

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



**VENTILADOR VOLUMÉTRICO, MODELADO Y
SIMULACIÓN DEL SISTEMA PULMONAR**

INFORME DE SUFICIENCIA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRONICO

PRESENTADO POR:

LEOPOLDO FRANCISCO GUILLÉN SARAVIA

**PROMOCIÓN
1984- II**

**LIMA – PERÚ
2004**

DEDICATORIA

Dedicado a mi madre

Zoila Saravia Ancieta.

**VENTILADOR VOLUMÉTRICO MODELADO Y
SIMULACIÓN DEL SISTEMA PULMONAR**

SUMARIO

La elaboración del modelo matemático a partir de un sistema real observado en el campo de la aplicación de la Ingeniería Electrónica y Mecánica (Neumática) aplicado a la medicina como lo es este sistema Ventilador Volumétrico, nos lleva al estudio de la fisiología pulmonar, por que es sobre este sistema que actúa el ventilador, por ello este informe presenta la descripción de sus partes principales, los que conllevan al objetivo principal del sistema, el cual es proporcionar un ciclado artificial de aire al paciente.

De primera intención se presenta la descripción de la fisioanatomía respiratoria humana, seguida de la descripción del equipo bio-médico, ventilador volumétrico, exponiendo los detalles de su funcionamiento neumático, el que consta de un circuito de aire ó gas del paciente el cual es controlado por otro circuito de aire de control separado del anterior el que a su vez es controlado electrónicamente al cual tiene acceso el medico u operador por intermedio de un panel desde el cual introduce los parámetros dentro de los cuales funcionará el sistema de acuerdo a la evaluación clínica del paciente a controlar.

Después de ello se expone las ecuaciones que describen la fisiología del pulmón tanto en su papel de regulador biológico de O₂ como

de bomba aspirante e impelente de aire mezclado, exponiendo las ecuaciones que gobiernan el transporte e intercambio gaseoso en el alveolo, según el fenómeno físico de la difusión haciendo un seguimiento matemático del transporte de oxígeno en la sangre.

Finalmente se deducen las ecuaciones que se usarán en el modelo de la planta ventilador – pulmón, tanto en la fase inspiratoria como en la fase espiratoria para luego realizar su simulación.

ÍNDICE

PRÓLOGO	1
CAPÍTULO I	
DESCRIPCIÓN GENERAL DE LA SITUACIÓN DE LOS CUIDADOS INTENSIVOS EN NUESTRO MEDIO	2
1.1 Visión general de los cuidados intensivos en nuestro medio	4
1.1.1 La Unidad de Medicina Intensiva UCI	4
1.1.2 La Unidad de Medicina Intensiva UCI, en nuestro País	17
1.2 Encuadramiento y ubicación de los equipos de cuidados intensivos como medio de información y control clínico de un paciente	23
1.2.1 Importancia de La Ventilación Mecánica en una UCI	26
1.3 Equipos de Ventilación	28
1.3.1 El Ventilador o respirador para Cuidados Intensivos	29
1.3.2 Equipos que usan presión como parámetro para la administración de aire al paciente	31
1.3.3 Equipos que utilizan volumen como parámetro, para la administración de aire al paciente	40
1.3.4 Equipos híbridos que usan, presión y volumen para la administración de aire	44
1.4 Descripción de las investigaciones en Neumología	47
1.4.1 Descripción Anatómica de las vías respiratorias	47

1.4.2	Fases de la fisiología respiratoria	57
1.4.3	Metabolismo ácido básico respiratorio normal	63
1.5	Descripción de las investigaciones en Espirometría	67

CAPÍTULO II

DESCRIPCIÓN GENERAL Y OPERACIÓN DEL RESPIRADOR O VENTILADOR VOLUMÉTRICO

2.1	Principio físico de funcionamiento	72
2.2	Descripción del equipo	75
2.1.1	Panel de Control	77
2.2.2	Set del Paciente	80
2.3	Programación del panel de control por el clínico u operador	89

CAPÍTULO III

SISTEMAS ESENCIALES DEL VENTILADOR O RESPIRADOR VOLUMÉTRICO

3.1	Sistema neumático	92
3.1.1	Sistema de Compresor Principal	96
3.1.2	Sistema de Estimulación del Fuelle	98
3.1.3	Sistema de Gas del Paciente	105
3.1.4	Sistema de Compresión del Nebulizador	109
3.1.5	Sistema de Oxígeno	111
3.2	Secuencia funcional del sistema neumático	113
3.2.1	Sistema de Oxígeno	113
3.2.2	Sistema Neumático de Inspiración	115
3.2.3	Sistema Neumático de Espiración	118
3.3	Diagramas de la secuencia funcional del sistema neumático	120

CAPÍTULO IV**DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE CONTROL DEL
VENTILADOR VOLUMÉTRICO**

	133
4.1 Diagramas de bloques del sistema	133
4.1.1 Control de Frecuencia o Inspiración Drive	133
4.1.2 Control de Ratio y Asistencia	141
4.1.3 Control de Volumen	144
4.1.4 Control de Presión	146
4.1.5 Control de Suspiro	147

CAPÍTULO V**MODELO MATEMÁTICO DEL SISTEMA FISIOLÓGICO
PULMONAR Y DEL PROCESO VENTILATORIO**

	150
5.1 Ecuaciones matemáticas del sistema neumático del ventilador	150
5.1.1 Ecuaciones Fundamentales que relacionan Presión y Flujo de Aire del Sistema Neumático	150
5.1.2 Ecuaciones del Gas de Control del Ventilador	153
5.2 Modelado del sistema pulmonar	156
5.2.1 Ecuaciones de Transporte de Gas en un Alveolo	160
5.2.2 Transporte de Gas Pulmonar	174
5.2.3 Modelo dinámico del proceso de difusión	177
5.2.4 Transporte de Oxígeno en la Sangre	186

CAPÍTULO VI**MODELADO Y SIMULACIÓN DEL PROCESO DE VENTILACIÓN
PULMONAR**

	193
6.1 Descripción del proceso	193
6.2 Modelado matemático del proceso de ventilación pulmonar	196

6.2.1 Fase Inspiratoria	196
6.2.2 Fase Espiratoria	200
6.3 Simulación del proceso de ventilación pulmonar	203
6.3.1 Fase Inspiratoria	203
6.3.2 Fase Espiratoria	205
CONCLUSIONES	208
ANEXO A	210
Programa de simulación en MAT-LAB, de la fase de Inspiración en lazo abierto.	211
Programa de simulación en MAT-LAB, de la fase de Espiración En lazo abierto.	211
ANEXO B	214
Diagrama esquemático del sistema Ventilador-Pulmón	215
BIBLIOGRAFÍA	216

PRÓLOGO

En la ingeniería Bio Médica existen variedades de equipos, electrónicos y Electro-mecánicos aplicados a la medicina, para brindar apoyo al correcto diagnóstico de una enfermedad, casi en todas las especialidades médicas la mayoría de equipos son de adquisición de datos, los que son entregados al clínico para su interpretación y aplicación del tratamiento correspondiente; por ejemplo:

De Imagenología: Rayos X, tomógrafos, cámara gamma, angiografía digital etc.

De Adquisición de señales vitales: Electrocardiógrafos, monitores de cabecera, electroencefalógrafos, sensores de O₂, de presión, temperatura, frecuencia cardiaca, etc., de laboratorio, espectrofotómetros, foto colorímetros, contadores de células, pHmetros, fotollama, etc.

En contados casos un sistema biomédico adquiere datos y al detectar una falla en la fisiología del organismo efectúa una corrección; en países avanzados las investigaciones se están orientando a ese objetivo. El ventilador sea volumétrico o por presión si efectúa un control directo del sistema respiratorio actuando sobre el pulmón, con un volumen, presión, flujo y frecuencia controlada; aunque la toma de datos en la mayoría de parámetros a controlar lo hace vía equipos auxiliares como oxímetro de pulso, espirómetro, analizador de gases, cerrando el bucle casi siempre, el

médico; aquellos con el tiempo irán incorporándose a este interesante sistema. Por todo esto el presente trabajo pretende contribuir con el desarrollo de una teoría de control del equipo, para su transferencia de tecnología y futura construcción.

CAPÍTULO I

DESCRIPCIÓN GENERAL DE LA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS, SU SITUACIÓN EN NUESTRO MEDIO Y EQUIPOS DE VENTILACIÓN

El objetivo principal de los servicios de medicina intensiva, y un determinante de su efectividad, es obtener una reducción de la mortalidad con la máxima calidad de vida posible para sus enfermos.

La Unidad de Cuidados Intensivos, UCI, es "la concentración de conocimientos y de recursos de todo tipo (humanos, tecnológicos y arquitectónicos) necesarios para atender de una forma coordinada y continuada al paciente en una etapa de su enfermedad caracterizada por la gravedad real o potencial que pone en peligro su vida".

La Medicina Intensiva, representa, pues, la aplicación de unos conocimientos, habilidades y aptitudes en un ámbito de concentración de espacio, personal y tecnología, que hoy por hoy representa el último escalón asistencial de un sistema de progresiva atención al paciente gravemente enfermo. en situación crítica sea o no reversible. Se incluye el soporte del potencial donante de órganos.

1.1 VISIÓN GENERAL DE LOS CUIDADOS INTENSIVOS EN NUESTRO MEDIO

En la actualidad, la mayoría de nosocomios de nuestra capital cuenta con una unidad de cuidados intensivos (UCI), siendo las mejores dotadas tanto en equipo biomédico y personal asistencial, los hospitales de seguro social, policía, militar, FAP, también en principales hospitales de capitales de departamento se puede encontrar servicio de U.C.I. en lo que respecta a provincias generalmente no existe este servicio, por lo que siempre se difiere al enfermo crítico a hospitales más importantes. Para tener una idea clara del estado actual de los cuidados intensivos en nuestro país, describiremos primero un modelo de unidad de cuidados intensivos, para luego describir en forma genérica su situación en nuestro medio.

1.1.1 LA UNIDAD DE MEDICINA INTENSIVA UCI

Son ámbitos de actuación de la Medicina Intensiva, las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) especializadas y polivalentes, médicas y quirúrgicas, y otras áreas donde se encuentren pacientes críticos que requieran atención. La asistencia al paciente crítico o potencialmente crítico debe concebirse desde una perspectiva moderna de asistencia integral, lo que implica una actuación que incluye desde la detección hasta la finalización de la situación crítica. Es decir el denominador común de la asistencia al paciente crítico es su situación de gravedad real o potencial, y no su ubicación física.

El cuerpo doctrinal y las habilidades y destrezas necesarias para el desempeño de la especialidad se adquieren bajo un programa de formación específico, avalado oficialmente por las autoridades sanitarias y académicas, integrado en el sistema MIR. Se recomienda que el personal de Enfermería incorporado a las UCI disponga de una formación adecuada en contenidos y duración y de un adiestramiento específico, que le capaciten adecuadamente para su función y garanticen la mejor asistencia posible al paciente crítico.

La asistencia continuada a los pacientes críticos será organizada desde la perspectiva del modelo de atención integral y vendrá coordinada por el Jefe de Servicio de Urgencias y UCI, aunando los esfuerzos de los recursos humanos y materiales disponibles.

La tecnología disponible en las áreas asistenciales críticas debe ser aprovechada para potenciar la docencia e investigación tanto propias de la especialidad como de otras.

- **Cartera de Servicios de la UCI**

La Cartera de Servicios debe cumplir las condiciones de unicidad, eficiencia y ventaja competitiva interna y externa.

1. Soporte Vital (RCP) básico y avanzado.
2. Transporte secundario intrahospitalario e interhospitalario asistido
3. Monitorización cardiaca y hemodinámica.
4. Cardioversión sincronizada y no sincronizada
5. Tratamiento fibrinolítico.
6. Monitorización computerizada de trastornos del ritmo cardíaco.

7. Control y tratamiento de la arritmia grave.
8. Colocación de marca paso temporal.
9. Implantación marcapaso definitivo (propuesto).
10. Acceso y cateterización arterial y venoso.
11. Soporte hemodinámico farmacológico.
12. Ecocardiografía Doppler.
13. Monitorización de la función ventilatoria y de intercambio gaseoso.
14. Instauración, manejo y control de la vía aérea artificial.
15. Instauración y cuidados de traqueostomía.
16. Ventilación Mecánica: invasiva y no invasiva
17. Fibrobroncoscopia terapéutica.
18. Monitorización de la mecánica ventilatoria.
19. Punción y drenajes torácico y pericárdico y abdominal.
20. Instauración y mantenimiento de la nutrición artificial: enteral y parenteral.
21. Tratamiento de las descompensaciones hidroelectrolíticas, endocrinas y del equilibrio ácido-base.
22. Tratamiento de la insuficiencia renal aguda: depuración extrarenal: Hemofiltración Continua.
23. Diagnóstico y tratamiento de las intoxicaciones.
24. Asistencia coordinada inmediata al politraumatizado.
25. Asistencia inicial al neurotraumatizado.
26. Asistencia al lesionado medular agudo.

27. Asistencia mantenida al postoperado de alto riesgo.
28. Asistencia preoperatoria al paciente de riesgo.
29. Asistencia al fracaso multiorgánico.
30. Monitorización y tratamiento de la cardiopatía isquémica aguda y de la insuficiencia circulatoria grave.
31. Mantenimiento inicial del donante de órganos.
32. Fisioterapia respiratoria.
33. Asistencia inicial al quemado.
34. Atención del paciente cuya necesidad de asistencia, supere la ofertada por las unidades de hospitalización, sala de despertar y área de críticos de Urgencias.
35. Transporte asistido intrahospitalario (TAI).
36. Asistencia al RCP (SVA) del hospital (Equipo de paro).
37. Coordinación de las Urgencias hospitalarias.
38. Coordinación del Plan de Catástrofes.
39. Formación Continuada y Docencia.
40. Investigación: estudios clínicos observacionales y experimentales y ensayos clínicos controlados.
41. Plan de Calidad Total del Servicio.
42. Vigilancia de la Infección Nosocomial en la UCI (ENVIN) y en el Hospital (EPINE). Participación en las Comisiones Clínicas.

- **Escalas de gravedad en las Unidades de Cuidados Intensivos**

La responsabilidad social de los servicios de medicina intensiva se relaciona directamente con la prestación de un servicio humano a la comunidad y no puede enmascarar una obligación ciertamente ética: la necesidad de racionalizar la utilización de dichos servicios. El objetivo principal de los servicios de medicina intensiva, y un determinante de su eficacia, es obtener una reducción de la mortalidad con la máxima calidad de vida posible para sus enfermos, teniendo en cuenta que el concepto de calidad de vida abarca aspectos de tipo cualitativo y cuantitativo. Esto ha contribuido al desarrollo desde hace más de 15 años de escalas predictorias de la gravedad en estos pacientes.

De este modo, en la planificación de los servicios de medicina intensiva se utilizan estos scores (escalas) para conocer de forma objetiva el nivel de gravedad y el esfuerzo terapéutico de los pacientes ingresados. Estas escalas son consideradas como un instrumento de medida de calidad interna dentro de la UCI y permiten, a su vez, la comparación entre UCI de distintos centros.

Las aplicaciones de los índices de medida de gravedad son diversas: desde la evaluación de la calidad asistencia' a la estratificación de los pacientes para estudios clínicos, pasando por la ayuda en la decisión a los médicos y como sistema de estimación de los costes generados por los pacientes.

Identificamos fundamentalmente tres factores esenciales para optimizar y racionalizar los recursos disponibles, entendiendo por racionalizar la organización de la producción o el trabajo con la finalidad de aumentar el rendimiento o reducir los costes: evitar la utilización inapropiada; conocer los costes de las prestaciones, y determinar los factores que influyen en la estancia media hospitalaria.

- **Organización funcional de la Unidad de Cuidados Intensivos**

- **Introducción:**

Como ya se ha dicho, la UCI es el espacio físico destinado a la atención de los enfermos críticos y en donde se concentran los recursos humanos y tecnológicos para llevarla a cabo de la manera más eficiente. En la UCI intervienen distintos profesionales que llevan a cabo distintas tareas y procesos con un único fin: dar valor añadido, en términos de salud, a los pacientes ingresados. Será necesaria, pues, una organización funcional para conseguir los mejores resultados con la mejor utilización de los recursos.

- **Actividad Médica:**

La actividad del día comenzará con el cambio de guardia de la mañana (moming). El médico de guardia saliente informará al

resto del equipo y al Jefe de Servicio de las incidencias ocurridas durante la guardia, los cambios en el estado de los pacientes ingresados y se relatarán los ingresos habidos detallando la historia clínica, los diagnósticos y tratamientos aplicados. Se discutirá con la metodología propia de una sesión clínica cada uno de los enfermos. Asistirá a esta sesión la Supervisora de enfermería.

A la conclusión de este pase de visita se distribuirá la actividad asistencia entre los facultativos valorando la continuidad de la atención y la disponibilidad asistencial. Se procurará, siempre que sea posible, que cada enfermo tenga un mismo médico asistencial.

A las 14 horas el médico asignado procederá, en el despacho habilitado para ello, a la información a las familias del estado de cada uno de los enfermos. Para ello se habrá informado de los facultativos responsables de cada enfermo. Es importante que, siempre que sea posible, sea el mismo médico el que informe cada día, eso evita la sensación por parte de familia de dispersión en la atención médica, favorece la comunicación entre médico y familia y evita confusiones que se producen al contar lo mismo pero de forma distinta.

A las 15 horas entrará el facultativo de guardia. Se procederá a un segundo pase de guardia, más conciso que el de la mañana, orientado a problemas de los pacientes para mantener la continuidad asistencial.

El médico de guardia pasará visita con el personal de enfermería de cada módulo de la unidad, comentándose la historia clínica de los enfermos, sus diagnósticos y necesidades de cuidados.

Tanto los médicos de la mañana, como de guardia, además de prestar la asistencia a los enfermos que les corresponda en la UCI, atenderán la asistencia al paciente crítico en el área de Urgencias, la asistencia al soporte vital avanzado (PCR) del hospital y las interconsultas de otros servicios.

Los sábados, domingos y festivos, el médico saliente de guardia pasará la guardia al médico que entra de guardia, del mismo modo que todas las mañanas, seguidamente pasarán a la actividad asistencial rutinaria, una vez concluida ésta e informadas las familias el médico saliente podrá abandonar, por fin, el hospital.

Como se detalla en otros capítulos de esta Memoria los médicos tendrán otras actividades no asistenciales:

Participación en distintas Comisiones Clínicas.

Diseño de procesos clínicos.

Elaboración de guías de práctica clínica.

Investigación.

- **Protocolos:**

La unidad cuenta, entre otros, con los siguientes protocolos:

Procedimiento para la administración de fibrinolíticos.

Procedimiento para permeabilización de reservorios

- Procedimiento para la implantación de marcapasos definitivo.
 - Procedimiento para la aspiración de secreciones bronquiales.
 - . Prevención de infecciones respiratorias.
 - . Tratamiento de úlceras por presión.
 - . Mantenimiento y manejo de pacientes portadores de sonda vesical
 - Procedimiento para la nutrición enteral y parenteral.
 - Procedimiento para la coronariografía.
 - Procedimiento para la canalización de un catéter venoso central tipo Drum para la canalización arterial.
 - .Procedimiento para la extracción de sangre para hemocultivo seriado.
 - Procedimiento para la inserción de sonda nasogástrica.
 - Procedimiento para la inserción de sonda vesical.
 - Dotación y revisión del carro de parada.
 - Uso y manejo del carro de parada.
 - Uso y manejo del desfibrilador.
 - RCP avanzada.
 - Cuidados para el paciente con patología cardíaca.
 - Cuidados para el paciente con patología respiratoria.
- Todos estos protocolos se encuentran en un clasificador, en el control de enfermería y están a disposición de cualquier profesional y/o estudiante para su uso y consulta.

- Actividad de Enfermería:

La establecerá el Supervisor de la UCI, de acuerdo con la Dirección de Enfermería y el Jefe del Servicio. Como introducción y normas básicas pueden mencionarse las siguientes en congruencia con la actividad médica:

Distribución de pacientes:

- En el momento del relevo de turno, cada enfermero(a) deberá conocer de qué enfermos va a ocuparse.
- Los criterios de distribución serán: cargas de trabajo, pacientes en situación de aislamiento, proximidad de los boxes.
- Se intentará mantener la continuidad de la atención, de forma que cada enfermera(o) llevará los mismos enfermos hasta el día de libranza.
- Por ausencia de la unidad (acompañando al enfermo en traslados, descansos} se delegará el cuidado del paciente en otra enfermera(o), de forma nominal y mediante parte verbal. Se intentará que dicho(a) enfermero(a) sea aquella responsable de los pacientes más próximos al Box descubierto.

