malla de alambre, un difusor, un orificio o algún otro tipo de sistema.

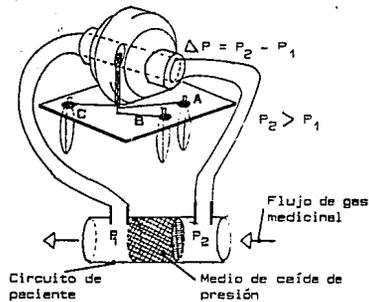


FIG. 58 Prueba del transductor de presión en forma diferencial

Al analizar esta situación del transductor en forma diferencial se concluyó que no era conveniente su aplicación debido a que la limitan algunos de los requisitos mencionados en el texto principal del control de la presión y a esto hay que añadir que en todo sistema de caída de presión en este campo de aplicación requiere que este siempre libre de condensado, de secreciones y limpio para que la resistencia de caída de presión no se amplíe y no provoque un incremento de la magnitud de la diferencia de presiones y esto a su vez no motive falsos incrementos en las lecturas del flujo. Por lo que si se emplea debería localizarse fuera del circuito del paciente, es decir, en el ventilador y bajo sistemas de monitoreo y acondicionamiento.

## APENDICE

### E

#### PRUEBA DEL MECANISMO DE VELETA PARA LA MEDICION DEL VOLUMEN

## PRUEBA DEL MECANISMO DE VELETA PARA LA MEDICION DEL VOLUMEN

Como se mencionó en el texto principal, se pretende que cada pulso generado por el mecanismo de veleta corresponda a 1 ml o a un múltiplo de fácil procesamiento. El número de ranuras en el disco lo determina la relación de pulsos/ml. Después de varias series de pruebas con el circuito de prueba mostrado en la figura 59, se determina que el número de ranuras debe ser de seis.

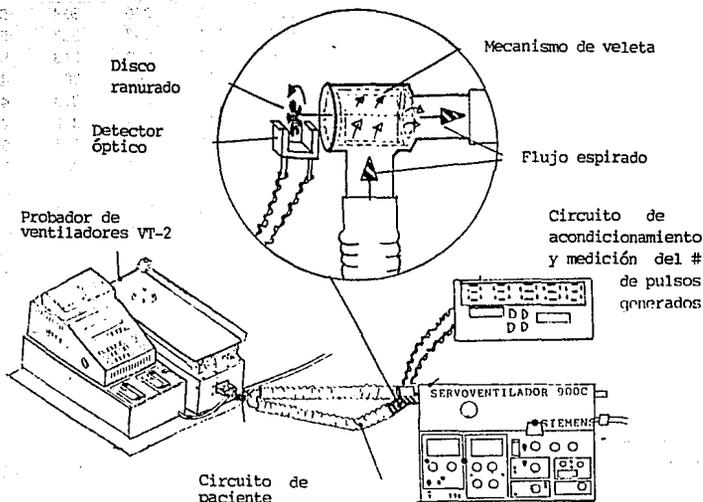


FIG. 59 Configuración del sistema de prueba para la evaluación del mecanismo de veleta para la medición de volumen

Enseguida se muestran los datos de los resultados de las pruebas que se realizaron :

Rotámetro (1/min) :	6	4	4	2	2	4	4	3
Frecuencia (resp/min) :	8	12.2	12.2	12.2	8.2	8.2	8.2	8
Volumen corriente (ml) :	501	298	490	303	315	303	499	395
Volumen minuto (l) :	4.45	3.90	6.59	4.10	2.85	2.75	4.51	
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :	12.8	8.5	13.7	8.5	8.4	8.2	12.8	
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :	1.5	1.4	1.4	0.2	0.1	0.7	0.7	
Flujo inspirado (l/min):	11	10	17	10	7	7	12	
Flujo espirado (l/min) :	15	14	16	17	17	15	18	
MEDICIONES en el	521	280	558	257	275	286	515	408
circuito implementado	553	306	573	234	257	318	443	433
para el conteo de	580	290	514	254	304	303	461	395
pulsos generados por	664	304	539	249	291	312	456	405
el mecanismo de	645	798	556	258	300	296	484	395
veleta	589	299	528	303	290	334	529	409
( volumen corriente )	593	295	552	271	347	332	504	418
	595	360	518	242	270	313	596	421
	599	300	532	276	282	301	496	376
	616	311	513	281	293	313	490	
	600	249	489	273	286	311	482	
	584	281	558	263	332	353	538	
	606	264	562	288	277	383	510	
	626	291	537	302	278	377	536	
	610	339	511	296	309	308	548	
	579	330	462	300	290	346	499	
	582	306	548	279	307	367	483	
	634	297	525	275	288	334	467	
	614	312	526	295	311	342	486	
	571	272	527	206	296			
	590			297				
	611			289				
	539							
Media del volumen								
corriente medido :	595.6	299	538	275.8	294	327	498.6	406