Relevo de Turno:

- Se iniciará la jornada recibiendo parte verbal, la enfermera(o) saliente transmitirá incidencias, evolución y situación actual de

los pacientes a su cargo a la enfermera entrante de forma personalizada.

- Una vez planificado el trabajo y realizadas las actividades prioritarias se dará a conocer, de forma concisa, la situación general de todos los pacientes de cada módulo de la Unidad a todo el equipo, enfermeras, auxiliares de enfermería, personal de apoyo, que trabaje en ese módulo.

Gráfica y Alta de Enfermería:

- Se irá registrando toda la información (ctes., medicación administrada, eventos, etc.) en la Gráfica de Enfermería de forma manual, o en la base informática, cuando se disponga de ella
- Se diseñará y cumplimentará un alta de enfermería específica.

- Ingreso de Pacientes:

Cuando se vaya a producir el ingreso de un paciente en la UCI, el médico intensivista responsable avisará previamente al personal de enfermería, comunicando el estado o diagnóstico del enfermo y las necesidades a cubrir. No ingresará ningún paciente sin la indicación expresa de un médico intensivista. Se decidirá el Box donde ingresará dependiendo de la disponibilidad de camas, de la patología y de la necesidad de recursos que vayan a ser

necesarios. Se seguirá el Procedimiento de acogida del paciente y familia en la UCI ya diseñado.

Si el paciente procede de otro servicio del hospital compete al personal de enfermería de dicho servicio el comunicar al Servicio de Admisión que se ha procedido al traslado del enfermo. El personal de la UCI confirmará que el procedimiento se ha cumplido. Si el paciente no estuviera ingresado es competencia del médico cumplimentar la orden de ingreso. Una vez concluida la atención inicial al paciente y la familia informada del estado del mismo el médico procederá a redactar el Informe de Ingreso informatizado.

- Alta de Pacientes:

El médico responsable decidirá el momento del alta del paciente, comunicando a la enfermera al cargo de los cuidados de dicho paciente el área de hospitalización donde debe ser trasladado y cumplimentará el Informe de Alta. Se le comunicará a la familia (el médico responsable u otro facultativo encargado de la información diaria) el alta del enfermo y su traslado a otro servicio. La enfermera al cuidado del paciente solicitará cama de hospitalización al Servicio de Admisión. Una vez adjudicada y preparada la cama del área de hospitalización se procederá a efectuar el traslado lo más rápidamente posible. Ver procedimiento de alta de enfermería del paciente de UCI.

- Visitas:

Los familiares podrán visitar a los enfermos dos veces al día:

- De 13 a 14 h., después de la visita serán informados a las 14 h.
- De 19 a 20 h.

Las visitas podrán esperar la hora de visita y de información en la Sala de Espera cercana al despacho de información. A la hora de visita serán recogidos y acompañados por un celador hasta dentro de la unidad pasando directamente al Box del paciente. Se cumplirá al máximo con el horario de visita de las familias, evitando demoras innecesarias. Si fuera necesario hacer cualquier intervención a un paciente durante el horario de visita, los familiares esperarían en la Sala de Espera, mientras los otros familiares pasarán con los pacientes, de modo que sólo se demora la visita de la familia de este paciente.

Al ingreso de un paciente, después de que el enfermo haya sido estabilizado y las intervenciones más prioritarias concluidas, el médico responsable del paciente informará a la familia, después se permitirá que visiten al paciente fuera del horario establecido.

Antes de una intervención importante sobre el paciente (cirugía, por ejemplo) se informará a la familia y después de la misma se permitirá una visita.

En situación terminal y de exitus inminente se permitirá a la familia que lo desee permanecer con el paciente en esos últimos momentos.

1.1.2 LA UNIDAD DE MEDICINA INTENSIVA. UCI EN NUESTRO PAÍS

El común denominador en las UCI de los principales nosocomios en nuestro medio, refiriéndonos sobre todo a la ciudad de Lima es la siguiente:

❖ Cartera de servicios:

Atención en soporte circulatorio:

- Infarto al miocardio.
- Arritmia cardiaca.
- Insuficiencia cardiaca.
- Resucitación.
- Monitorización analógica cardiaca.

Atención en Urgencias Respiratorias:

- Edema del pulmón.
- Fibrosis pulmonar.
- Insuficiencia respiratoria crónica.
- Neumonía.
- Hipoxia.
- Atelectacia.
- Etc.

Atención de Problemas Renales:

- Generalmente, se encuentra ubicado en otros servicios aparte:

En el seguro social: Unidad de Hemodiálisis.

En otras instituciones: Unidad Renal.

Atención en Nutrición y Perfusión:

- Incapacidad de alimentarse por si mismo.
- Estados de anemia perniciosa.
- Deshidratación grave.

❖ **Organización Funcional**

En esta parte, pondremos un ejemplo observando en la UCI, del Hospital de policía.

Consta de ocho boxes, numerados del 1 al 8 empezando por la izquierda de la sala. Son boxes abiertos y comunican a su vez con el pasillo exterior.

Estructura:

La unidad forma un rectángulo configurado en 2 naves y un pasillo central de modo que desde la zona central están visibles todos los pacientes y ellos e ven entre sí.

- En el centro de la sala al fondo se encuentra.
- La central de monitorización. Donde llegan las señales de todos los monitores individuales.
- A continuación del box número 8 tenemos una sala de hemodinámica.

- En la base del semicírculo hay una pequeña sala de estar de pacientes, con ventana al exterior y un almacén de lencería.

Otras dependencias:

Al entrar nos encontramos:

- A la derecha: Cuarto de recogida de material sucio.
- A la izquierda: Secretaria, oficina médico jefe.

Sala multiuso: de reuniones, despacho, de información a los familiares y se comunica con el pasillo exterior. Siguiendo por dicho pasillo, nos encontramos con la habitación del médico de guardia y a continuación el despacho para el personal administrativo.

Seguidamente están los aseos para el personal de la unidad y un almacén general para sueros, material fungible, etc.

El personal establecido por el Hospital, para la unidad de cuidados intensivos en el turno de mañana, es de:

a) Personal de enfermería:

1 enfermo (supervisor): turno fijo

2 enfermeras: turno rotatorio

1 auxiliar de enfermería: turno fijo

1 auxiliar de enfermería: turno rotatorio

b) Personal médico

1 intensivista (de turno)

1 intensivista (de guardia)

c) Otro Personal

1 limpiadora

1 suboficial de guardia noches, otros 2 turno de día.

1 secretaria.

❖ **Dinámica de Trabajo**

A las 08.00 horas se comienza con el cambio de turno. Las enfermeras del turno de noche dan las incidencias orales y escritas sobre cada uno de los pacientes ingresados, a sus compañeros que los relevan.

A partir de aquí se sigue un esquema más o menos fijo en el plan de trabajo de la mañana: 8:00 – 9:00.

Clasificar las peticiones de laboratorio, hematología y radiodiagnóstico a la vez que se llevan a cabo las extracciones sanguíneas.

Realizar electrocardiograma a los pacientes con afección coronaria ya los que lo precisan.

Proceder al lavado de pacientes. Esta actividad es realizada conjuntamente con el personal auxiliar de enfermería. Es muy importante que sea así, puesto que no sólo incluye el aseo corporal, sino la higiene y el mantenimiento de la asepsia de las técnicas invasivas que pueda presentar el paciente (vías centrales, tubo endotraqueal...). También se realiza en este momento la aspiración de las secreciones tanto de la boca y garganta, como de la tráquea a través del tubo endotraqueal.

Realizar curas de las heridas quirúrgicas si las hubiera, se cambian los apósitos y se desinfectan las zonas de punción, drenajes, etc...

9:00- 10:00

Alimentar al enfermo.

En este momento se aprovecha para anotar las constantes vitales, que se toman de forma horaria, si no hay otra indicación, en la gráfica y anotar las incidencias en el plan de cuidados.

10:00-12:00

Trasladar los datos referentes al tratamiento a la hoja llamada "órdenes para el tratamiento" y plasmar en horas las pautas que los facultativos hayan marcado, una vez que se haya pasado sala.

12:00-13:00

Repasar los tratamientos de cada uno de los pacientes, anotar los correspondientes a esta hora, prepararlos y administrarlos.

13:00-14:00

Tiempo de visita para los familiares. El equipo de enfermería debe permanecer alerta para lo que pudieran demandar.

14:00-15:00

Terminar de escribir todas las incidencias en la hoja de evolución, hasta las 15.00 horas, momento del cambio de turno. Realizar el balance hídrico y repasar las gráficas para comprobar que todo haya quedado bien anotado.

❖ Protocolos

Es semejante al modelo dado:

Existen procedimientos preestablecidos para la atención de determinados tipos de pacientes:

- Procedimiento para el internamiento de paciente nuevo.
- Procedimientos para abrir la historia del paciente.
- Redacción del plan de cuidados a seguir.
- Procedimientos para la entubación de pacientes con problema respiratorio.
- Procedimiento para la aspiración de secreciones.
- Procedimiento para monitorizar al paciente.
- Procedimiento para el uso de:
 - Respiradores
 - Desfibriladores
 - Electrocardiógrafos
 - Monitores
 - Bombas de infusión.
- Procedimientos para inserción de sondas, etc.

❖ **Equipos Biomédicos con los que cuenta :**

De soporte Circulatorio:

- Central de monitoreo, con un monitor de cabecera en cada cama.
- Marca: meneen medical. USA.
- Desfibriladores (2) con monitor y electrocardiógrafo incorporado.

Marca: Liffe Pack.

- Marcapasos.

De Soporte Ventilatorio:

- Ventilador volumétrico (04)

Marca: Nellcor Puritan-Bennett.

- Ventiladores Volumétricos: con técnica no invasiva.
- Oxímetros de pulso (02).

Equipos de Perfusión:

Bombas de impresión volumétrica (04)

Marca Imed. USA

❖ Otros Materiales

Material fungible, equipos de venoclisis, guantes, etc.

1.2 ENCUADRAMIENTO Y UBICACIÓN DE LOS EQUIPOS DE CUIDADOS INTENSIVOS COMO MEDIO DE INFORMACIÓN Y CONTROL CLÍNICO DEL PACIENTE

La unidad de cuidados intensivos posee los siguientes equipos biomédicos:

- Equipos para soporte circulatorio: Son equipos de entrega de datos analógicos de las señales cardiacas así como los valores de las constantes vitales; sea: temperatura, presión, frecuencia cardiaca, etc.
- Electrocardiógrafos.

- Centrales de monitorización: con panel principal ubicado en estación médica en el que se observa la señal cardíaca y valores de los constantes vitales de cada paciente monitoreado, consta de un monitor en cada cama.
- Torre de monitorización hemodinámica: informa el volumen del flujo sanguíneo y su frecuencia según los impulsos del corazón.

❖ **Actuadores para corregir problemas**

- Cardio-compresor, equipo de apoyo y entrega de ciclado circulatorio.
- Programadores de marcapaso: usado para incentivar al corazón que siga funcionando a una frecuencia y potencia programada.
- Generadores de marcapasos temporales: equipo portátil colocado al paciente y retirado según prescripción médica.
- Monitor desfibrilador: Equipo 3 en 1, dotado de: monitor, electrocardiógrafo y 2 electrodos para estimular el corazón en caso de paro cardíaco ó arritmia.

Equipos de Soporte Ventilatorio:

- Respiradores: Para entregar ciclado de respiración sea: asistido (demanda del paciente) y controlada (programada por el médico).
- Respirador portátil.
- Pulsoxímetro: mide la cantidad de oxígeno que esta siendo entregada por el pulmón al organismo.

Equipos de Nutrición y Perfusión:

- **Bombas de nutrición enteral:** Entrega alimento vía sonda naso gástrica al paciente utilizando una pequeña bomba que introduce el alimento por dicha vía.
- **Bombas de infusión volumétrica:** es un equipo que se encarga de transfundir sangre, suero o medicación por vía venosa, accionada por presión y controlada volumétricamente, usando una pequeña bomba que puede ser programada por intermedio de un teclado; posee un display indicador de los platos programados.
- **Bomba de jeringa:** Para aplicar medicación usando equipo de venolisis.
- **Bombas de doble canal:** Es una bomba de infusión de doble opción.

Otros Equipos:

- Carros de cura.
- Equipos de radioscopia: Equipo de diagnóstico por imágenes usando rayos X, es un equipo portátil que se puede acercar a la cama del paciente, en una UCI pueden haber 2 ó 3 de ellos.
- Equipo de Angiografía: Equipo de diagnóstico por imágenes que usa radiación (radioactividad) no dañina que ayuda a la generación tanto de tejido blando (músculo y órganos) así como también de tejido duro (huesos) con el cual se puede detectar presencia de tumores, quistes, y otros cuerpos extraños, es más

complejo y más útil que un equipo de Rayos x, también puede tomar tomografías.

- Frigorífico.
- Medicación y sueros.
- Material fungible.
- Etc.

Dotación de Material y Equipo por cada Box:

- Monitor individual multifunción (módulos de ECG, gasto cardíaco) conectado a monitor central.
- Material accesorio de monitorización: electrodos, cables, etc.
- Toma de vacío (aspiración).
- Toma de oxígeno.
- Fuente de luz.
- Rieles de cabecera dotados de: caudalímetros de oxígeno, tensiómetros de mercurio, ambú, sondas de aspiración.
- Bandeja auxiliar.

1.2.1 IMPORTANCIA DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN UNA UCI.

El 36% de los ingresados en UCI requieren ventilación mecánica.

Un 36 por ciento de los pacientes que ingresan en una UCI requieren ventilación mecánica. Esta es la prevalencia del proceso que ha obtenido un estudio multicéntrico, coordinado desde el Hospital Universitario de Getafe, en Madrid, cuyos resultados se publican hoy

en la revista "JAMA". El equipo ha conseguido reunir datos de más de cinco mil pacientes y conformar la base de datos sobre el tema más amplia hasta la fecha.

La supervivencia de los pacientes sometidos a ventilación mecánica no depende sólo de los factores presentes al inicio del procedimiento, sino también del desarrollo de complicaciones y del manejo que se haga del paciente dentro de la UCI. Esta ha sido la principal conclusión de un estudio observacional multicéntrico internacional, coordinado desde la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital de Getafe, en Madrid, que se publica hoy en "The Journal of the American Medical Association".

Un total de 5.185 pacientes, sometidos a ventilación mecánica durante más de 12 horas consecutivas en alguna de las 361 UCI participantes, fueron seguidos simultáneamente durante un periodo de 28 días en los que se recogieron datos de gasometría, de complicaciones y de evolución, así como variables de edad, sexo y motivo de la ventilación mecánica de cada enfermo.

"El objetivo del trabajo era analizar a gran escala cómo se utiliza la ventilación mecánica y qué resultados tiene", ha señalado a CM el coordinador del trabajo, Andrés Esteban, jefe de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Universitario de Getafe, en Madrid, que ha trabajado codo con codo junto a Fernando Frutos e Inmaculada Alía, ambos de su mismo servicio.

Los resultados globales indican que el 36 por ciento de los pacientes ingresados en UCI, requieren ventilación mecánica durante más de doce horas y que entre este grupo, la tasa global de fallecimiento es del 30 por ciento. Los más de cinco millones de datos recogidos en 20 países de Europa (España, Portugal, Francia, Reino Unido, Irlanda, Italia y Grecia), América (Canadá, Estados Unidos, México y la mayor parte de Suramérica) y Africa (Túnez), conforman la mayor base de datos sobre el tema creada hasta la fecha y "podrá utilizarse como control de calidad, a la vez que permitirá el desarrollo de futuros artículos sobre aspectos concretos que no se han detallado en el trabajo que publica "JAMA", ha puntualizado Esteban.

1.3 EQUIPOS DE VENTILACIÓN

Se ha querido describir los equipos de ventilación ordenados de acuerdo a su evolución, (por lo cual hacemos un recuento histórico de los mismos).

Los equipos de respiración o ventiladores, utilizan una técnica por intermedio de la cual suministran un soporte vital al paciente siendo utilizados con mucha frecuencia en las unidades de cuidados intensivos (UCI) en las que cumplen un rol muy importante por cuanto sumisión es mantener el intercambio gaseoso alveolar a pacientes con problema respiratorio incapaces de mantener un ciclo de respiración por si mismos, hasta que el tratamiento médico logre su

Compensación y control de la enfermedad causa de la falla respiratoria.

1.3.1 EL VENTILADOR O RESPIRADOR PARA CUIDADOS INTENSIVOS

En la actualidad la aplicación de la terapia respiratoria en unidades de cuidados intensivos que incluye la monitorización y manejo del paciente es de gran responsabilidad, requiriendo conocimiento de la operación, capacidad y la forma como estos sistemas suministran.

El soporte ventilatorio al organismo.

Para el entendimiento del trabajo de un ventilador ó respirador se debe tener presente que existe 5 variables asociadas con la ventilación.

- La velocidad de respiración (resp/min).
- El volumen de cada respiración (Its.)
- Tiempo de inspiración / rapidez de flujo inspiratorio.
- Concentración de O₂ en el gas usado.
- Presión del sistema y del fin de espiración.

Con los avances de la tecnología moderna sobre todo la electrónica se han construido en los países desarrollados equipos capaces de controlar estos parámetros.

Antes de describir los tipos de ventiladores o respiradores se ha visto por conveniente exponer un breve recuento histórico de los mismos.

La técnica de ventilación mecánica, se inició con los ventiladores de tanque llamados pulmones de acero, diseñados a principios del Siglo XX que funcionaban creando una presión inferior a la presión atmosférica alrededor del tórax del paciente logrando así su expansión produciéndose de esa manera una presión negativa alveolar, con lo cual se lograba la inspiración de aire, ver Fig. 1.6.

A la técnica de crear una presión negativa pulmonar, se le conoce como ventilación de presión negativa. Este tipo de ventilación tenía muchas desventajas porque aislaba al paciente dificultando su atención, Fig. 1.7.

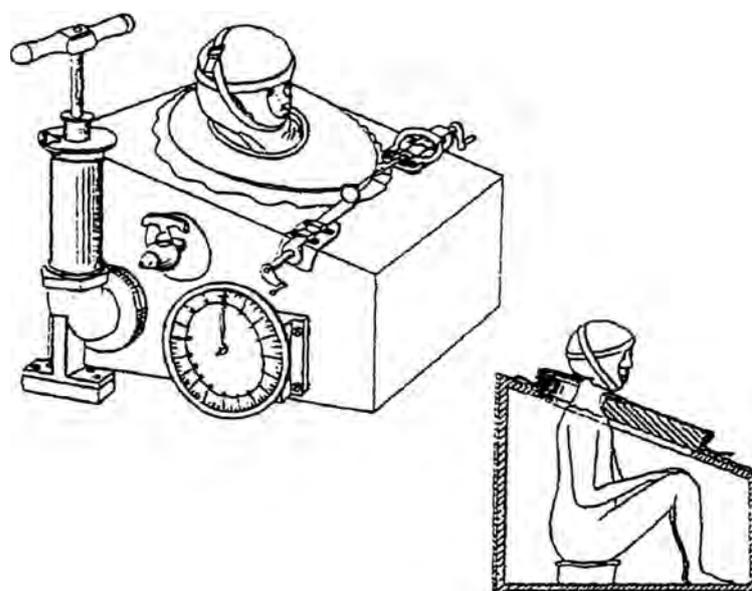


Figure 1.6
Alfred F. Jones tank ventilator from Kentucky in 1864.

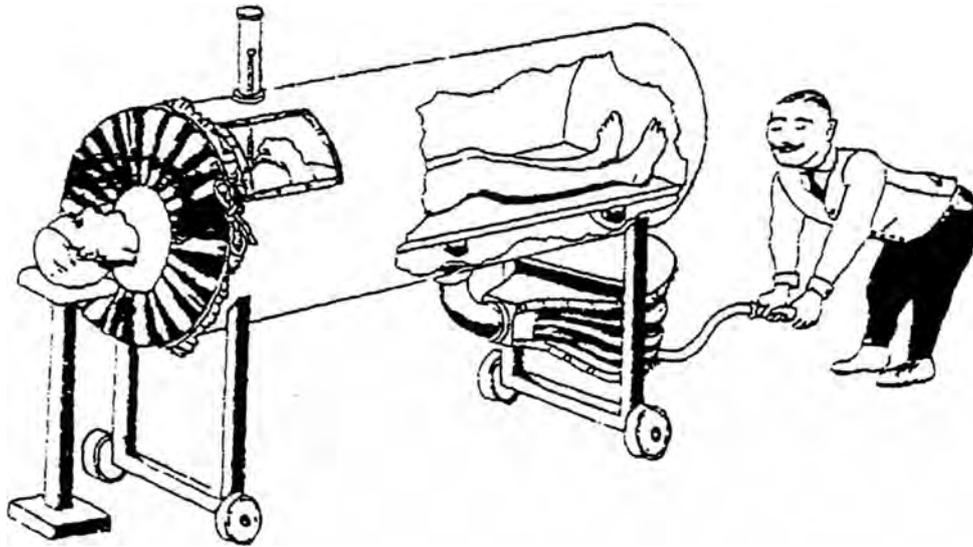


Figure 1.7
The 1876 Woillez “spirophore” tank ventilator.

Aproximadamente en los años 1940 – 1950, se diseñó equipos capaces de ventilar al paciente produciendo en sus fosas nasales una presión mayor a la presión alveolar, provocando así un flujo de aire al interior del pulmón, a este tipo de ventilador se le conoce como ventilador de presión. Estos ventiladores fueron superados por los ventiladores que controlan la cantidad de aire introducido a los pulmones del paciente, los que actualmente se les conoce como ventilador volumétrico.

En la actualidad, con los avances de la tecnología se ha desarrollado equipos que controlan óptimamente esas variables.

1.3.2 EQUIPOS QUE USAN PRESIÓN COMO PARÁMETRO PARA LA ADMINISTRACIÓN DE AIRE AL PACIENTE

Los ventiladores de presión limitada permiten al operador seleccionar una presión (mayor que la atmosférica) para ser administrada en cada respiración. Esta selección varía de 0 – 40 cm de H₂O. Pocos modelos pueden administrar presiones mayores. Por lo general, la presión se fija entre 10 y 40 cm H₂O. Cuando el aparato se pone en marcha, el gas empieza a fluir y la presión aumenta hasta que alcanza el límite fijado. Dependiendo del ventilador, existen controles que permiten al operador variar el flujo del gas inspirado, a administrar. Otros controles pueden incluir (1) operación manual, (2) nebulizador, (3) compensador de fugas, (4) frecuencia o control de apnea. El diseño total y la capacidad del ventilador de presión limitada, hacen que ésta no sea recomendable para pacientes gravemente enfermos (adultos o niños) que necesitan ventilación mecánica por tiempo prolongado.

Para la aplicación de este ventilador el médico debe tener una información básica del paciente:

- Edad
- Peso
- Sexo
- Diagnóstico

La utilización de la presión como parámetro de comparación para que el equipo ocasione el cambio de la fase inspiratoria a la fase espiratoria, se refiere a que el médico o quien opera el equipo fija un

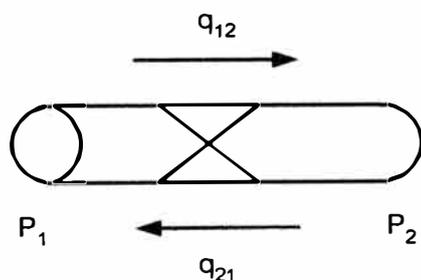
valor de presión límite, el cual se estará comparando constantemente con la presión de inspiración y que al igualarse ambas, terminará la inspiración y empezará la espiración; es por ello, que se les conoce a estos ventiladores como ventiladores ciclados por presión, siendo el volumen insuflado al pulmón una consecuencia de esta presión programada.

La pre-calibración o programación del sistema se realiza en CmH_2O . Para establecer la duración de la fase inspiratoria se utiliza el flujo inspiratorio el cual puede medirse en Lts/min , esto por que la velocidad de flujo hace que se alcance más o menos rápido ó más antes o poco después la presión programada.

Se debe tener siempre presente, que la fase inspiratoria debe durar menos que la fase espiratoria.

En este momento, conviene definir que es presión positiva y que es presión negativa y a lo que conlleva la utilización de ello.

Cuando en un sistema neumático existe un desnivel de presión entre 2 posiciones de un ducto, se establece un flujo, esto es:



Si $P_1 > P_2 \rightarrow q_{12}$

Si $P_1 < P_2 \rightarrow q_{21}$

Fig. 1-8

Fig.1.8

Cuando se aplica presión positiva sucede lo siguiente:

$\phi = 0$ Si $P_1 = P_2$

$\phi \neq 0$ Si $\uparrow P_1 \rightarrow P_1 > P_2$ se establece un ΔP

Si es que se usa la técnica de presión negativa sucede lo siguiente:

$\phi = 0$ Si $P_1 = P_2$

$\phi \neq 0$ Si $P_2 \downarrow \rightarrow P_1 > P_2$ se establece un ΔP

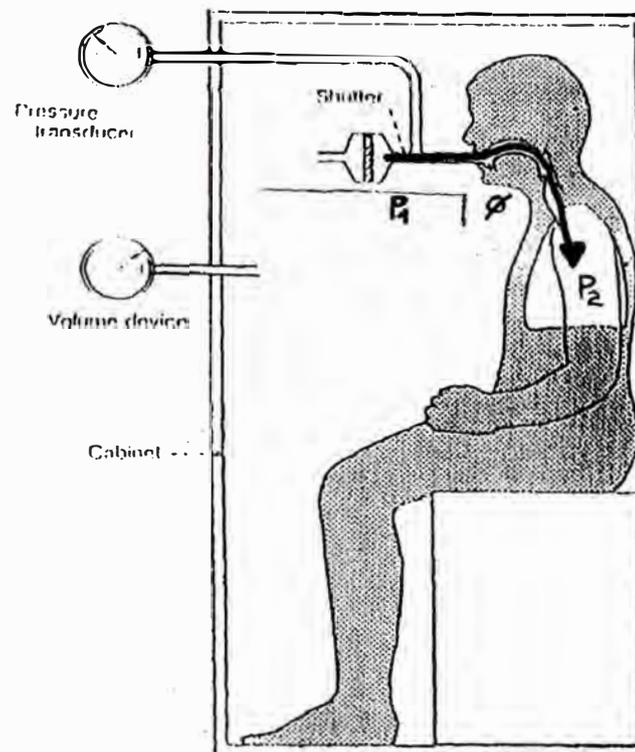


Figura 1.9
Diagrama esquemático del establecimiento del flujo de aire del medio externo a los pulmones

Por lo tanto:

Existen dos maneras de establecer un flujo de aire del medio externo al interior de los pulmones, uno de ellos es cuando

aumentamos o levantamos la presión en la entrada de la boca y fosas nasales a valores superiores a la presión alveolar, estableciéndose un gradiente de presión, lo mismo ocurre si la presión alveolar desciende a valores inferiores a la presión en la entrada de las fosas nasales.

Al usarse la presión como el parámetro principal, el volumen desplazado hacia el paciente vendrá a ser una consecuencia de la diferencia de presiones, dicho volumen lo podremos conocer muy aproximadamente por la lectura del espirómetro.

A continuación se explica los tipos de técnicas usadas en la ventilación por presión.

❖ **Ventilación o respiración con presión positiva intermitente (RPPI)**

La aplicación de este método de ventilación en la terapéutica pulmonar ha crecido considerablemente en estas últimas décadas, obteniéndose buenos resultados en pacientes con diversas anomalías respiratorias incluyendo aquellas con enfermedad pulmonar obstructiva crónica.

El método concretamente consiste en la administración de aire por presión positiva separada por intervalos de tiempo, existen tipos de administración, según modelo y marca: por ejemplo el equipo: modelo PR-1 de la Puritan Bennett ofrece:

Paciente controlado.- Ciclado no automático para terapia.

Ciclado y presión asistida: En el que se proporciona un ciclado automático a velocidad más baja que la respiración normal para asegurar la ventilación si el paciente no respira voluntariamente y respiración asistida por presión positiva durante la demanda de aire del paciente.

Este sistema posee una válvula que es sensible al flujo, fabricada por la misma Puritan Bennett, que se abre en el caso que el paciente realice un ligero esfuerzo de inspiración, permitiendo así que se establezca un flujo variable de acuerdo con el balance entre la presión de control y la medida, se cierra cuando el flujo disminuye a un valor límite.

Resumiendo: Dos situaciones pueden abrir la válvula Bennett para comenzar el flujo de inspiración hacia el paciente.

1. Un esfuerzo inspiratorio realizado por el paciente.
2. El mecanismo del ciclo automático.

Cualquiera de estos eventos sucede uno antes que el otro.

- Cuando el paciente fuerza el comienzo de la inspiración, la unidad esta en la forma de "paciente ciclado".
- Cuando la misma máquina empieza la inspiración la unidad esta en el modo "tiempo ciclado". VER FIG. 1-10.

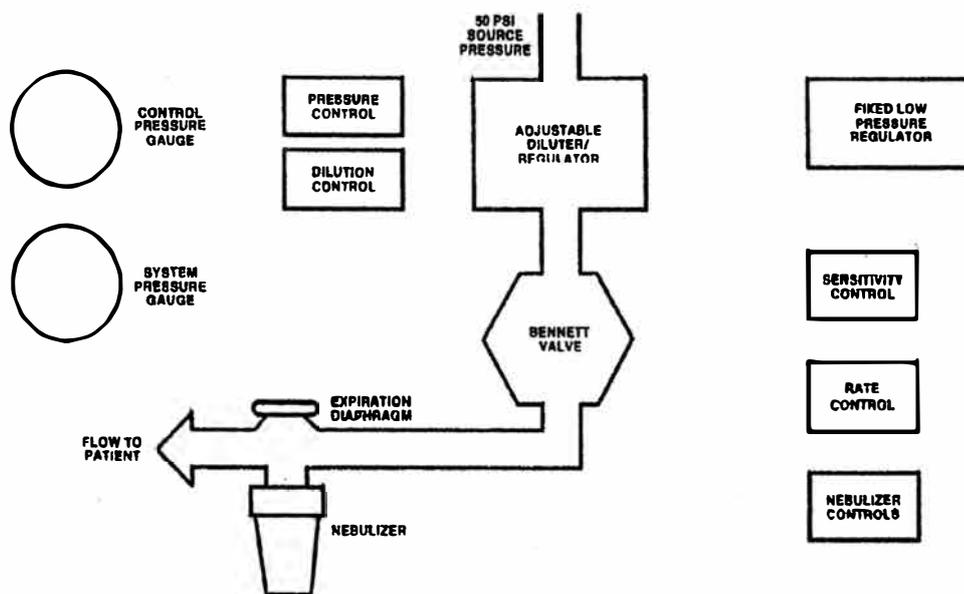


Figura 1.10
Diagrama Esquemático del Ventilador de Presión de Puritan Bennet.

Se pueden citar varias marcas y modelos de este tipo de ventilador, a saber:

Ventilador BIRD MARCK 7 y 8:

Son del tipo de presión limitada (0 – 60cm H₂O) cuya entrada de control es de aire ó de oxígeno.

La presión se programa, la que tendrá una correspondencia con el volumen desplazado, se usa para tratamiento con PRI, posee ajuste de sensibilidad, control de velocidad de flujo control de velocidad del gas de cada inspiración. Ver Fig. 1.11.

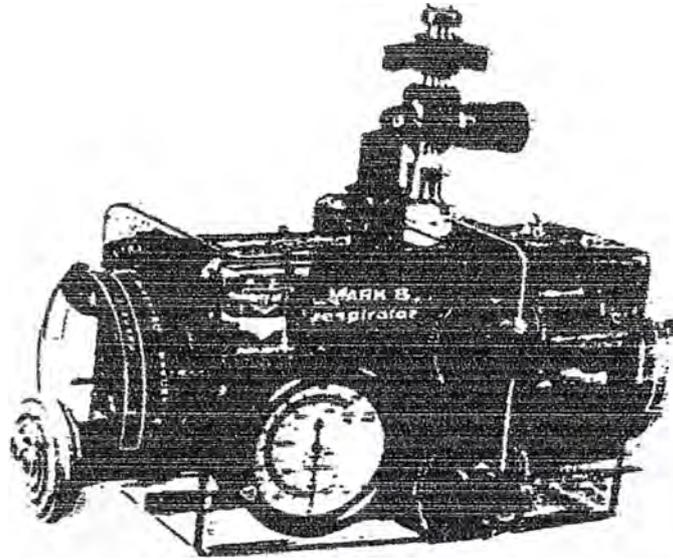


Figura 1.11
A. Bird Mark 7 modificada. B, Bird Mark 8 modificado. (Cortesía de Bird Corp., Palm Springs, Calif.).

Ventiladores BENNETT AP-4 Y AP-5

Administran PPPI, para adultos y pediatría, absorbe aire del medio externo, mezclándolo con O_2 y medicación para inyectarlo al paciente, este equipo es manual.

Ventiladores BIO-MED MVP-10

Equipo portátil, se usa para aplicar presión positiva al final de la espiración, con un valor de 18 cm H_2O , el límite de frecuencia respiratoria es de 0 – 120 resp/minuto, con una relación variable; el volumen por ciclo respiratorio es ajustable desde 0 ml hasta 400 ml.

❖ Ventilación mecánica por presión positiva no invasiva: (VMPPNI)

El término no invasivo se refiere a que sea cualquiera el tipo de ventilador, su salida de aire no es instalada en las vías aéreas del

paciente. En la ventilación por presión positiva no invasiva (VPNNI) se usa un ventilador ciclado por presión que se aplica al paciente por medio de máscara nasal o facial, o por medio de una boquilla que se usa para ventilación crónica en enfermedad neuromuscular, ver Fig. 1.12 y Fig. 1.13.



Figura 1-12
Máscaras para infante y adulto.

Como puede verse en la figura, en este tipo de ventilación no se invade las vías aéreas ó respiratorias del paciente colocándole cánulas endotraqueales, sino sólo máscara. Sin embargo se pueden producir algunas complicaciones que se pueden prevenir esto es:

- Trauma que puede producir la máscara sobre la nariz ó la frente.
- Irritación conjuntival, cuando hay escape hacia los ojos.
- Congestión nasal o dolor en los senos para nasales que se corrigen disminuyendo la presión inspiratoria.



Figura 1.13
Forma de colocar el tubo
corrugado asegurándolo
con un clip.

En los años 60, se produjo una innovación en lo que respecta al uso de presión, presentándose ventiladores que manejaban desplazamientos de volúmenes de aire ó gas, pasando la presión a ser un parámetro secundario o derivado de este, estos equipos los trataremos en la siguiente sección.

1.3.3 EQUIPOS QUE UTILIZAN VOLUMEN COMO PARÁMETRO PRINCIPAL PARA LA ADMINISTRACIÓN DE AIRE AL PACIENTE.

Este tipo de ventilador, es ciclado por volumen, por lo que la presión en la vía respiratoria del paciente depende ahora del volumen pre.seteado por el médico. En este caso, el factor determinante del paso de la fase de inspiración a la fase de espiración, es el volumen prefijado. Este volumen controlado a su vez esta relacionado con el flujo inspiratorio.

Veamos:

El volumen se programa o lo selecciona el médico en un panel de control, este volumen programado será el volumen total que se insuflará a los pulmones del paciente, el cual se ha escogido de

acuerdo a criterios clínicos en los que intervienen , la enfermedad, la edad, peso y otros datos provenientes del laboratorio.

Luego de ello se hace una prueba inicial sin paciente, el gas del paciente previamente esta depositado en un recipiente, el cual contendrá aire + O₂ + medicamentos.

Al iniciarse el ciclo de inspiración el cual sucede en obediencia a un requerimiento del paciente ó al control electrónico, el volumen será desplazado por un fuelle o en otras casos por un pistón, como puede verse en la figura:

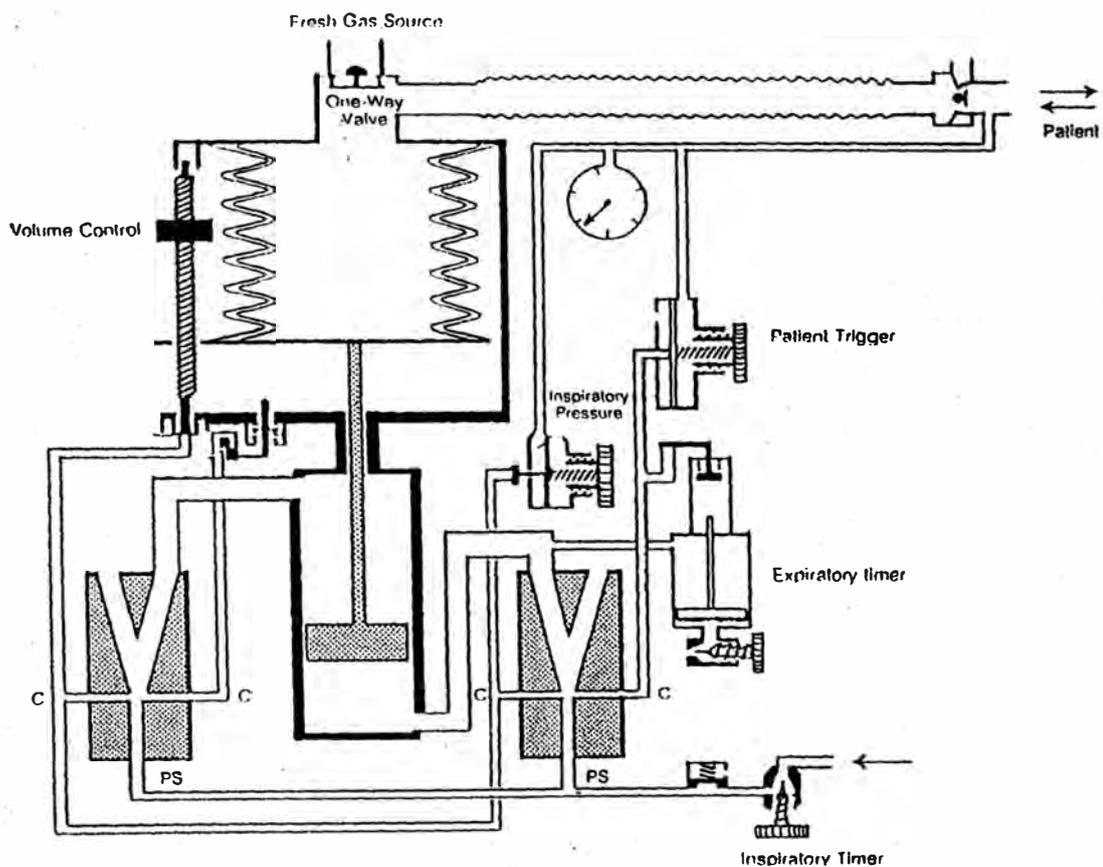


Figura 1.14 The U.S. Army volume-cycled ventilator. (Modified from Mushin WWW. Rendell-Baker L, Thompson PW: Automatic Ventilation of the Lungs, 3 Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1980).

El proceso de la inspiración es controlado desde su inicio hasta su fin por un sistema electrónico que se vale de un sensor de volumen colocado en el depósito del gas que va ser destinado para el paciente, el dato del sensor es comparado con el volumen programado y que al igualarse enviará una señal de STOP para que cese el traslado del volumen de aire y luego empiece el proceso de espiración, en ambos procesos inspiración y espiración hay un control de ratio asociado que indica y cuida que la inspiración sea más corta que la espiración, si no se cumple esta condición emite una señal de alarma audible; se corrige aumentando la velocidad de flujo, disminuyendo el volumen por ciclo respiratorio ó aumentando la frecuencia respiratoria.

La presión del respirador siempre esta siendo visualizada, debiendo ser de un valor tal que asegure que la presión de insuflación de aire esté limitada siempre a un valor inferior a la presión de soporte de los pulmones del paciente, cuando en algunos casos se llega a este limite antes de tiempo, esto indicará que el paciente no esta recibiendo todo el volumen programado.

Este tipo de ventilación requiere de la colocación de tubos endotraqueales ó cánulas de traqueotomía produciéndose la invasión de la vía aérea del paciente, por lo que también se denomina Ventilación Mecánica Invasiva. Ver fig. 1-15. Este método se usa para casos de problemas respiratorios agudos ó graves, siendo de gran utilidad en la salvación de vidas humanas.