Rotámetro (l/min) :	6	4	4	2	2	4	4	3
Frecuencia (resp/min) :	8	12.2	12.2	12.2	8.2	8.2	8.2	8
Volumen corriente (ml) :	501	298	490	303	315	303	499	395
Volumen minuto (l) :	4.45	3.90	6.59	4.10	2.85	2.75	4.51	
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :	12.8	8.5	13.7	8.5	8.4	8.2	12.8	
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :	1.5	1.4	1.4	0.2	0.1	0.7	0.7	
Flujo inspirado (l/min):	11	10	17	10	7	7	12	
Flujo espirado (l/min) :	15	14	16	17	17	15	18	
MEDICIONES en el	521	280	558	257	275	286	515	408
circuito implementado	553	306	573	234	257	318	443	433
para el conteo de	580	290	514	254	304	303	461	395
pulsos generados por	664	304	539	249	291	312	456	405
el mecanismo de	645	798	556	258	300	296	484	395
veleta	589	299	528	303	290	334	529	409
( volumen corriente )	593	295	552	271	347	332	504	418
	595	360	518	242	270	313	596	421
	599	300	532	276	282	301	496	376
	616	311	513	281	293	313	490	
	600	249	489	273	286	311	482	
	584	281	558	263	332	353	538	
	606	264	562	288	277	383	510	
	626	291	537	302	278	377	536	
	610	339	511	296	309	308	548	
	579	330	462	300	290	346	499	
	582	306	548	279	307	367	483	
	634	297	525	275	288	334	467	
	614	312	526	295	311	342	486	
	571	272	527	286	296			
	590			297				
	611			289				
	539							
Media del volumen								
corriente medido :	595.6	299	538	275.8	294	327	498.6	406

Rotámetro (1/min) :	6	6	4	4	2	2	2	6
Frecuencia (resp/min) :	10	6	14	8.2	10	12.1	6.4	7.7
Volumen corriente (ml) :	578	915	419	648	479	414	550	356
Volumen minuto (l) :	6.41	6.02	6.21	5.82	5.39	5.51	3.86	3.08
Presión pico (cmH2O) :	15.2	21.5	11.7	16.2	12.6	11.3	13.4	9.3
PEEP (cmH2O) :	1.5	1.5	1.4		0.8	0.5	0.5	1.5
Flujo inspirado (l/min) :	16	16	16	15	14	14	10	8
Flujo espirado (l/min) :	14	17	16	19	19	18	20	10
MEDICIONES en el	660	957	424	706	565	465	635	402
circuito implementado	714	927	440	724	572	475	663	412
para el conteo de	622	913	415	694	545	445	661	398
pulsos generados por	696	926	384	803	547	456	659	508
el mecanismo de	726	995	461	751	594	437	681	442
veleta	678	1056	407	657	550	402	706	414
( volumen corriente )	723	969	438	700	557	445	663	389
	665	1061	430	751	544	436	733	455
	709	874	431	667	532	460	630	423
	679	986	380	736	536	513	674	414
	758	1058	444	703	578	448	626	391
	717	959	467	685	545	468	659	421
	721	1007	460	765	530	478	696	416
	644	923	481	767	562	450	743	424
	686	980	457	699	579	462	611	436
		1056	424	790	539	472	578	451
		1129		768	560	440	653	472
		898		787	586	470	657	451
		1153		757	578	453	641	
				672	570	443	620	
						429	681	
						469	673	
Medía del volumen								
corriente medido :	693	990	433	729	558.5	455	661	429

Rotámetro (1/min) :	6	6	4	4	2	2	2	6
Frecuencia (resp/min) :	10	6	14	8.2	10	12.1	6.4	7.7
Volumen corriente (ml) :	<b>578</b>	<b>915</b>	<b>419</b>	<b>648</b>	<b>479</b>	<b>414</b>	<b>550</b>	<b>356</b>
Volumen minuto (l) :	6.41	6.02	6.21	5.82	5.39	5.51	3.86	3.08
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :	15.2	21.5	11.7	16.2	12.6	11.3	13.4	9.3
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :	1.5	1.5	1.4		0.8	0.5	0.5	1.5
Flujo inspirado (l/min):	16	16	16	15	14	14	10	8
Flujo espirado (l/min) :	14	17	16	19	19	18	20	10