La invasión de las vías aéreas, como es de esperarse tiene varias limitaciones:

- Puede producir lesiones de la faringe ó de la tráquea.
- Requiere la utilización de sedantes.
- Incapacita al paciente para hablar ó comer.
- Aumenta el riesgo de infecciones pulmonares o de los senos paranasales.

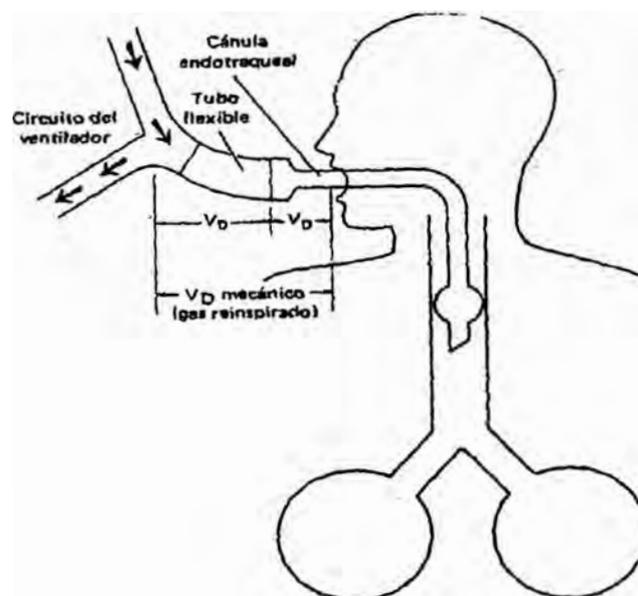


Figura 1.15
Esquema mostrando la cánula endotraqueal de un respirador volumétrico ó de Ventilación Mecánica Invasiva.

Algunos modelos de ventiladores volumétricos:

- Ventilador Puritan Bennett, modelos: MA-1; MA-2

ámbos son ciclados por volumen, usando controles de presión límite,

flujo y tiempos de inspiración y espiración. El sistema neumático de estos dos modelos ha servido de base para la elaboración del Modelo Matemático y Simulación de control del presente informe.

- Ventilador EMERSON para post operatorio, ciclado por volumen.
- Ventilador de volumen Foregger 210.
- Ventilador Searle de volumen.
- Ventilador Monaghan 225.

En la evolución de estos equipos aparecieron otros diseños incrementando las prestaciones de estos, por ejemplo sistemas que manejan volumen ó presión para efectuar el cambio de inspiración a espiración, como se presenta en la siguiente sección.

1.3.4 EQUIPOS HÍBRIDOS QUE USAN PRESIÓN O VOLUMEN PARA LA ADMINISTRACIÓN DE AIRE

En este caso, el sistema usa presión ó volumen límite para el paso de la fase de inspiración a la fase de espiración, existiendo distintas marcas y modelos, uno de los cuales pasamos a describir

- Ventilador SERVO 900

En este modelo, el volumen por ciclo respiratorio puede seleccionarse ajustando el tiempo respiratorio y el flujo espiratorio máximo. Para los límites de volumen y presión, tanto los límites altos y bajos posee alarmas luminosas y audibles. La concentración de oxígeno puede fijarse entre 21 y 100%, la humidificación del gas de paciente esta proporcionada por un dispositivo externo.

Se puede usar en el modo de presión positivo al final de la espiración PPFE, proporcionando una respiración profunda o moderada cada 100 respiraciones.

Especificaciones:

- Presión de trabajo 0 – 100 cm H₂O.
 - PPEE ajustable de 0 – 20 cm H₂O.
 - Resistencia espiratoria ajustable.
 - Frecuencia respiratoria: 6 – 60 resp/min.
 - Volumen por cada minuto: ajustable de 0.5 – 30 lt/min.
 - Pausa inspiratoria final: 0 – 20% del ciclo respiratorio.
 - Suspiro: duplica ó triplica el volumen por ciclo respiratorio cada 100 respiraciones.
- Ventilador OHIO

Este ventilador de volumen limitado, es controlado electrónicamente, computarizado, teniendo la opción a usar presión positiva por flujo espiratorio. Incorpora un espirómetro, que mide el volumen espirado, y un humidificador térmico que posee un filtro desechable para bacterias, observar fig. 1.15.

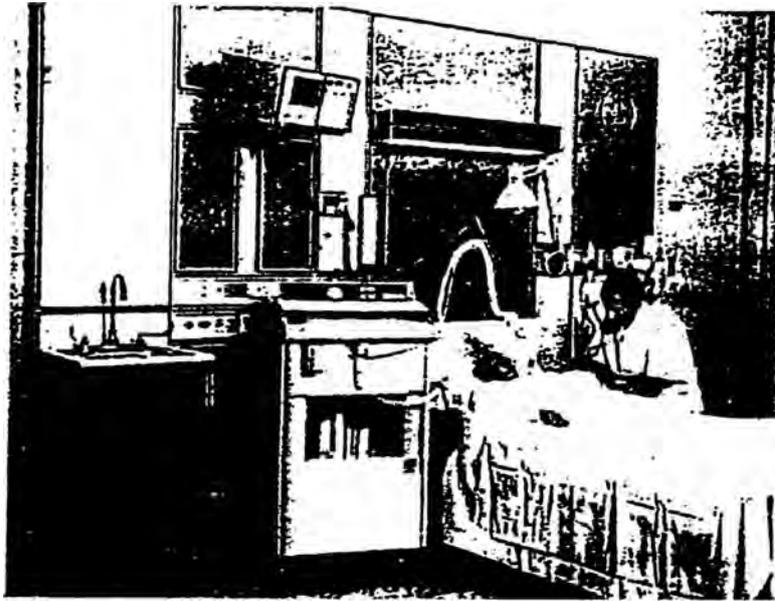


Figura 1.15
Ventilador Ohio para Cuidado Intensivo. (Cortesía de Ohio Medical Products, Madison, Wis).

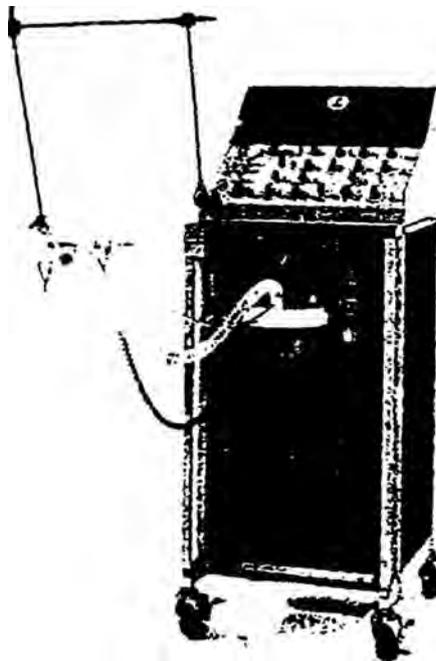


Figura 1.16
Ventilador de volumen y de PPFE bourns Bear I para adulto. (Cortesía de Bourns Life Systems División, Riverside, Calif.)

Especificaciones

- Presión prefijada ajustable.
- Nivel de presión positiva al final de la espiración PPFE ajustable de 0 – 15cm H₂O.
- Volumen de ciclo respiratorio, ajustable de 200 – 2000 ml.
- Flujo inspiratorio: 10 lt/min a 200 lt/min.
- Circuito del paciente: incluye humidificador visualizador digital de frecuencia respiratoria.

Ventilador bourns BEAR I Fig. 1.16

Ventilador de volumen diseñado para adultos; volumen, tiempo y presión ciclados son operados neumáticamente y controlados electrónicamente. Puede suministrar presión positiva al final de la espiración PPFE.

Especificaciones

- Volumen por ciclo respiratorio: 100 – 200 ml.
- Frecuencia respiratoria: 5 – 60 respiraciones/minuto.
- Volumen de suspiro: 150 – 3000 ml.
- Frecuencia de suspiro: 2 – 6 o respiraciones/hora
- Límites de presión.

1.4 DESCRIPCIÓN DE LAS INVESTIGACIONES EN NEUMOLOGÍA

1.4.1 DESCRIPCIÓN ANATÓMICA DE LAS VÍAS RESPIRATORIAS

El sistema respiratorio Fig. 3.16 tiene contacto directo con el ambiente. Está protegido por un sistema de filtración y

calentamiento, que permite al cuerpo adsorber y utilizar el aire para fines metabólicos, por esa vía, el O₂ es llevado al sistema cardiovascular y transportado a la mitocondria. El CO₂ es intercambiado por el O₂ y regresa a los pulmones a través de la sangre venosa, donde es exhalado a la atmósfera.

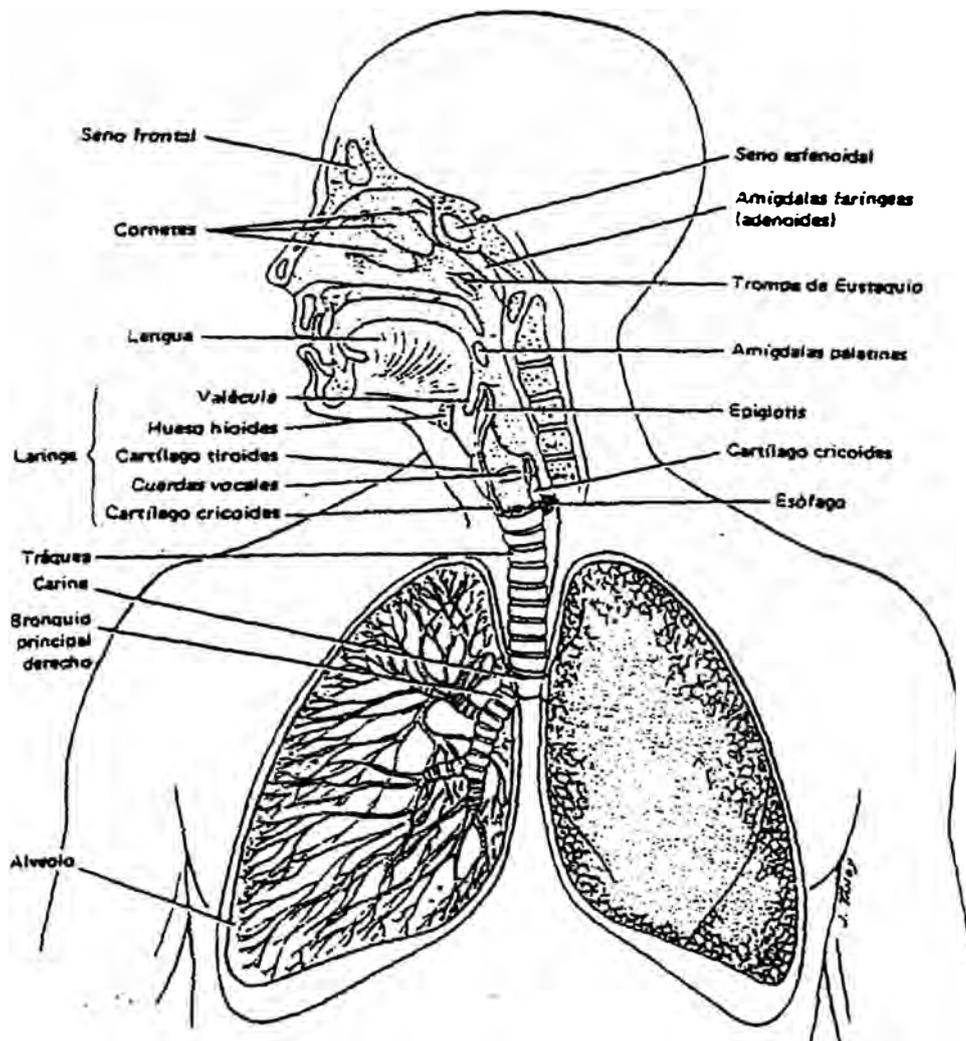


Figura 1.17

Sistema respiratorio. Incluye las cavidades bucal y nasal, nasofaringe, orofaringe, laringe, tráquea, bronquios y pulmones.

El sistema respiratorio esta dividido en:

Vía aérea de conducción, unidades de intercambio gaseoso, irrigación sanguínea.

- **Vía aérea de conducción**

En esta vía aérea se puede diferenciar 2 partes:

Vía aérea superior ó alta; compuesta por nariz, faringe, laringe.

Vía aérea inferior ó baja; compuesta por traquea, bronquios y alvéolos ambas vías están separadas por el cartílago cricoides.

- **Vías aéreas altas**

La función de las vías altas es filtrar, calentar y humidificar el aire inspirado

- **Cavidades oral y nasal**

El aire se inspira a través de la boca y de la nariz. La nariz es la principal estructura que interviene en la filtración, humidificación y calentamiento del aire inspirado. Esta parte humidifica 75-80% del gas. La respiración por la boca da por resultado una disminución de la humidificación, y quien tenga una obstrucción nasal experimentará sequedad. Sin embargo, cualquier gas inspirado, no obstante la diferencia con la temperatura externa o que se respire por la boca, es humidificado a 100% a la temperatura del cuerpo para el momento en que llega a la carina. La mucosa respiratoria lleva a cabo todo este proceso. La mucosa que cubre todo el conducto nasal está provista de vasos sanguíneos y glándulas serosas que secretan moco. El epitelio de la mucosa respiratoria es

cilíndrico, ciliado, pseudoestratificado y posee células caliciformes. El moco es producido por las células caliciformes y es movilizado por los cilios hacia la orofaringe, donde es deglutido o expectorado. Los cornetes o proyecciones óseas laterales, están cubiertos por mucosa que provee calor e intercambio de humedad; y las narinas filtran partículas gruesas y finas de 1- 10 μm (una milésima de milímetro). Estas partículas, que por lo general consisten en desecho y polvo, son atrapadas por la mucosa respiratoria en la nariz o en el árbol traqueobronquial, luego son desplazadas hacia arriba o bajo la acción ciliar y finalmente son llevadas a la faringe para su expulsión.

- **Nasofaringe**

La trompa de Eustaquio y las amígdalas faríngeas están localizadas en la nasofaringe. La trompa de Eustaquio comunica el oído medio con la nasofaringe y se abre durante la deglución para regular la presión aérea del oído medio. Las amígdalas faríngeas o “adenoides” están localizadas en el techo posterior de la nasofaringe y son una defensa importante contra las infecciones de las vías respiratorias altas. Estas adenoides cuando están crecidas, pueden ocluir las trompas de Eustaquio y llegar a producir una infección en el oído medio.

- **Orofaringe**

La orofaringe, que está localizada en la parte posterior de la boca, es donde se juntan las vías respiratoria y digestiva. Se extiende

desde el paladar blando hasta el suelo de la lengua. En el momento de la deglución, la comida pasa hacia el esófago, mientras la laringe cierra la epiglotis para evitar el paso de cualquier material extraño hacia el pulmón.

- **Laringe**

La laringe (fig. 1.18), que está constituida por diversas estructuras cartilagosas.

1. El cartílago tiroides, vulgarmente llamado “manzana de Adán”, es el cartílago más grande
2. Las cuerdas vocales, que forman una abertura en forma de V, a menudo son consideradas como la línea divisoria entre las vías respiratorias altas y bajas. Están formadas por tejidos cartilagosos y ligamentoso, que se extienden del aritenoides al tiroides. (Fig. 1.19).
3. El cartílago cricoides, localizado por abajo del tiroides y de forma de anillo con relieve, es el único cartílago completo en la vía respiratoria. Es importante recordar que en los niños es la parte más estrecha de la vía respiratoria alta.
4. Los aritenoides unen la parte posterior de las cuerdas vocales y desempeñan un papel importante en el movimiento de las mismas.
5. La epiglotis forma una cubierta en forma de hoja sobre la glotis, que es la abertura que comunica con la laringe.

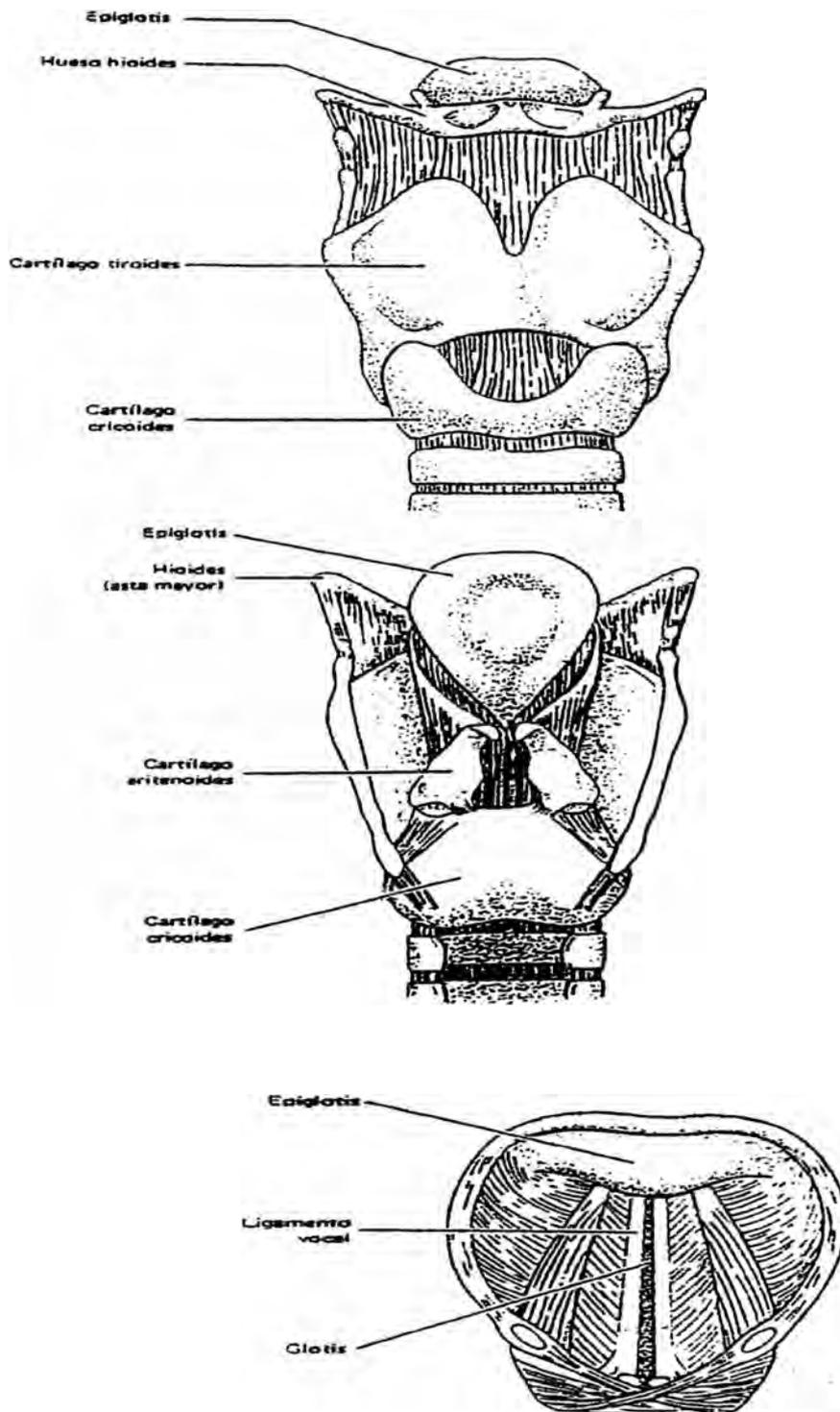


Figura (cont.). C, Cuerdas vocales, a menudo consideradas como línea divisoria entre las vías respiratorias altas y baja
Traquea

- **Traquea**

La tráquea se extiende desde el cartílago tiroides hasta la porción superior del tórax, donde se divide en los bronquios primarios derechos e izquierdo. Es de forma cilíndrica y mide aproximadamente 11 cm. De largo. La tráquea está sostenida por anillos cartilaginosos en forma de C, que se abren en su parte posterior (fig. 1.20). La porción posterior de la tráquea está cubierta por una membrana fibroelástica. La intubación traumática o la irritación constante por tubos artificiales con alta presión en las vías respiratorias, pueden producir fístulas esofágicas en el sitio antes mencionado. La carina es el punto donde la tráquea se divide.

El árbol bronquial esta ramificado de la siguiente manera:

- Bronquios

- Bronquíolos

- Bronquiolo terminal (sin considerar el alveolo)

Estas divisiones constituyen el espacio anatómico muerto, con un volumen de gas de 150ml.