MEDICIONES en el	660	957	424	706	565	465	635	402
circuito implementado	714	927	440	724	572	475	663	412
para el conteo de	622	913	415	694	545	445	661	398
pulsos generados por	696	926	384	803	547	456	659	508
el mecanismo de	726	995	461	751	594	437	681	442
veleta	678	1056	407	657	550	402	706	414
( volumen corriente )	723	969	438	700	557	445	663	389
	665	1061	430	751	544	436	733	455
	709	874	431	667	532	460	630	423
	679	986	380	736	536	513	674	414
	758	1058	444	703	578	448	626	391
	717	959	467	685	545	468	659	421
	721	1007	460	765	530	478	696	416
	644	923	481	767	562	450	743	424
	686	980	457	699	579	462	611	436
		1056	424	790	539	472	578	451
		1129		768	560	440	653	472
		898		787	586	470	657	451
		1153		757	578	453	641	
				672	570	443	620	
						429	681	
						469	673	

Media del volumen								
corriente medido :	<b>693</b>	<b>990</b>	<b>433</b>	<b>729</b>	<b>558.5</b>	<b>455</b>	<b>661</b>	<b>429</b>

Rotámetro (1/min) :	3	3	3	3	3	3	6	6
Frecuencia (resp/min) :	8	8	10	10	10	12	6.6	10.1
Volumen corriente (ml) :	498	600	344	516	616	515	1217	809
Volumen minuto (l) :							8.65	8.93
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :							28.8	21.5
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :							1.4	1.6
Flujo inspirado (l/min):							23	23
Flujo espirado (l/min) :							21	19

MEDICIONES en el	508	628	478	475	654	468	1208	775
circuito implementado	550	616	342	480	584	511	1308	863
para el conteo de	519	612	364	522	573	469	1315	1001
pulsos generados por	498	610	361	508	559	496	1180	874
el mecanismo de	520	647	334	527	579	485	1256	924
veleta	489	612	352	465	583	488	1257	957
( volumen corriente )	533	680	415	505	595	522	1180	953
	492	650	368	507	627	489	1221	972
	499	632	408	517	577	508	1118	974
	506	722	398	472	540	507	1152	921
	532	613	396	457	624	474	1123	936
		573	382	465	604	459	1085	1001
			373	510	621	499	1279	883
			328	517	628	502	1154	1011
				489		488	1141	784
				522		528	979	941
				500		529	1231	906
						500	1160	1025
						510	1205	939
								995

Media del volumen corriente medido :	513	633	379	496	596	494	1186.9	890.9
--------------------------------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----	--------	-------

Rotámetro (l/min) :	3	3	3	3	3	3	6	6
Frecuencia (resp/min) :	8	8	10	10	10	12	6.6	10.1
Volumen corriente (ml) :	498	600	344	516	616	515	1217	809
Volumen minuto (l) :							8.65	8.93
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :							28.8	21.5
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :							1.4	1.6
Flujo inspirado (l/min):							23	23
Flujo espirado (l/min) :							21	19

MEDICIONES en el	508	628	478	475	654	468	1208	775
circuito implementado	550	616	342	480	584	511	1308	863
para el conteo de	519	612	364	522	573	469	1315	1001
pulsos generados por	498	610	361	508	559	496	1180	874
el mecanismo de	520	647	334	527	579	485	1256	924
veleta	489	612	352	465	583	488	1257	957
( volumen corriente )	533	680	415	505	595	522	1180	953
	492	650	368	507	627	489	1221	972
	499	632	408	517	577	508	1118	974
	506	722	398	472	540	507	1152	921
	532	613	396	457	624	474	1123	936
		573	382	465	604	459	1085	1001
			373	510	621	499	1279	883
			328	517	628	502	1154	1011
				489		488	1141	784
				522		528	979	941
				500		529	1231	906
						500	1160	1025
						510	1205	939
								995

Media del volumen corriente medido :	513	633	379	496	596	494	1186.9	890.9
---	-----	-----	-----	-----	-----	-----	--------	-------