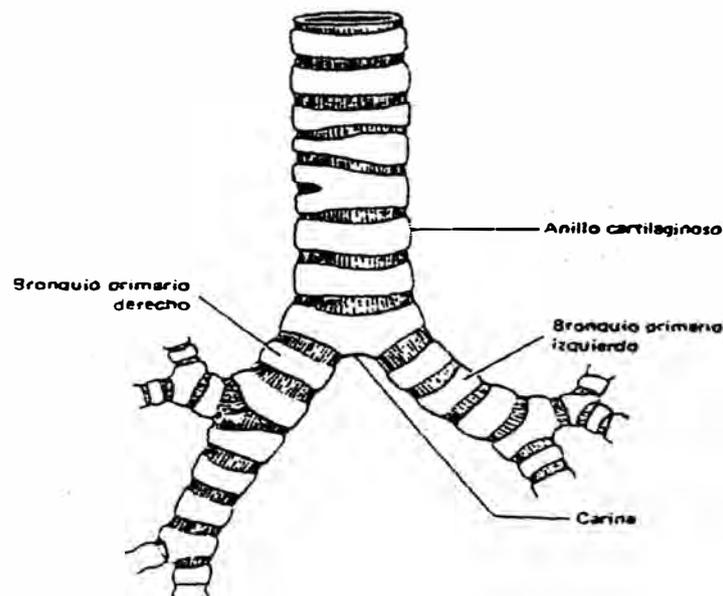


Figura 1.20

Tráquea y bronquios rodeados por anillos cartilagosos en forma de C, los cuales se abren en su parte posterior.

- **Bronquios**

Un bronquio primario conecta a cada pulmón con la tráquea. El derecho es más corto, más ancho y más paralelo a la tráquea. El material extraño aspirado tiene mayor tendencia a entrar al pulmón derecho. También las cánulas endotraqueales alojadas por debajo de la carina por lo general entran al bronquio derecho debido a la estructura anatómica. Estas ramas principales se dividen luego en cinco ramas lobulares (Fig. 1.21). Se requiere dividir el pulmón en segmentos broncopulmonares (10 derechos y 8 izquierdos). Cada segmento tiene 50 o más bronquiólos terminales y respiratorios y en ellos comienza el intercambio de gas. Estos bronquiólos, a su vez, terminan en dos o más conductos alveolares con varios alvéolos, en los cuales se lleva a cabo la mayor difusión de los

gases atmosféricos y metabólicos. Las paredes de los bronquios están cubiertas por cartílago y músculo liso y el bronquiolo contiene principalmente músculo liso. En estados bronco-espásmico, como el asma, estos músculos se contraen y estrechan la luz de las vías respiratorias. En esta situación pueden estar indicados broncodilatadores como el Bronkosol y el Isuprel.

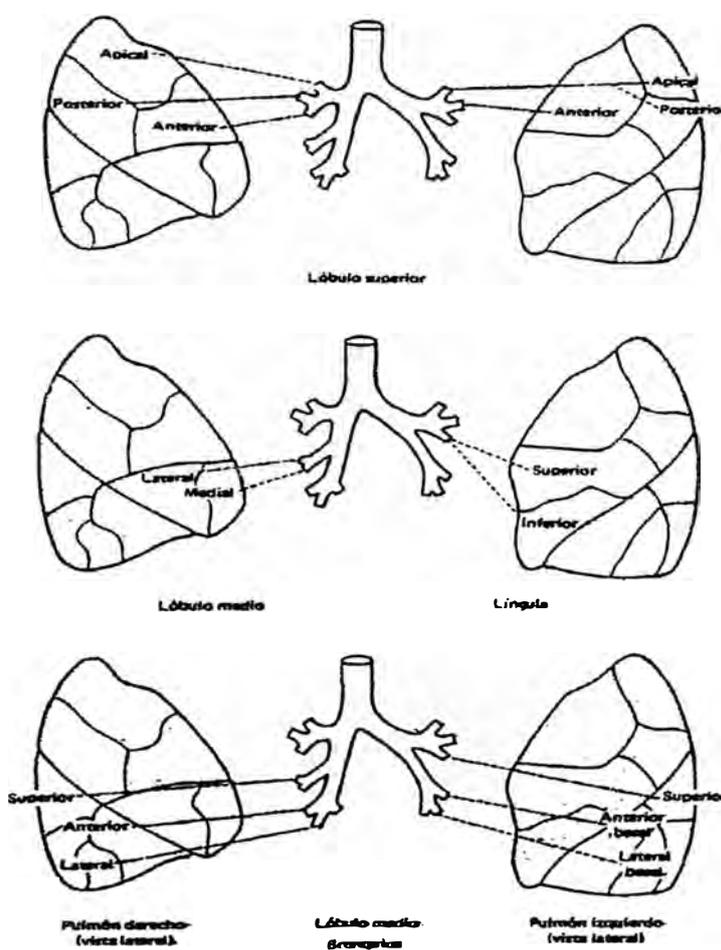


Figura 1.21

Subdivisiones del pulmón. El pulmón derecho posee tres lóbulos y diez segmentos; el izquierdo tiene dos lóbulos y ocho segmentos.

- **Unidades de intercambio gaseoso**

En esta zona es donde se encuentra la mayor cantidad de volumen pulmonar, unos 2500-3000 mL; esta constituida por las unidades respiratorias pulmonares llamadas también acinos, que depende de un bronquiolo terminal.

El acino esta constituido por:

- Bronquiólos respiratorios.
- Conductos alveolares.
- Sacos alveolares que terminan en unos 10-16 alvéolos, en los que se realizan las transferencias de gases. (fig. 1.22).

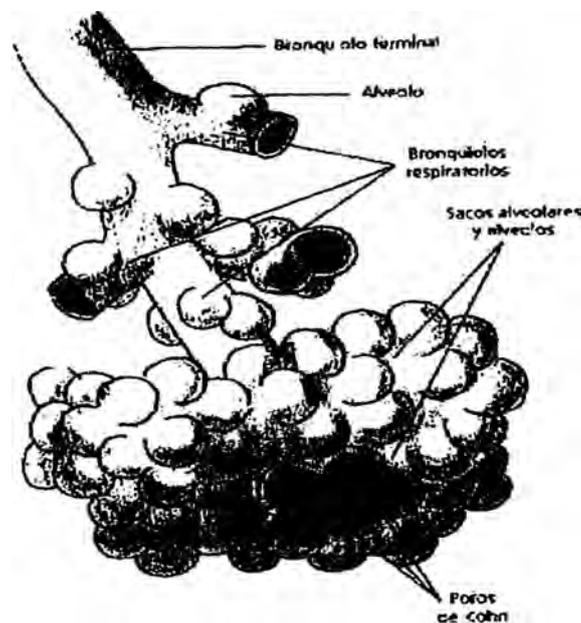


Figura 1.22
Unidad Respiratoria Pulmonar o Acino

En esta zona es en donde está la mayor cantidad del volumen pulmonar, unos 2.500-3.000 ml.

Entre los alvéolos existe un tejido conjuntivo, que se denomina intersticio alveolar y en el que se encuentran los capilares, formando un entramado que envuelve a los alvéolos. El intercambio de los gases se realiza a través del epitelio alveolar y el endotelio capilar. Existen en la pared alveolar unas células llamadas neumócitos, de dos tipos: escamosas y granulares. Son las encargadas de producir el surfactante que es el agente tensioactivo, formado por fosfolípidos que forma una película por todo el alvéolo y que disminuye la tensión de la superficie a medida que el volumen alveolar disminuye en la espiración protegiendo así contra el colapso.

1.4.2 FASES DE LA FISIOLÓGÍA RESPIRATORIA

- **Presiones normales De O_2 en el aire atmosférico**

La presión atmosférica, llamada también presión barométrica (PB) tiene un valor aproximado a 760 mm Hg a nivel del mar. El aire atmosférico se compone en mayor proporción de oxígeno y Nitrógeno. Si conocemos la concentración de un determinado gas en el aire, podemos hallar la presión a la que se encuentra dicho gas en el aire, veamos:

En el aire el O_2 aproximadamente es el 21% por lo tanto:

$$21\% = \frac{21}{100} = 0.21$$

por lo tanto $PO_2 = P_{at} \times 0.21$

$$PO_2 = 760 \text{ mmHg} \times 0.21$$

$$PO_2 = 159,6 \text{ mm Hg aprox}$$

Veamos del N₂ :

$$\text{N}_2 \text{ en el aire aprox } 79 \% = \frac{79}{100}$$

$$\text{Luego: } PN_2 = Pat \times \frac{79}{100}$$

$$PN_2 = 760 \times 0,79$$

$$PN_2 = 600,4 \text{ mHg aprox.}$$

Si debemos tener en cuenta que en los alvéolos ocurre el fenómeno físico de la DIFUSIÓN, el cual consiste en que el O₂ pasa de los alvéolos a los capilares pulmonares, y que el Co₂ se desplaza en el sentido opuesto, considerando además que hay una propiedad particular de los gases de movilizarse de los lugares donde se encuentra más concentrado a otros donde esta en menor concentración, por ello cuando la PO₂ en los alvéolos desciende hasta cierto valor, la sangre no podrá captar el oxígeno que necesita para satisfacer las necesidades del organismo y por lo tanto también del cerebro, siendo esta lo que ocurre cuando ascendemos a la altura en la que p at es menor que a nivel del mar trayendo como consecuencia el llamado mal de altura con estados nauseosos.

Si el ascenso fuera a altura superiores a los 10,000 mts la P del O₂ sería tan baja que disminuirá tanto el aporte de O₂ a los capilares

que traería consecuencias serias para el organismo, por ello que los aviones están dotados de impulsores de aire al interior de la cabina, poniéndola a condiciones del nivel del mar, es decir 760 mm Hg.

▪ **Control de la respiración en los centros respiratorios cerebrales.**

Los centros respiratorios están situados en el sistema nervioso central, al nivel del bulbo raquídeo y la protuberancia anular; son esto los que de forma cíclica ordenan, controlan y ajustan el ritmo respiratorio, en sus fases de inspiración y espiración y esto es el ciclo respiratorio adecuado para responder a la demanda periférica, debemos considerar además que para la que la inspiración sea la adecuada debe haber una sincronización con un funcionamiento coordinado a nivel de los huesos, costillas y vértebras, etc y de los músculos que intervienen en la inspiración, diafragma, intercostales externos esternocleidomastoideo y en la espiración; abdominales, intercostales internas, etc, siendo estos los más importantes.

La inspiración se controla a tres niveles:

Control cortical.

Control químico.

Control reflejo.

El centro respiratorio es estimulado de dos modos.

- Directamente :

Sensando el nivel de CO₂ de la sangre, en otras palabras el nivel de la presión de CO₂ lo estimula.

- Indirectamente :

Este es un sensor auxiliar de emergencia que funciona en el caso de que el estímulo directo falle; este estímulo se realiza a través de los quimiorreceptores aórticos y carotídeos.

- **Ventilación pulmonar**

Es el transporte de un Δm (porción de masa) de aire de la atmósfera a los pulmones, debiendo salir una cantidad aproximadamente igual en la espiración, todo ello medido en la unidad de tiempo.

Veamos

$$\frac{\text{Vol aire}}{\text{resp.}} \leftarrow \text{vol aire por cada respiración}$$

$$\frac{\# \text{ resp.}}{\text{min.}} \leftarrow \text{frecuencia respiratoria}$$

$$\Rightarrow \frac{\text{vol aire}}{\text{resp.}} \times \frac{\# \text{ resp.}}{\text{Min}} = \frac{\text{vol aire}}{\text{minutos}}$$

De todo el aire que ingresa a los pulmones en cada respiración, solo una parte llega a los alvéolos supongamos:

Vol aire inhalado en una respiración = 500 cc

Vol aire que llega a los alvéolos = 350 cc

Vol que se queda en las vías aéreas. = 150 cc

Al aire que llega a los alvéolos se le llama **Ventilación Alveolar** o eficaz ya que este volumen es el que realmente interviene en el

intercambio gaseoso en los alvéolos y los capilares, al aire que queda en las vías aéreas se le denomina **Ventilación de Espacio Muerto**. Llamándosele así porque no interviene en el intercambio gaseoso O_2 por CO_2 .

Cuando el aire penetra en las vías aéreas, esta se satura de vapor de H_2O que se desprende constantemente de estas vías.

- **Difusión alveolo-capilar**

Es la transferencia de gases en la membrana alveolo capilar por el fenómeno físico llamado difusión (D), esto es el intercambio del CO_2 (Dióxido de Carbono) que viene de la sangre al alvéolo y el (oxígeno) O_2 que viene de la atmósfera al alvéolo; el CO_2 en condiciones normales se encuentra dentro de los alvéolos a una presión de 40 mmHg ó lo que es lo mismo en una proporción de 5.26 % (de cada 100 ml de aire alveolar, 5,26 ml es CO_2). Como del total de O_2 que llega al alveolo (20,9 % del aire atmosférico), el 5,26 % pasa directamente a los capilares, es decir prácticamente la misma cantidad que de CO_2 pasa de lo capilares hacia los alvéolos; entonces lo que se produce es un intercambio gaseoso entre el oxígeno y el dióxido de carbono.

Por lo tanto la presión alveolar de O_2 será igual a la presión que tenía el O_2 en vías aéreas menos la presión alveolar del CO_2 .

Donde: PA = presión Alveolar.

PI = Presión Inspirada.

$$\begin{aligned} \text{PAO}_2 &= \text{PIO}_2 - \text{PACO}_2 = \\ &= 149 \text{ mmHg} - 40 \text{ mmHg} = 109 \text{ mmHg} \end{aligned}$$

- **Perfusión pulmonar:**

Consiste en el riesgo sanguíneo pulmonar, el cual realmente cumple su función o circuito al traer la sangre venosa proveniente de la aurícula izquierda del corazón por intermedio de las cuatro venas pulmonares, las que al llegar al pulmón van ramificándose y repartiéndose a cada alveolo; al llegar a un alvéolo forman una especie de racimo que es el lecho venoso, allí descarga el CO₂ y recoge el O₂ por intermedio de el lecho arterial que vienen a ser los capilares o terminaciones arteriales que van a conducir la sangre con O₂ hasta el VENTRÍCULO DERECHO DEL CORAZÓN.

Las presiones a las que se encuentran el CO₂ y el O₂ de la sangre son:

En el sistema venoso : PO₂ = 40 mm Hg.

 PCO₂ = 45 mm Hg.

Cuando esta sangre se pone en contacto con el alvéolo, el O₂ pasa del espacio ó saco alveolar al capilar por que allí la PO₂ aproximadamente igual a 109 mm Hg., y esto ocurre por la propiedad natural de la tendencia de igualación de presiones, ocurriendo con el CO₂ un desplazamiento contrario por que el tiene una presión mayor en la sangre venosa por lo cual tiende a atravesar pasar el alvéolo para compensar las presiones.

Una vez atravesado ya ambos gases por esa interfase la presión en el sistema arterial será:

$$PO_2 = 109 \text{ mm Hg.}$$

$$PCO_2 = 40 \text{ mm Hg.}$$

Es decir la PO_2 subió y la PCO_2 descendió

Por ello es a la salida del alvéolo, y como sabemos este cambio de presiones no es 100% por que no toda la sangre llega a ser oxigenada, la PO_2 ya a cierta distancia del alvéolo baja un poco y la PCO_2 sube un poco y estos valores son las que conforman las presiones arteriales sistémicas, por lo cual siempre se manejan rangos.

$$85 \text{ mm Hg.} \leq PO_2 \leq 100 \text{ mm Hg}$$

$$35 \text{ mm Hg.} \leq PCO_2 \leq 45 \text{ mm Hg}$$

Que son valores considerados normales para una persona sana

1.4.3 METABOLISMO ÁCIDO BÁSICO RESPIRATORIO NORMAL

Las alteraciones de la producción fija neta de ácido y la disponibilidad de amortiguadores son aspectos a menudo subyacentes de la patogenia de los trastornos acidobásicos metabólicos. Sin embargo, la excreción renal excesiva o deficiente de ácido en relación con la producción explica sólo una forma de acidosis o alcalosis metabólicas. Los trastornos acidobásicos respiratorios, por otra parte, son causados siempre por alteraciones en la eliminación pulmonar de dióxido de carbono (CO_2), y no por

perturbaciones de la producción o el amortiguamiento de ácidos volátiles.

La revisión breve que sigue sobre el metabolismo normal del CO_2 tiene por objeto establecer los principios requeridos para interpretar y tratar las acidosis y alcalosis respiratorias.

Producción de CO_2 . Como consecuencia de la oxidación Completa de grasas, carbohidratos y proteínas, el Sujeto normal produce 15,000 a 20 000 mol de CO_2 todos los días. Aunque cambios de actividad física, dieta, fiebre, fármacos, etc., pueden alterar francamente la producción diaria de este gas, no se ha reconocido el cambio primario de la síntesis de ácido volátil como causa del trastorno acidobásico respiratorio.

Transporte de CO_2 . El dióxido de carbono se difunde desde los sitios de producción hacia la sangre, en la que es transportado en una de cuatro formas diferentes. Aunque una fracción pequeña se transporta como CO_2 disuelto, la mayor parte entra en los eritrocitos en los que se producen cambios metabólicos importantes, aunque transitorios. La anhidrasa carbónica cataliza la hidratación de CO_2 hasta ácido carbónico (H_2CO_3) en los eritrocitos. Se produce de inmediato disociación del H_2CO_3 en H^+ y HCO_3^- . La hemoglobina, que es un amortiguador más poderoso bajo la hipoxemia relativa de la sangre venosa, amortigua al H^+ liberado. El HCO_3^- del eritrocito se difunde hacia el plasma a cambio de Cl^- , y este cambio por cloruro” conserva la electroneutralidad a través de la membrana

eritrocítica. Otra fracción pequeña del CO_2 se combina directamente con grupos de nitrógeno sobre la hemoglobina para formar compuestos carbamínicos. El CO_2 disuelto en la sangre puede combinarse también con grupos amínicos sobre las Proteínas circulantes del suero para formar grupos carbamínicos. Por tanto, amortiguación de hemoglobina, HCO_3^- y formación de grupos carbamínicos amplían en gran medida la capacidad de transporte de CO_2 en sangre más allá de lo disponible para el CO_2 disuelto nada más.

Debe recordarse que la PCO_2 es la fuerza de impulso que hace que éste deje su sitio de producción para entrar en sangre y disolverse en ella y en los eritrocitos. Por ello, en caso de que todo sea igual, del nivel de la Pco_2 dependerá finalmente la cantidad que podrá transportarse en sangre.

Como el HCO_3^- y los compuestos carbamínicos guardan una relación de estado sostenido con la PCO_2 ambiental, el aumento o disminución de esta última incrementará o disminuirá los productos anteriores. Se puede concluir que, cuando llega al alveolo la sangre venosa con su PCO_2 elevada y su CO_2 total también elevado, deben producirse determinados cambios. La baja PCO_2 del aire alveolar hace que el CO_2 de la sangre venosa se difunda cuesta abajo por su gradiente químico hacia el pulmón. Conforme disminuye la PCO_2 venosa la hemoglobina libera su H^+ , convirtiendo al HCO_3^- de nuevo en CO_2 . El cloruro vuelve al plasma y se forma de nuevo CO_2 a partir

de los compuestos carbamínicos. Por tanto, las reacciones iniciadas a nivel tisular se invierten en el pulmón, con lo que se facilita la excreción del CO_2 producido.

Excreción de CO_2 . El pulmón tiene una capacidad enorme para excretar el CO_2 y no existen virtualmente circunstancias en las que la hiperproducción de CO_2 haya producido saturación de este mecanismo excretor. En el hombre normal la excreción de CO_2 varía directamente, tanto con la Pco_2 como con el ritmo de ventilación alveolar. Los aumentos de la producción de CO_2 originan incrementos pequeños de la PCO_2 que son percibidos por los quimiorreceptores bulbares, los que, a su vez, incrementan la ventilación alveolar. La gran sensibilidad de este sistema hace que producción y excreción entren con rapidez en equilibrio sin que se afecte de manera importante la Pco_2 arterial.