Rotámetro (1/min) :	6	6	4	4	3	3	3	3
Frecuencia (resp/min) :	6.6	5.8	12	8	13.8	6	6	8.2
Volumen corriente (ml) :	<b>1217</b>	<b>905</b>	<b>287</b>	<b>770</b>	<b>450</b>	<b>492</b>	<b>313</b>	<b>292</b>
Volumen minuto (l) :	8.65	5.79	3.77	6.96	6.79	3.34	2.13	2.64
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :	28.8	21.1	8.2	19.3	12.7	12.3	8.4	7.9
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :	1.4	1.5	1.4	1.2	1.1	0.8	1.1	1.1
Flujo inspirado (l/min):	23	15	10	18	17	9	5	7
Flujo espirado (l/min) :	21	17	14	21	18	19	16	15
MEDICIONES en el	1208	1009	291	968	453	549	225	257
circuito implementado	1308	1009	328	973	462	484	242	254
para el conteo de	1315	1024	330	879	499	502	264	265
pulsos generados por	1180	961	301	919	470	525	243	285
el mecanismo de	1256	1013	293	901	445	512	269	283
veleta	1257	930	308	904	453	512	254	287
( volumen corriente )	1180	1114	298	921	443	497	252	288
	1221	1028	293	887	456	491	253	264
	1118	1029	303	957	470		226	284
	1152	1025	315	893	478		236	269
	1123	1025	289	975	470		256	303
	1085	1005	343		445			
	1279	1037	320		495			
	1154	948	319		490			
	1141	1104	333		499			
	979	950	298		503			
	1231	1067	329		500			
	1160	950	320		509			
	1205	1059	325		514			
			323		474			
Media del volumen								
corriente medido :	<b>1186.9</b>	<b>1015</b>	<b>312</b>	<b>925.2</b>	<b>476.4</b>	<b>509</b>	<b>247</b>	<b>276.3</b>

Rotámetro (1/min) :	6	6	4	4	3	3	3	3
Frecuencia (resp/min) :	6.6	5.8	12	8	13.8	6	6	8.2
Volumen corriente (ml) :	1217	905	287	770	450	492	313	292
Volumen minuto (l) :	8.65	5.79	3.77	6.96	6.79	3.34	2.13	2.64
Presión pico (cmH2O) :	28.8	21.1	8.2	19.3	12.7	12.3	8.4	7.9
PEEP (cmH2O) :	1.4	1.5	1.4	1.2	1.1	0.8	1.1	1.1
Flujo inspirado (l/min):	23	15	10	18	17	9	5	7
Flujo espirado (l/min) :	21	17	14	21	18	19	16	15
MEDICIONES en el	1208	1009	291	968	453	549	225	257
circuito implementado	1308	1009	328	973	462	484	242	254
para el conteo de	1315	1024	330	879	499	502	264	265
pulsos generados por	1180	961	301	919	470	525	243	285
el mecanismo de	1256	1013	293	901	445	512	269	283
veleta	1257	930	308	904	453	512	254	287
( volumen corriente )	1180	1114	298	921	443	497	252	288
	1221	1028	293	887	456	491	253	264
	1118	1029	303	957	470		226	284
	1152	1025	315	893	478		236	269
	1123	1025	289	975	470		256	303
	1085	1005	343		445			
	1279	1037	320		495			
	1154	948	319		490			
	1141	1104	333		499			
	979	950	298		503			
	1231	1067	329		500			
	1160	950	320		509			
	1205	1059	325		514			
			323		474			
Media del volumen								
corriente medido :	1186.9	1015	312	925.2	476.4	509	247	276.3

Rotámetro (1/min) :	3	3
Frecuencia (resp/min) :	10	6
Volumen corriente (ml) :	<b>303</b>	<b>660</b>
Volumen minuto (l) :	3.33	4.5
Presión pico (cmH <sub>2</sub> O) :	8.4	15.6
PEEP (cmH <sub>2</sub> O) :	1.1	0.9
Flujo inspirado (l/min):	9	13
Flujo espirado (l/min) :	16	21

MEDICIONES en el	275	804
circuito implementado	281	842
para el conteo de	287	793
pulsos generados por	282	793
el mecanismo de	295	773
veleta	280	768
( volumen corriente )	319	802
	313	840
	279	828
		863