El ritmo de excreción de CO_2 es directamente proporcional a la ventilación alveolar y a la Pco_2 . Como los aumentos o las disminuciones de ventilación producen cambios opuestos en la PCO_2 el ritmo de excreción de CO_2 durante la hiperventilación o la hipoventilación sostenidas tiende a normalizarse con el tiempo. El desequilibrio transitorio entre producción y excreción de CO_2 creado por el aumento súbito sostenido de la ventilación alveolar da por resultado disminución de la Pco_2 , esto empeora progresivamente el gradiente excretor de CO_2 desde la sangre hacia el alveolo y equilibra así los efectos de la hiperventilación. Con el tiempo, el

efecto excretor negativo de la hipocapnia equilibrará igualmente el efecto excretor positivo del aumento de la ventilación. En este momento, la producción y la excreción serán de nuevo iguales y la P_{CO_2} se conservará constante, aunque a un valor absoluto bajo. Se puede efectuar un razonamiento semejante para demostrar que la excreción de CO_2 es normal en la hipercapnia crónica de estado sostenido.

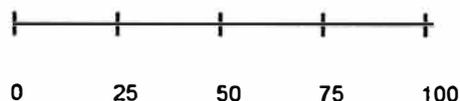
1.5 DESCRIPCIÓN DE LAS INVESTIGACIONES EN ESPIROMETRÍA

Para el diagnóstico y evaluación del estado de la función pulmonar de un paciente se realizan una serie de pruebas y mediciones de varios índices de la fisiología pulmonar, efectuándose luego una comparación entre los valores normales y los valores medidos.

Medición de la Capacidad Vital Forzada (CVF) .- Viene hacer la medición del volumen total de aire que puede almacenarse en los pulmones.

Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo .- (VEF_1) .- Es el Volumen de aire espirado en el 1er segundo de la fase espiratoria cuyos valores normales son aproximadamente el 80 % de la capacidad vital fallada CVF.

Flujo Espiratorio en la Mitad de la capacidad Vital FEF .- Esto es el flujo que se medirá a partir del 25 % de la cap. Vital forzada y el 75 % de la cap. Forzada.



Volumen Inspiratorio Forzado en el 1er segundo.- Medido en la maniobra de la inspiración pero es menos reproducible que el VEF_1 , por lo que no se le usa mucho.

Todos estos índices que describen la relación entre volumen y tiempo, que en buena cuenta vienen a ser la medida de volumen de aire que puede ser capaz de desplazar un individuo en el momento de su evaluación pueden ser medidos por el espirómetro.

➤ **Descripción de un Espirómetro Básico.**

En los últimos años con el uso de la computadora se ha desarrollado programas que nos entregan información gráfica valiosa e indispensable que nos permiten un análisis automático de las mediciones de la función pulmonar que luego sirvan al médico para la interpretación y diagnóstico correspondiente, ver Fig. 1.23

A continuación se expone una breve descripción de la gran utilidad del espirómetro en la entrega de datos para la evaluación de un paciente.

enfermedad, cuando AUN LOS EXAMENES RADIOLÓGICOS SON normales; caso del fumador.

- **Seguimiento del curso de una Enfermedad** .- Es decir se le usa para evaluar la progresión de una enfermedad patológica. En muchos casos la realización de espirometrías separados por intervalos, entregan información más importante que hacer una sola medición y compararla con un volar patrón.
- **Monitoreo de la respuesta al tratamiento.**- En el caso de enfermedades obstructivas y restrictivas del pulmón, es necesario evaluar al paciente antes y después del tratamiento, especialmente cuando es tratado con corticoides como los pacientes asmáticos.
- **Evaluación de Riesgos Quirúrgicos.**- Para evitar correr riesgos con las complicaciones pulmonares, en el momento de una operación o para descartar la necesidad de ventilación mecánica después de la operación (post – operatorio). O en caso extremo contraindicar la realización de una intervención si el riesgo que se va a correr es alto.
- **Evaluación de Deterioro Funcional**_- En el caso de individuos que laboren en minas, en fábricas que manipulan elementos tóxicos, el Ministerio de Salud ó el Seguro Social exige ó pide la medición de la alteración funcional pulmonar mediante la espirometría.

- **Utilización en Epidemiología.-** Se usa para realizar pruebas de las fisiologías pulmonares en forma masiva para tener un indicador estadístico de la fisiología de una enfermedad dada, ejemplo tuberculosis.

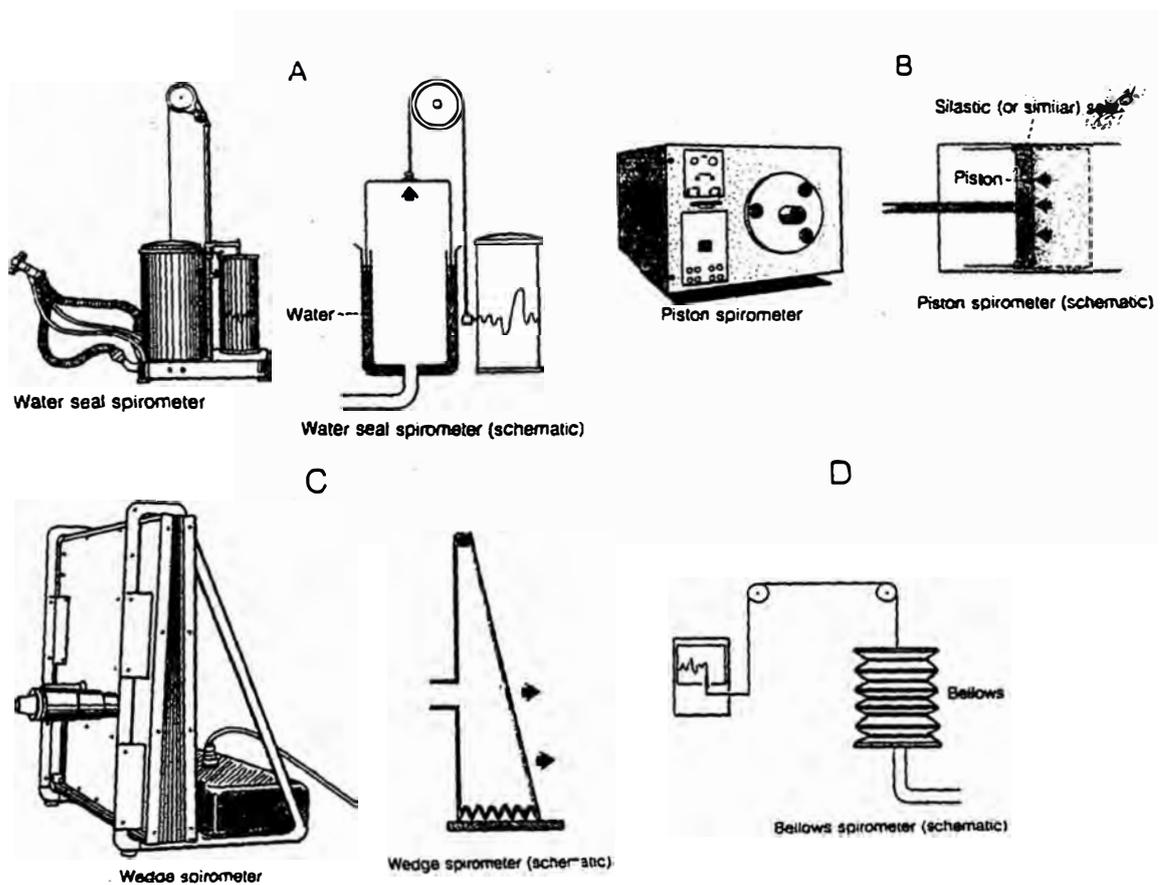


Figura 1.23
Espirómetros de desplazamiento de volumen

CAPÍTULO II

DESCRIPCIÓN GENERAL Y OPERACIÓN DEL VENTILADOR VOLUMÉTRICO

El objetivo del ventilador volumétrico, es el de desplazar o llevar cierto volumen de gas (aire + O₂ + medicación) a los pulmones del paciente para que en los alvéolos se produzca el intercambio gaseoso, esto es O₂ por CO₂, utilizándose cuando hay una alteración funcional del organismo comúnmente conocida como insuficiencia respiratoria, para proveer el suficiente intercambio del gas respiratorio, esta anomalía en la función del sistema respiratorio causa alteración en el balance de los gases sanguíneos y ácido básico del organismo, esto puede tener su origen en la falla primaria del sistema cardiorrespiratorio o para desorden del metabolismo.

El principal objetivo de la ventilación mecánica, es realmente lograr que los balances de gas sanguíneo y ácido básico retornen a su nivel normal, un segundo aspecto muy importante a considerar, es el retiro del ventilador lo más pronto posible por que en muchos casos produce adicción del paciente, el lapso de aplicación oscila desde algunos días hasta algunos meses.

2.1 PRINCIPIO FÍSICO DE FUNCIONAMIENTO

La fuerza mecánica que suple la insuficiencia respiratoria del paciente, es un pistón o un fuelle que es impulsado por el aire de control, que a su vez desplaza el gas del paciente, desde un depósito hasta las fosas nasales y boca del paciente, para luego lograr su ingreso a los pulmones.

Su nombre "volumétrico," se debe a que el parámetro principal con el cual se maneja el control del sistema es el volumen del gas, siendo la presión y flujo dependientes de aquel, como la función respiratoria humana, son ciclos de respiración y cada ciclo consta de una fase inspiratoria y otra espiratoria, el ventilador también deberá establecer un ciclado que permita realizar cada una de estas fases del ciclo respiratorio y para ello deberá cumplir:

- Obtener las condiciones para que se inicie la inspiración.
- Manejar y controlar la fase inspiración hasta su término estableciendo las condiciones para ello.
- Facilitar el comienzo de la espiración.
- Controlar esta fase hasta su término.

Acabamos de referirnos al control de un ciclo de respiración normal; entendiendo que el término normal utilizado no se refiere al ciclo de una persona sana sino que se aplica para diferenciar del proceso de respiración tipo suspiro que veremos más adelante.

Las leyes involucradas en el mecanismo de ventilación. El mecanismo de operación del ventilador requiere el conocimiento de la relación existente entre el volumen, presión y flujo para gases.

➤ **Ley de Boyle – Mariotte**

El movimiento de un gas (flujo) ocurre solamente en respuesta en una diferencia de presión. Como la presión cambia en el circuito del ventilador, el volumen del gas llevado por el ventilador varía inversamente con el cambio de presión, si es que la temperatura del gas se mantiene constante.

$$P.V = \text{cte.}$$

P = presión

V = volumen

➤ **Compliance o Distensibilidad**

El grado en el cual el volumen a trasladarse es afectado por la presión del sistema se describe por la compliance interna del ventilador.

La Compliance esta definida como la relación del cambio de volumen con el cambio de presión del sistema (esto es en condiciones estáticas).

$$C = \frac{\Delta v}{\Delta p}$$

Se mide en (ml/cmH₂O) ó (lts./cmH₂O)

Esto ocurre también en el tejido pulmonar, cuando hemos de introducir un determinado volumen (insuficiencia). A un aumento de presión en el pulmón corresponderá un estiramiento en sus tejidos aumentando su volumen.

➤ Ley de Poiseuille

La ley física que gobierna la conducción del flujo de un gas a través del sistema, es la Ley de Poiseuille que esta expresada de la siguiente forma:

$$\dot{V} = \frac{\Delta P}{R}$$

donde:

ΔP = Diferencia de presión

\dot{V} = Flujo

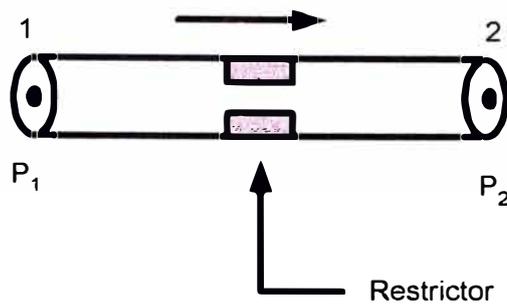
R = Resistencia

La aplicación de este principio en la ventilación mecánica es de gran importancia para el entendimiento de los procesos de la ventilación.

Una interpretación un poco más detallada sería que:

El desplazamiento de una determinada masa de fluido (gas-líquido) existente entre 2 puntos de un ducto, se establece cuando existe una diferencia de presión entre ellos.

Entonces el movimiento del gas trata de compensar esa diferencia de presiones desde el punto de mayor presión al de menor presión venciendo la resistencia que a su paso ofrece el ducto.



$$\frac{dv}{dt} = \frac{P_1 - P_2}{R}$$

P_1 ← Presión en punto 1

P_2 ← Presión en punto 2

R ← Resistencia

Figura 2.1

Los 2 conceptos, tanto la ley de Boyle y la ley de Poiseuille, son esenciales para el entendimiento del trabajo del sistema neumático, y es importante tener claro estos principios para el entendimiento de las secciones posteriores.

- Otro principio físico que se aplica al movimiento de fluidos es el principio de continuidad, utilizado en la ecuación de Bernoulli, la que dice:

Si el flujo es estacionario, la masa que atraviesa la sección recta 1 de un ducto debe ser igual a la que atraviesa la sección recta 1 de un ducto debe ser igual a la que atraviesa la sección recta S_2 , todo ello en el mismo intervalo de tiempo.

2.2 DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO

Desde el punto de vista de su aplicación médica y lo que es más el ser un equipo que asiste a pacientes críticos, y siendo la respiración el mecanismo por el cual se sustenta la vida humana, sabiendo que la ausencia de oxígeno en el cerebro por aproximadamente más de 3 minutos ocasiona su muerte, este debe ser enteramente confiable para

el médico que lo utiliza, por lo cual debe de cumplir estas características generales:

1. Debe haber fácil acceso a los controles, tanto visualmente como manualmente.
2. Los controles deben ser de sencilla manipulación, debiendo estar correctamente calibrados.
3. Debe constar de alarmas audibles y visuales para altas y bajas presiones, para ausencia o exceso de oxígeno y también alarma de ratio (Relación Tde insp/T de esp).
4. El equipo debe ser confiable para uso prolongado ininterrumpido.
5. El set del paciente debe ser de fácil manipulación, evitar curvas, de una longitud que facilite su instalación a las vías aéreas del paciente.
6. Habilidad para variar flujo.
 - Espirómetro que mida el volumen de estimación por c/ciclo.
 - Manómetro para lectura de presión de las vías respiratorias.
 - Válvula de seguridad, para que en caso de falla del equipo el paciente tenga posibilidad de seguir respirando.

Por último:

- Facilidad de movilizarlo para acercarlo a una cama.
- Facilidad para efectuar su mantenimiento.

Todo ello cumple con el principal objetivo de facilitar la eficiencia en el auxilio del paciente, facilitando la labor del médico. A continuación se

presenta en la figura 2-2 el ventilador que sirve de base para la elaboración del presente informe.

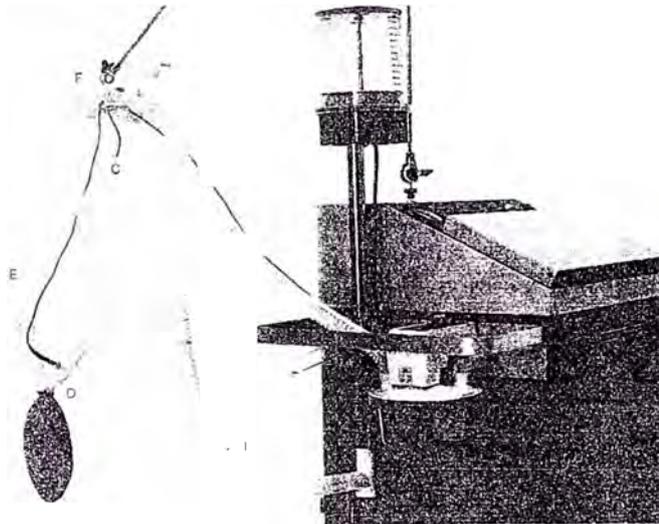


Figura 2.2.-Ventilador Puritan Bennet modelo MA-1

2.2.1 PANEL DE CONTROL

El panel de control, ya sea analógico, digital o microcomputarizado; el médico u operador del debe tener al alcance de sus manos lo siguiente:

-Selector de Volumen Normal (ml)

Para colocar en set el valor deseado, se debe observar previamente la presión del sistema y el indicador del espirómetro. Con ello, se selecciona así: 3ml del espirómetro por cada cm H₂O del sistema de presión y esto para una correcta compliance de la tubería.

-Selector de Límite de Presión Normal (cm H₂O)

La elección de este valor, es para tener un límite de riesgo, eligiéndose un valor ligeramente mayor que la presión observada del sistema, para

advertir el incremento de la resistencia en las vías aéreas del paciente o en la tubería del sistema.

-Selector de Velocidad - N° de Ciclos por cada minuto (Rate)

Poner en set el valor requerido el cual debe concordar con el volumen y flujo pico seleccionados.

-Selector de Volumen Suspiro (ML)

Para colocar en set, siempre se observa el valor de la presión del sistema y la lectora del espirómetro, deduciéndose 3 ml del valor leído en el espirómetro por cada cm H₂O de presión del sistema.

-Selector de Límite de Presión Suspiro

Se coloca en set observando la presión del sistema.

-Selector de N° de Suspiros por cada hora

Poner en set con el valor deseado o recomendado por el médico.

-Selector de Porcentaje de Oxígeno

Poner en set el valor recomendado o indicado por el médico.

-Selector de Flujo Pico (Libras por Minuto)

Se selecciona un flujo pico libremente, empezar con 40 L.P.M aproximadamente, luego ajustar de acuerdo al volumen y rate seleccionado.

-Selector de Sensitividad

Se pone en set para que el sensor de asistente, esté listo a sentir un esfuerzo del paciente requiriendo un disparo de inspiración, el grado de sensibilidad se puede aumentar vía pulsador hasta que se encienda el indicador luminoso de assist, luego desminuir hasta que se apague.

-Selector de Resistencia Espiratoria

Si se aumenta la resistencia espiratoria, se retardará la espiración si se continúa aumentando se producirá un plateau ó un aplanamiento en el máximo del ciclo de respiración, si se quiere una espiración normal disminuir la resistencia, siempre observando los efectos de ello en la presión.

-Switch de Habilidad del Nebulizador

Solo se acciona el switch de encendido, debe tenerse presente que la nebulización solo opera en la fase de inspiración.

-Switch de Prueba Manual - Normal

Presionar simplemente para ocasionar un solo ciclo de inspiración normal.

-Switch de Prueba Manual - Sigh

Se presiona para ocasionar un solo ciclo de respiración tipo suspiro.

❖ Otros Controles e Indicadores:**-Espirómetro**

Indica el nivel de volumen y un factor de corrección de la compliance de la tubería por la deducción de 3 ml de la lectura del espirómetro por cada cm H₂O de la presión del sistema.

-Alarma Audible del Espirómetro

Esta alarma indicará, si el espirómetro no recibe el nivel de volumen que se seleccionó al transcurrir aproximadamente 20 segundos.

-Humidificador

Se gradúa mediante el control de temperatura con el que se puede lograr el 100% de humedad, verificar observando el termómetro.

-Termómetro

Su lectura nos indica la temperatura aproximada del gas inspirado.

-Alarma Audible de Presión

Suena si la presión del sistema llega al límite programado

-Alarma Audible de Oxígeno

Suena si la administración de oxígeno es inadecuada. Al abrir, puede sonar momentáneamente.

-Alarma Audible y Visual de Temperatura

Emite sonido y luz si la temperatura en el sistema de tuberías excede el valor seleccionado para que suene la alarma.

2.2.2 SET DEL PACIENTE

La interfase entre el sistema o planta, y las vías aéreas del paciente es lo que se conoce como set del paciente.

Para nuestro caso específico que es un respirador volumétrico para casos críticos, y que por ello trabaja con la técnica de ventilación volumétrica invasiva, el set del paciente vendrá a ser el conjunto de tuberías que conducen el gas destinado al paciente desde la salida del equipo hasta el interior de la traquea de este, utilizando cánula endotraqueal, así como también los ductos que conducen el aire de control, para distintos objetivos que trataremos en este capítulo.

En la Fig. 2-3 mostramos esquemas de las partes funcionales del set:

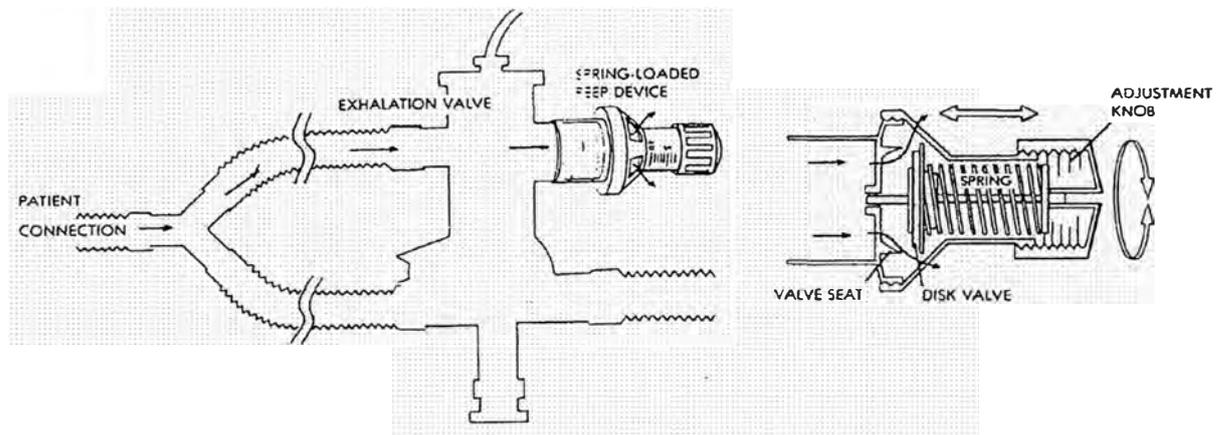


Figura 2.3

A continuación en la Fig.2-4 se presenta un esquema completo del set de paciente del sistema a modelar mostrando sus partes principales:

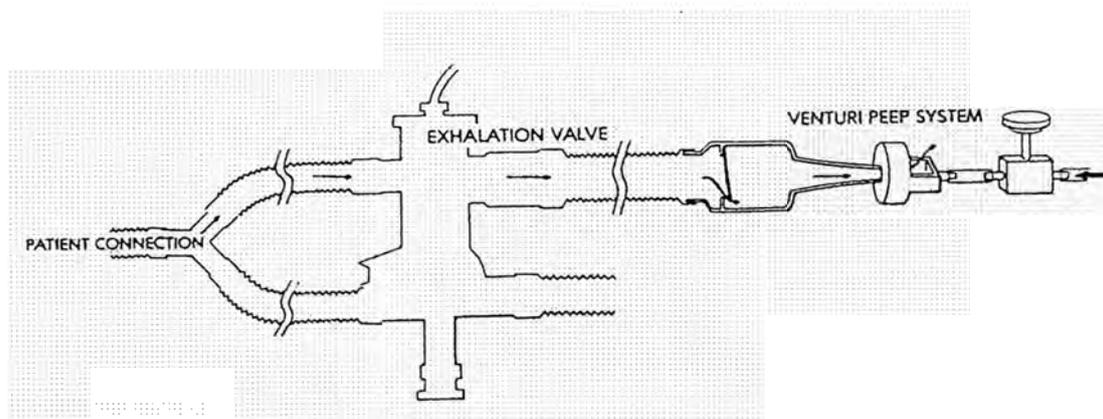


Figura 2.4

1. Humidificador
2. Manifold
3. Nebulizador
4. Conector y
5. Válvula Espiración

7. Espirómetro

8. Válvula de Espiración

❖ Descripción:

Humidificador

Siempre que se administra gas al paciente, deben humidificarse los gases de uso médico no contienen agua por lo que se usa estos dispositivos para proveer agua a los gases inspirados por el paciente.

En la Fig. 2-5, se muestra el humidificador del SET del sistema a modelar.

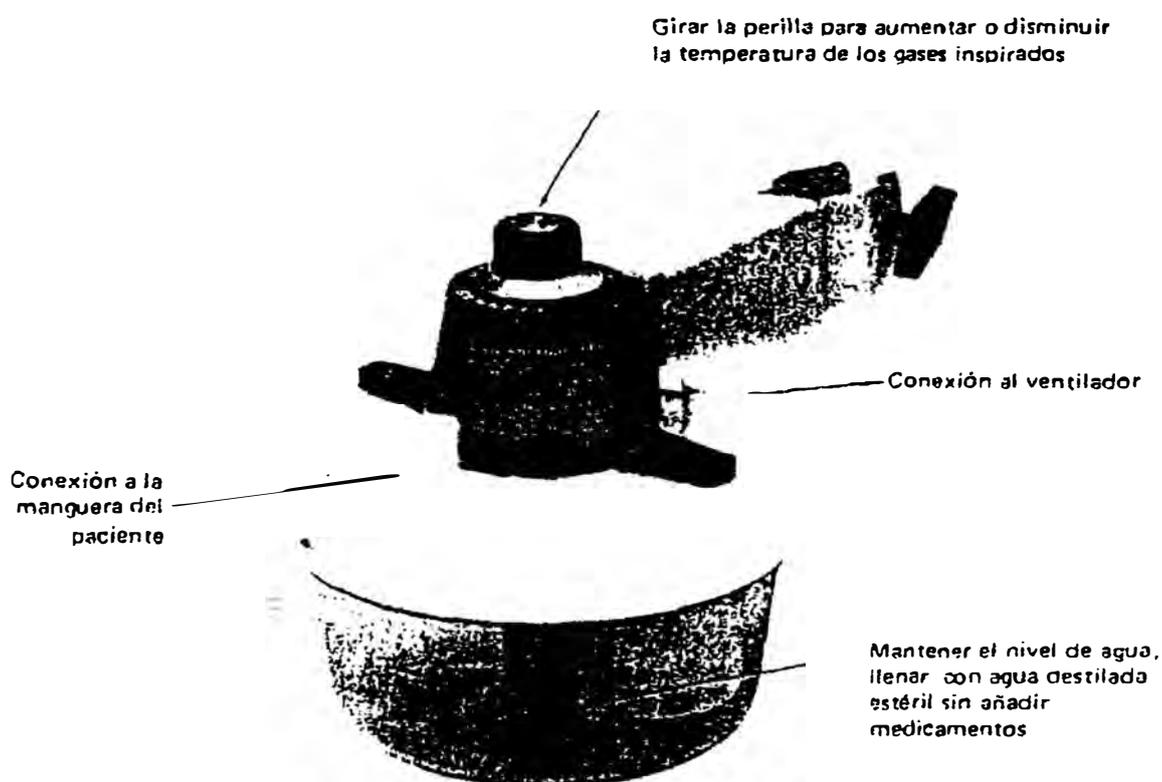


Figura 2.5
Humificador Cascada – Tipo BENNETT.

Este dispositivo se utiliza por lo general con un ventilador, posee una unidad eléctrica que puede controlar la temperatura y la humedad del gas inspirado, girando la perilla con indicador numerado, ubicado en la parte superior; la humedad relativa puede administrarse hasta un valor de 100% a la temperatura ambiente.

Características:

- El humidificador usa agua destilada.
- El tiempo de calentamiento necesario para obtener gas saturado a la corporal es de 15 - 20 minutos.
- Debe de estar lleno para que su trabajo sea más eficiente.

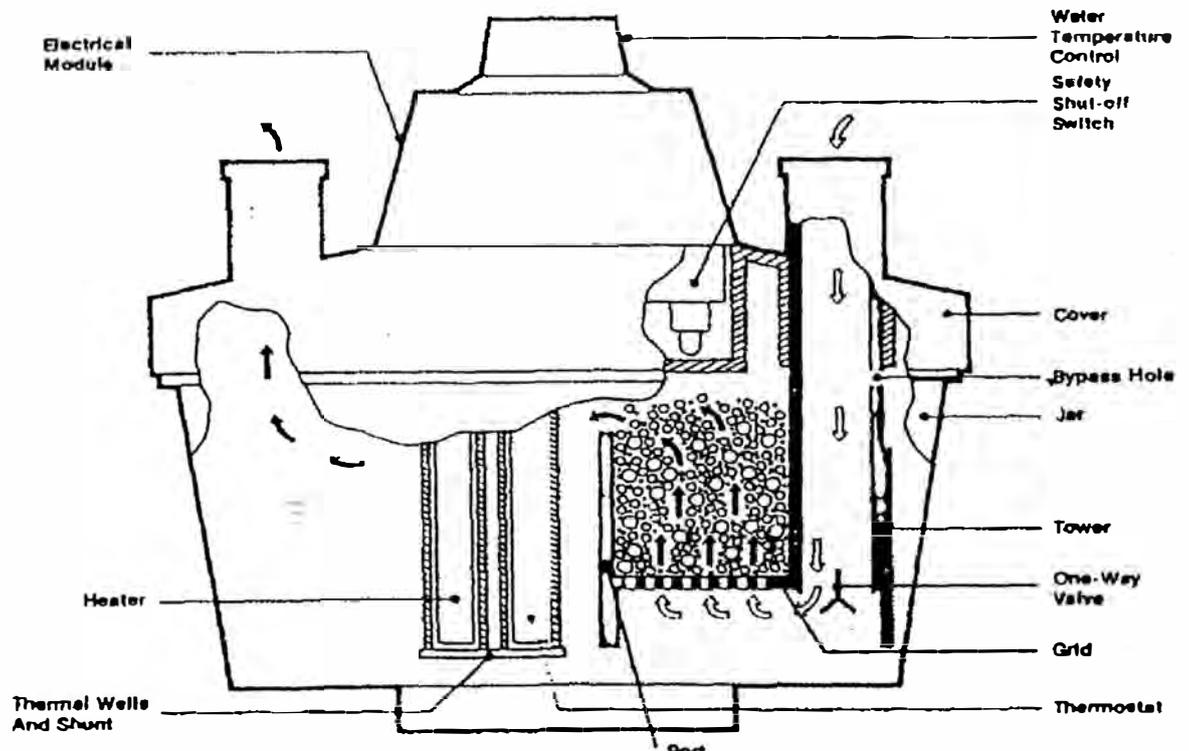


Figura 2.6
Humidificador cascada mostrando partes funcionales.

Manifold

Dispositivo de distribución múltiple al que ingresan y salen los ductos que conducen tanto el gas inspiratorio como el gas espirado del paciente.

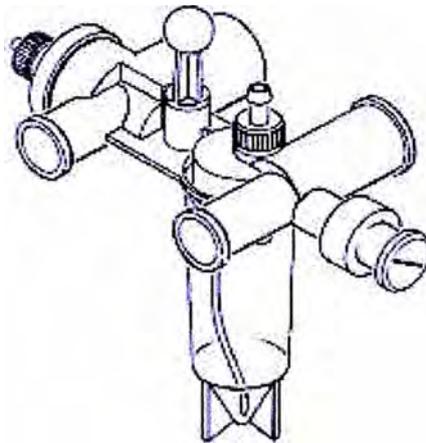


Figura 2.7
Manifold o Múltiple

A este dispositivo van conectados el nebulizador, la válvula de espiración; existen distintos y variados tipos, siendo el que se muestra en la figura el que se usa en el sistema del presente informe.

Nebulizador

Es un dispositivo que produce aerosol, que es una suspensión de partículas de varios tamaños en una corriente de gas, el tamaño de estas partículas pueden medirse en micras, en ejemplo básico de este dispositivo puede observarse en la Fig. 2.8.

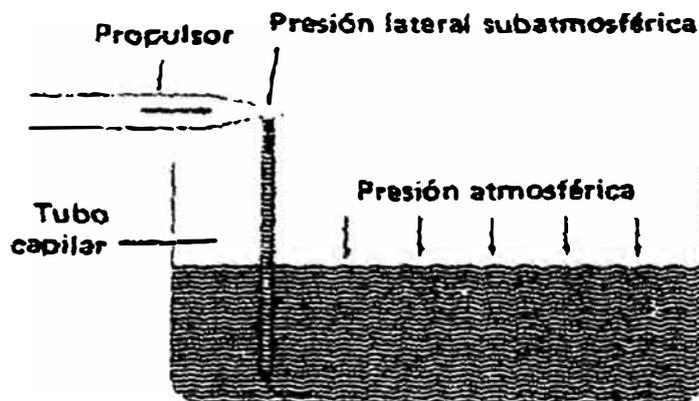


Fig. 2-8: Nebulizador de Propulsión

Los nebulizadores que trabajan mediante un propulsor a chorro, generarán partículas entre 0, 5, 15 μm ; utilizando el principio de Bernoulli para crear una presión más baja que la atmosférica que ejerce una presión sobre la superficie del agua, haciéndola subir por un tubo; chocando luego con la corriente de gas.

La mayor parte de los nebulizadores producen y distribuyen grandes cantidades de agua en un periodo corto.

Existen los llamados ultrasónicos que puede generar hasta 6 ml. de solución en un minuto, el volumen de agua generado debe limitarse de 2 a 3 ml./min. =

El Nebulizador Puritan Bennett utiliza una fuente de aire comprimido u oxígeno para liberar vapor caliente o frío, observar Fig. 2-9. Generalmente trabaja con un medidor de flujo, se usa continuamente ó por periodos, según indicación medica.

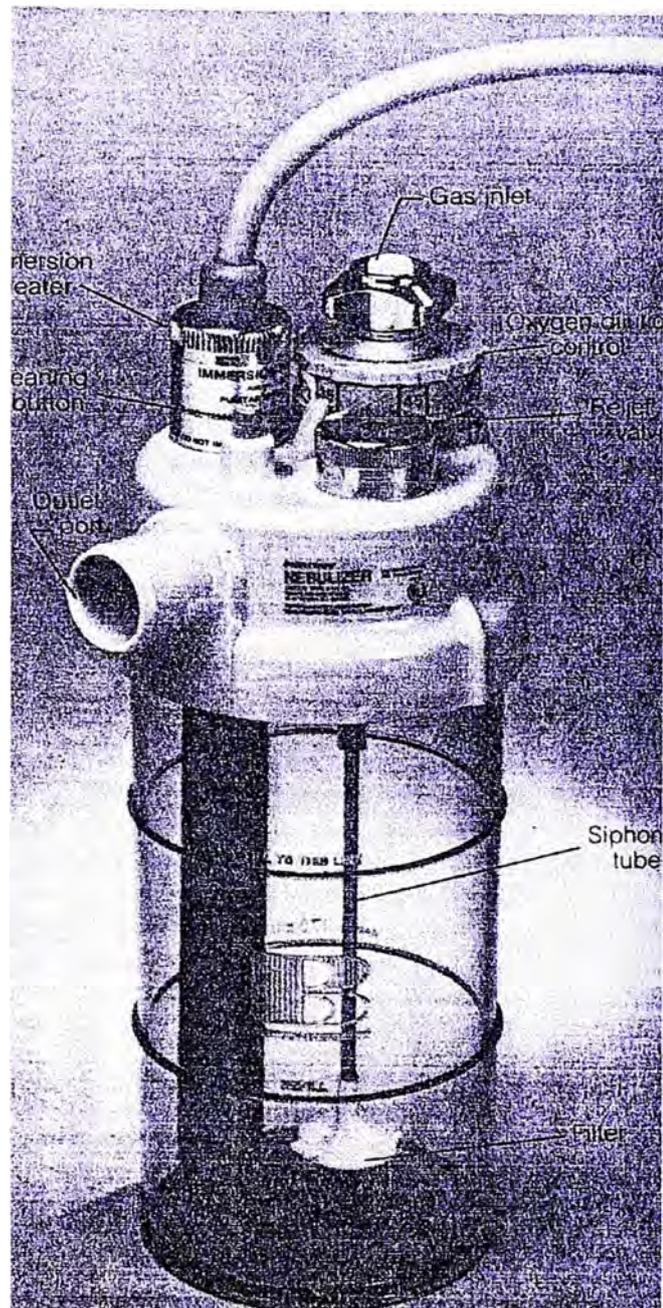


Figura 2.9
Nebulizador Puritan

Conector Y

Así llamado, es el dispositivo que recibe el gas del paciente para conducirlo al tubo ó cánula endotraqueal, Fig. 2.10, y también el que recibe la exhalación del paciente y la orienta ó deriva al espirómetro.

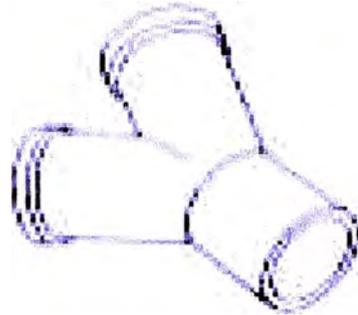


Figura 2.10
Conector Y

Válvula de Espiración

Es la válvula neumática, que en la fase de inspiración cierra el ducto de espiración por acción del aire de control con el fin de evitar que el gas inspiratorio tenga salida al espirómetro y siga su ruta al paciente.

En la fase de espiratoria, se abre dejando salir el gas espirado hacia el espirómetro, el grado de velocidad de apertura puede controlarse por estar enseriada con la resistencia espiratoria.

En la Fig. 2.11, se muestra la válvula de espiración con ducto que conduce al aire de control y accesorios.

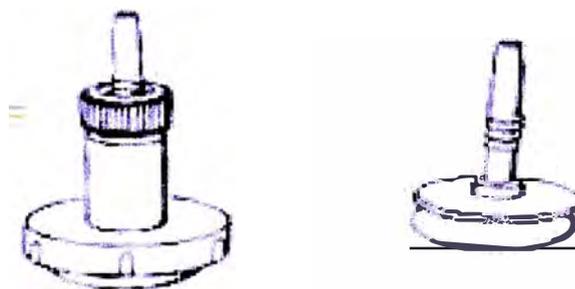


Figura 2.11
Válvula de Espiración

Depósito de Residuos

Es la pieza, que recolección o absorbe por gravedad la mucosidad o las secreciones de la vía aérea del paciente, Fig. 2.12, esto sucede en la fase espiratoria.



Figura 2.12
Depósito de Residuos

Espirómetro

Es el registro del volumen de aire exhalado por un sujeto, el cual puede ser medido por el desplazamiento de un pistón o fuelle.

En el caso del ventilador volumétrico a ser modelado tiene incorporado un espirómetro como el que se muestra en la Fig. 2-13, el cual se controla por el ducto que se aprecia en la figura al cual se le llama SPIROMETER BLACK-TUBE.

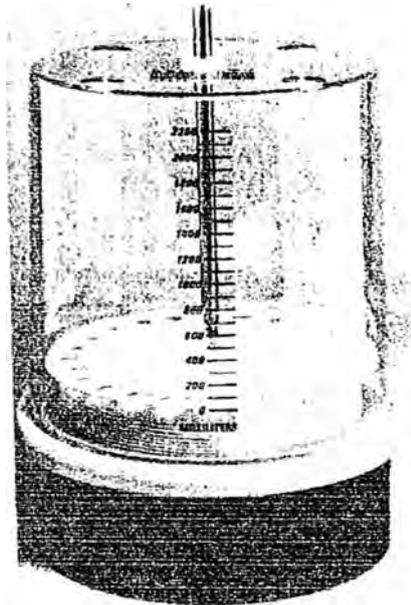


Figura 2.13
Espirómetro (Puritan)

2.3 PROGRAMACIÓN DEL PANEL DE CONTROL POR EL CLÍNICO U OPERADOR

Los criterios clínicos a tener en cuenta para una correcta selección de los parámetros dentro de los cuales debe aplicarse a pacientes en estado crítico, como por ejemplo:

- Aplastamiento Torácico.
- Cirugía complicada.
- Cirugía de abdomen alto.
- Obesidad con insuficiencia respiratoria.
- Síndrome de insuficiencia respiratoria del adulto.
- Exacerbación de una enfermedad pulmonar crónica.

Además de ello el médico debe tener a disposición estos datos:

- Edad.

- Peso.
- Sexo.
- Diagnóstico.

Con el diagnóstico, el médico indica al enfermero u operador del equipo lo siguiente:

- Volumen del ciclo respiración y volumen/minuto.
- Valor de la frecuencia respiratoria a aplicarse.
- Concentración de O₂ a aplicarse.
- Presión que debe administrarse a la vía respiratoria.
- Valor o cantidad de humedad que debe tener el gas del paciente.

Luego el enfermero ú operador pasan a hacer lo siguiente:

1° Evaluación previa del paciente:

- Caloración.
- Movimientos respiratorios del tórax.
- Ruidos respiratorios.
- Frecuencia cardiaca.
- Secreciones.
- Tensión arterial.
- Frecuencia respiratoria real.
- Volúmenes del ciclo respiratorio / minuto.
- Volumen urinario.

2° Programación del Panel de Control

- Oprimir Switch Power.
- Fijar la velocidad del flujo.

- Seleccionar la frecuencia respiratoria.
- Fijar el límite de la presión.
- Seleccionar el volumen del ciclo respiratorio.
- Seleccionar la concentración del oxígeno inspirado.
- Fijar los respiros con una aproximación de 2 veces al volumen ciclo respiratorio.
- Seleccionar los intervalos de suspiros.
- Fijar el límite de suspiros.
- Fijar la sensibilidad.
- Retardo respiratorio (opcional).
- Oprimir el control manual para generar un ciclo de respiración normal como prueba de que todo esta, OK.
- Oprimir el control manual para generar un ciclo de respiración suspiro comprobando que todo esta en orden.