Media del volumen		
corriente medido :	<b>290</b>	<b>810.6</b>

APENDICE

F

PRUEBAS DEL VENTILADOR BASE  
REALIZADO DE 1985-1987

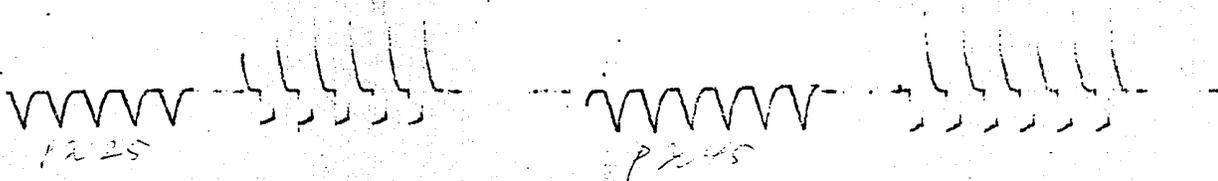
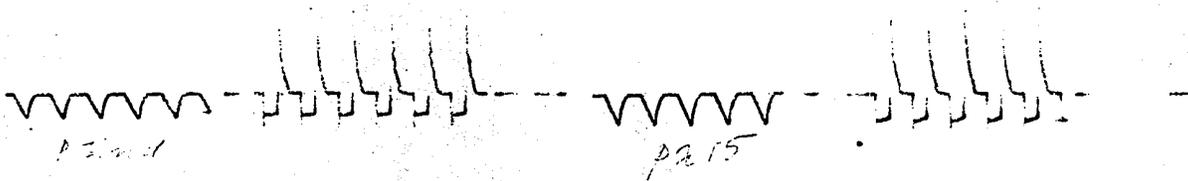
Lead II 12° 17' from 12° 00'

1/2 inch = 25 sec = 1 sec

1 mm = 0.184/s

1 mm = 47.9/s

17





- (1) Morch, E. Trier. History of Mechanical Ventilation. En Kirby R. R., Smith, R. A., y Desautels, D. A. (Eds.), Mechanical Ventilation. New York : Churchill-Livingstone, 1985, Cap. 1, pp. 1-58.
- (2) Webster, John G. Medical Device and Instrumentation. A. Wiley-Interscience Publication : John Wiley & Sons, 1988. Vol. 1, pp. 2847.
- (3) Idem. pp. 2848-2849.
- (4) Vander, Arthur J., Sherman, James H., Luciano, Dorothy S. Fisiología Humana. Libros McGraw-Hill de México, S. A. de C. V. 2a. Edición. México, 1980. pp. 220-221.
- (5) Idem. pp. 222-230.
- (6) Fisiología de la Respiración. Siemens-Elema, 1983. Segunda parte : fisiología.
- (7) Los Porqués del Cuerpo Humano. Reader's Digest. pp. 112
- (8) Fisiología de la Respiración. Siemens-Elema, 1983. Primera parte : anatomía.
- (9) Enciclopedia de la Ciencia y la Técnica. Ediciones Danae S. A. 1a. Edición, Barcelona 1981. Vol. 7. pp. 2663-2665.
- (10) Vander, Arthur J., Sherman, James H., Luciano, Dorothy S. Fisiología Humana. Libros McGraw-Hill de México, S. A. de C. V. 2a. Edición. México, 1980. pp. 225.
- (11) Idem. pp. 229-230.
- (12) Los Porqués del Cuerpo Humano. Reader's Digest. pp. 112
- (13) Vander, Arthur J., Sherman, James H., Luciano, Dorothy S. Fisiología Humana. Libros McGraw-Hill de México, S. A. de C. V. 2a. Edición. México, 1980. pp. 223.
- (14) Idem. pp. 224-226.
- (15) Fisiología de la Respiración. Siemens-Elema, 1983. Primera parte : anatomía.

Design. McGraw-Hill.

- (17) Cherniack, R. M. Pulmonary Function Testing. W. B. Saunders Co. 3a. Edición. Philadelphia, 1983. pp. 22-27.
- (18) Dupuis, Yvon G., R. R. T. Ventilators : Theory and Clinical Application. The C. V. Mosby Company. U. S. A., 1986. pp. 8-9.
- (19) Cherniack, R. M. Pulmonary Function Testing. W. B. Saunders Co. 3a. Edición. Philadelphia, 1983. pp. 36.
- (20) Webster, John G. Medical Instrumentation Application and Design. McGraw-Hill.
- (21) Idem. pp. 467-470.
- (22) Minimum Performance Standard for Breathing Machines. American National Standards Institute (ANSI). ANSI Z79.7-1976 : 1.2.1.
- (23) Idem. 1.2.4.
- (24) Dupuis, Yvon G., R. R. T. Ventilators : Theory and Clinical Application. The C. V. Mosby Company. U. S. A., 1986. pp. 13-14.
- (25) Idem. pp. 14-15.
- (26) Idem. pp. 15-19.
- (27) Idem. pp. 5.
- (28) Idem. pp. 75-172.
- (29) Spearman, Charles B., Sanders, Jr. Howard G. History of Mechanical Ventilation. En Kirby R. R., Smith, R. A., y Desautels, D. A. (Eds.), Mechanical Ventilation. New York : Churchill-Livingstone, 1985, Cap. 2, pp. 81-84.
- (30) Dupuis, Yvon G., R. R. T. Ventilators : Theory and Clinical Application. The C. V. Mosby Company. U. S. A., 1986. pp. 173-210.
- (31) Spearman, Charles B., Sanders, Jr. Howard G. History of Mechanical Ventilation. En Kirby R. R., Smith, R. A., y Desautels, D. A. (Eds.), Mechanical Ventilation. New York : Churchill-Livingstone, 1985, Cap. 2, pp. 84-93.

- (32) Idem. pp. 93-98.
- (33) Dupuis, Yvon G., R. R. T. Ventilators : Theory and Clinical Application. The C. V. Mosby Company. U. S. A., 1986. pp. 211-230.
- (34) Spearman, Charles B., Sanders, Jr. Howard G. History of Mechanical Ventilation. En Kirby R. R., Smith, R. A., y Desautels, D. A. (Eds.), Mechanical Ventilation. New York : Churchill-Livingstone, 1985, Cap. 2, pp. 67-73.
- (35) Idem. pp. 73-79.
- (36) Idem. pp. 64.
- (37) Standard Specification for Minimum Performance and Safety Requirements for Components and Systems of Anesthesia Gas Machines. America Society for Testing and Materials Standard  
 \_\_\_\_\_  
 (ASTM Standards). ASTM : F 1161-88.
- (38) Minimum Performance Standard for Breathing Machines. American National Standards Institute (ANSI). ANSI Z79.7-1976.
- (39) Idem. ANS : 2. Lung, 2.4. Power Sourcy.
- (40) Schreiber, P. Safety Guidelines for Anesthesia Systems. North American Drager, U.S.A., 1985. pp. 46-51, 56.
- (41) Minimum Performance Standard for Breathing Machines. American National Standards Institute (ANSI). ANSI Z79.7-1976 : 2.1, 2.6, 2.9 y 2.11.
- (42) Idem. pp. ANS : 2.5.
- (43) Idem. pp. ANS : 2.5, 2.7 y 2.9.
- (44) Armand Villa, Yvonne. Desarrollo de un Transductor de flujo para Uso en un Ventilador Pulmonar de Anestesia. Tesis para obtener la Licenciatura en Ingeniería Biomédica. Universidad Iberoamericana, México, 1989.
- (45) Narkomed 2B, Anesthesia System, Operator's Instruction Manual. North American Drager. U.S.A. 1992.
- (46) Schreiber, P. Safety Guidelines for Anesthesia Systems. North American Drager, U.S.A., 1985.
- (48) Ventilator Tester VT-1 & VT-2, Operator's Manual. Bio-Tek

Instruments, Inc. Highland Park, Box 998, U.S.A.

(49) CP - 100 Pulmonary Monitor, Operator's Manual. Bicore Monitoring Systems.

Doebeling, Ernest. Measurements Systems: Applications and Design. McGraw-Hill Book Company. 3a. Edición, U.S.A., 1985. pp. 451-455, 460.

Cromwell, Lesli. Biomedical Instrumentation and Measurements. Prentice-Hall.

Carr, Joseph J., Brown, John M. Introduction to Biomedical Equipment Technology. McGraw-Hill Book Company.

Holman, J. P. Experimental Methods for Engineers. McGraw-Hill Book Company. 4a. Edición, U.S.A., 1984.

Servo Ventilator 900 C/D, Service Manual. Siemens-Elema AB. Solna, Sweden.

Gray, T. Cecil, Nunn, J.F. Anestesia General. Salvat, 1976. Tomo II : Práctica Clínica.

Transducer Interfacing Handbook. Analog Devices, Inc. Editado por Daniel H. Sheingold. Massachusetts, U.S.A., 1980.

Coughlin, Robert F., Driscoll, Frederick F. Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores Operacionales. Prentice Hall, 2a. Edición. México, 1987.

Ventilateurs a usage médical Norme Francaise Homologuée. NF s 90-118, 1983.