3° Se procede a la Instalación del Set del Paciente

La instalación del Set del paciente al equipo se hace según el esquema mostrado en la Fig. 2-4 de la sección 2.22. La preparación del nebulizador y su contenido, la preparación del humidificador con los valores requeridos y la preparación del spirometer esta bajo la responsabilidad y supervisión del médico y más aún la instalación de la consola endotraqueal que es asiento de la especialidad médica y que ve de acuerdo al cuadro clínico del paciente.

CAPÍTULO III

SISTEMAS ESENCIALES DEL VENTILADOR O RESPIRADOR VOLUMÉTRICO

A continuación se presenta un diagrama esquemático general del sistema neumático del ventilador volumétrico figura 3.1 en la cual se muestran todos los subsistemas involucrados; que pasarán a identificar, ubicar y describir dentro de el, con el fin de facilitar su visualización (de sistema neumático como partes fundamentales del mismo; para luego pasar ya a un estudio más cabal de estos en secciones posteriores.

3.1 SISTEMA NEUMÁTICO

Observando la figura 3.1 vemos que el gas del paciente tiene un circuito totalmente separado de lo que llamaremos en adelante aire de control, por que el primero debe de ser limpio, el segundo no necesariamente por ser de control.

❖ Recorrido del circuito del gas del paciente:

Al lado superior izquierdo se encuentra el ingreso del oxígeno el cual se conecta a un balón de O₂ ó al circuito de O₂ del hospital, luego de este un acumulador cuya salida va conectada a l mezclador de

oxígeno ubicado al centro y a la izquierda en forma circular, allí se mezcla el aire proveniente del exterior con el O_2 ; la salida del mezclador de oxígeno esta conectado al Chamber-bellow ó depósito del fuelle ubicado en la parte central, acotándose en la figura en forma cilíndrica el fuelle y sus accesos; en la parte superior entrada y salida del gas del paciente; en la parte inferior las válvulas de entrada y salida del aire de control; ambos fluidos están separados por el fuelle; a la salida del depósito superior al fuelle se encuentra la válvula de salida, el cual se controla por el accionamiento del solenoide principal, luego el gas del paciente recorre un ducto dirigido y que al final del sistema ó planta ingresan al filtro antibacteriano, el cual preserva al equipo de las bacterias del paciente; a continuación de el y ya fuera del sistema se conecta lo que se llama el Set del paciente.

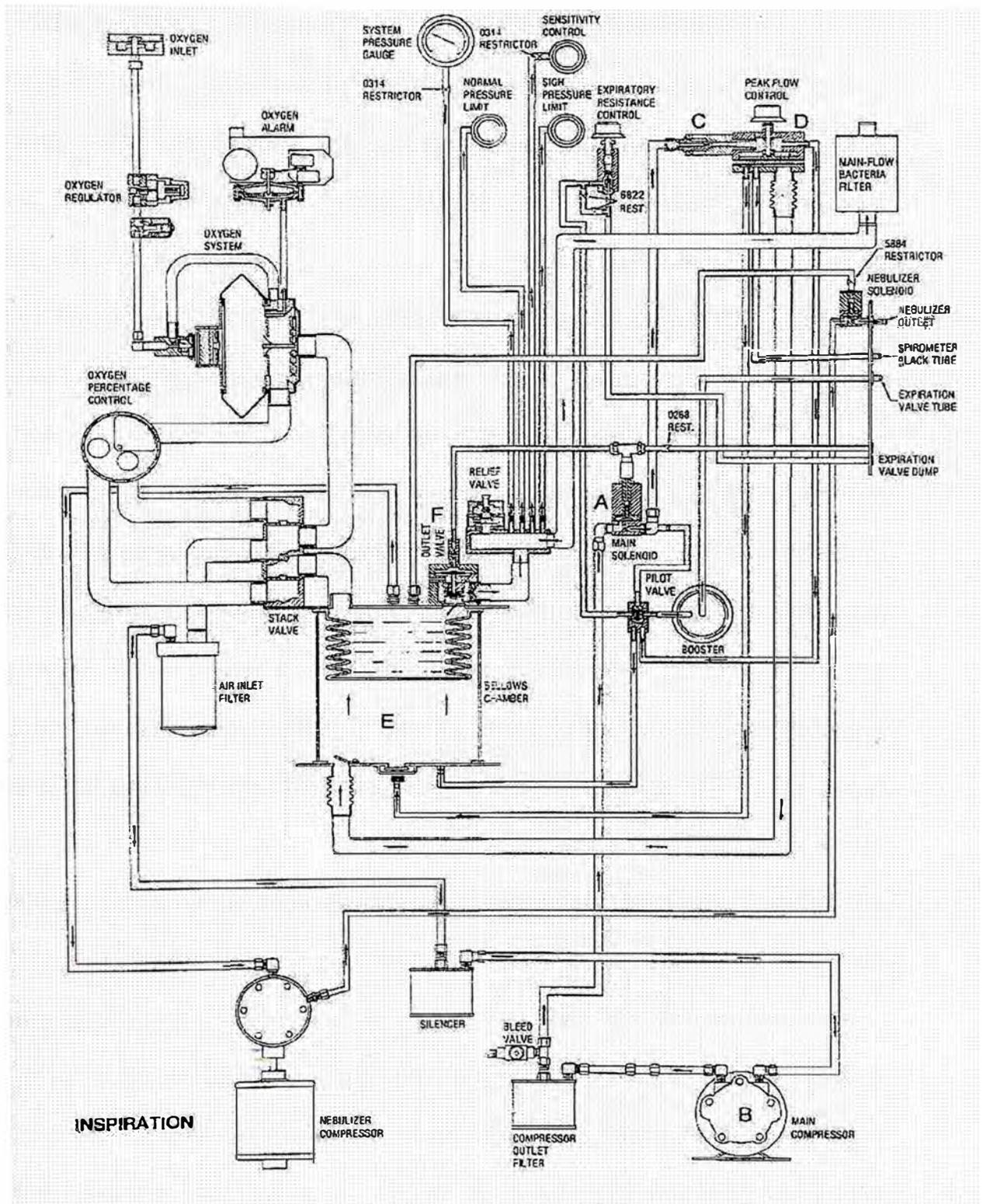


Figura 3.1
Sistema neumático

❖ **RECORRIDO DEL CIRCUITO DEL AIRE DE CONTROL:**

Al lado izquierdo del Chamber Bellow ó depósito del fuelle, se ve el filtro de aire en forma cilíndrica con su ingreso en la parte inferior y 2 salidas en su parte superior, una de las salidas va al silenciador y compresor principal, situados en la parte inferior de la figura, este último succiona el aire externo, para impulsarlo al sistema pasando previamente por un filtro de aire y una válvula de seguridad (Bled Valve), luego pasa por la válvula del solenoide principal, aquí se divide en dos ramas principales:

1. En el caso de inspiración: A la salida del solenoide se bifurca en dos ramas, una de ellas alimenta el Peack Flow ó válvula de control de flujo pico, ubicada en la parte superior derecha, junto al filtro de salida, y la otra rama va a accionar a la válvula piloto que vienen a ser un distribuidor de flujo; luego del Peack Flow o sea la salida de este esta conectado a 4 ductos, el principal va a controlar la subida y bajada del fuelle como podrá observarse haciendo un seguimiento al circuito, la otra pasa por la válvula piloto y llega también hasta el depósito del fuelle (control de turbulencia de flujo) y el otro cierra la válvula central en el caso de inspiración.
2. En el caso de Espiración: El aire de control ya no alimenta el Peack Flow ni acciona la válvula piloto, cambiando su recorrido, también en 2 ramas, una de ellas va a la válvula de salida del depósito del fuelle cerrándola, y la otra se va a al exterior del equipo.

Existe otro circuito opcional distinto de los anteriores; este es el circuito del nebulizador; el cual empieza en una de las salidas del depósito del fuelle, éste gas ó aire es succionado por un compresor que es el compresor del Nebulizador, como se puede ver en la parte inferior izquierda de la figura, es un motor que a diferencia del compresor principal tiene un dispositivo que consta de un diafragma y un mecanismo de paletas para succionar, este dispositivo esta separado del motor para evitar la contaminación de este aire que está destinado al paciente, siguiendo su trayectoria vemos que al lado derecho superior debajo del filtro antibacteria, está la válvula del nebulizador controlada por el Solenoide del Nebulizador, para luego a la salida ir al paciente, esto ya fuera del equipo

3.1.1 SISTEMA DEL COMPRESOR PRINCIPAL

- a. **Filtro de Admisión de Aire:** El aire filtrado es ingresado por acción del compresor principal y el fuelle a su vez desciende en la espiración.
- b. **Silenciador:** Es un frasco hueco y vacío el que actúa como silenciador, para calmar el ruido producido por las paletas del compresor principal.
- c. **Compresor Principal:** Existen varios tipos de compresor:
Sin aceite: rotatorio de desplazamiento positivo: desplazamiento

Tipo	Paletas	Flujo a 7 PSI	Corriente
BEG	4	30 lt/min	7 Amp
ITT	4	31 lt/min	7 Amp.
GAST	4 largos	50 lt/min	8.5 Amp.
BENNETT	5	55 lt/min	7 Amp.

- d. **Filtro de Salida del Compresor:** Como el compresor contiene carbón, es necesario este filtro para filtrar los residuos de carbón que pueden fluir a la salida del compresor.
- Este filtro es metálico conteniendo 5 elementos reemplazables y una válvula de escape.
 - La válvula de escape esta diseñada para desfogar un excesivo flujo del compresor.
 - Limpieza de los filtros creará cerca de 0.25 PSI de presión, (bajando a razón de 30 L.P.M).
- e. **Solenóide Principal:** Un solenoide de 3 vías, que cuando es energizado en la fase de inspiración deja pasar el flujo del compresor hasta el surtidor de flujo pico y válvula piloto. (Ver Diagrama 3.3.4), sin actuar sobre la válvula de salida del Chamber Bellow, dejando libre el paso de la ruta de inspiración.

3.1.2 SISTEMA DE ESTIMULACIÓN DE FUELLE

A. Válvula de flujo pico: Fig. 3.2

1. El surtidor Venturi de la válvula de control de flujo pico, esta diseñado para aumentar el flujo de 30 LPM del compresor a un valor de 120 LPM.
2. El surtidor Venturi de flujo pico, esta diseñado para disminuir en forma correspondiente la presión nominal del compresor de 7PSI a un valor de 130 cm H₂O ya que existe una relación inversa entre flujo y presión (efecto Venturi).
3. El flujo puede ser regulado por la parte superior, por medio de un dispositivo de control de flujo. El dispositivo de control de flujo es un (dispositivo) placa con agujeros de varios tamaños para permitir que una cantidad variable de flujo al pasar a través de ellos.
4. El orificio del surtidor de flujo pico, es de un calibre tamaño para un flujo de 30 LPM creando en un momento una presión nominal de baja de 7 PSI.
5. Los 120 LPM y 130 cm H₂O, son posibles valores disponibles en la cámara, encima de la placa reguladora en la válvula de flujo pico.
6. Si la cámara en la válvula de flujo pico, estaba totalmente cerrada (apagada) los 120 LPM viniendo dentro de el Venturi generaría cerca de 130 cm H₂O. Si la placa movable en el control flujo pico fuese removido y el flujo sin restricción (libre) la presión en el depósito sería 0 cm H₂O.

7. Son cuatro tubos conectados al control de flujo pico.
 - a. Uno de ellos, el tubo largo conduce el flujo de estimulación del fuelle hasta la cámara del fuelle donde esta es usada para impulsar el fuelle hacia arriba. El movimiento ascendente del fuelle ocasiona la entrega de gas al paciente.
 - b. En el fondo del control de flujo pico próximo al tubo largo, está el tubo para el desfogue del espirómetro.
 - c. En la izquierda, lejos del control de flujo pico (al otro extremo), está el tubo de conexión para el diafragma del fuelle, situado en la parte inferior de la cámara.
 1. El propósito del diafragma del fuelle, es para sellar el depósito del fuelle durante la fase de inspiración de ventilación.
 - d. El cuarto conector del control de flujo pico está localizado en la parte superior de la placa de regulación de flujo. Ver Fig. 3.2.
 1. A esta línea (se le conoce) como la línea de (patada) ó kiker line, porque en ella siempre habrá una presión que será de un valor más alto que las líneas alza válvulas ubicadas debajo de la placa de regulación de flujo.
 2. La línea de flujo, es conducida a la válvula piloto, al booster y finalmente a la válvula de espiración.
 3. El flujo mínimo en el control de flujo pico, es cerca de 1.5 LPM, la diferencia entre $120 - 15 = 105$ LPM es mantenida

en la cámara en forma de presión de aproximadamente 100 con H₂O.

4. Cuando la calibración de flujo máximo, en el control de flujo pico es de 100 LPM, la diferencia entre 120-100 = 20LPM, estará disponible desde el surtidor venturi de flujo pico, lo que será mantenido en el depósito encima de la placa en forma de presión de aproximadamente 30 cm H₂O.
5. De lo expuesto en 3 y 4, podemos deducir que como el flujo del control del flujo pico disminuye, la presión encima de la placa aumenta, en otras palabras la relación entre presión y flujo es inversa.
6. La presión encima de la placa en el control de flujo pico será siempre mayor que la presión debajo de la placa.
7. El diafragma de espiración deberá inflarse rápidamente. Esta es la razón por el cual la presión más alta queda en el otro ducto del Kicker Line

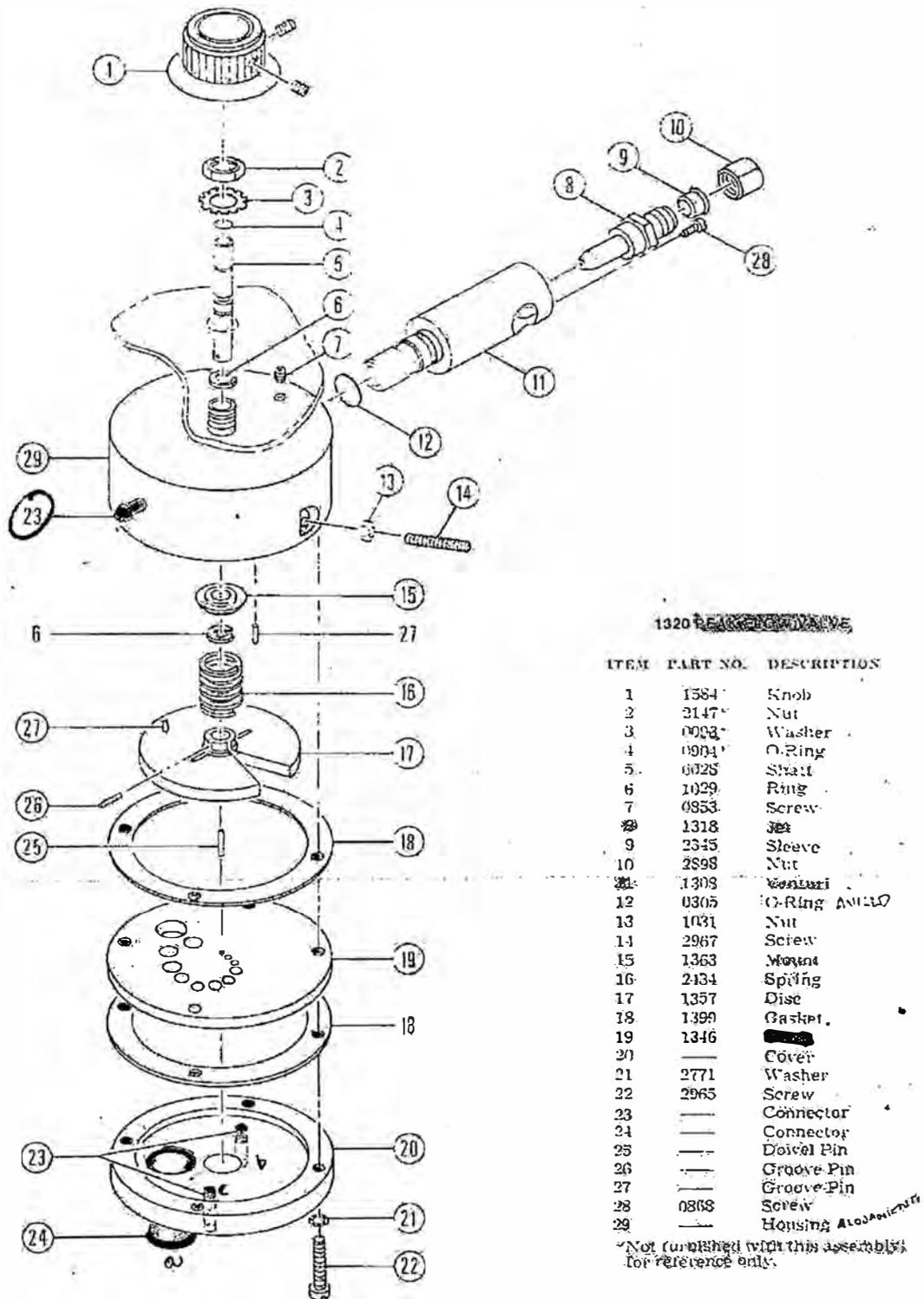


Figura 3.2

B.Válvula piloto

La válvula piloto es una válvula de 3 vías activada en la inspiración por la presión del compresor principal: Ver Fig. 3.3

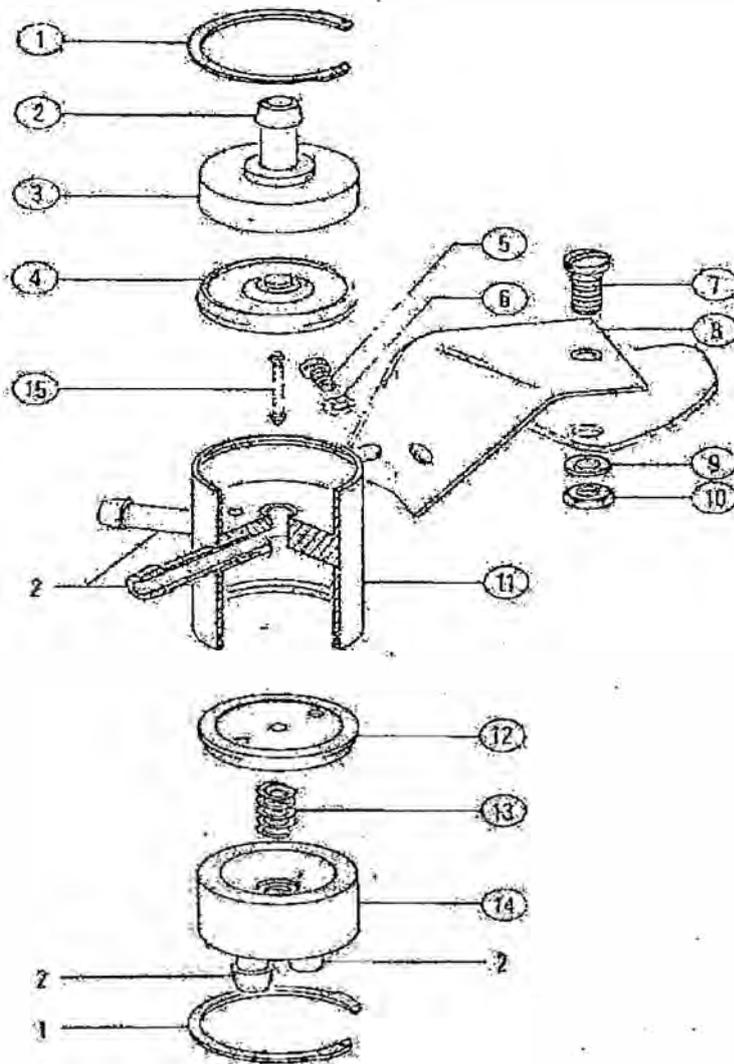
1.- La salida común es conectada a través del booster al diafragma de expiración.

2.- El puerto normalmente abierto esta conectado a la válvula de retardo de espiración y a la resistencia de espiración, la salida de este va a la válvula de desfogue.

3. -El conector normalmente cerrado en la válvula piloto permitirá fluir algo de kiker kine, dentro de la cámara del fuelle. Este flujo es suministrado como un golpe de presión, que será mayor en el flujo de pico bajo y menor en el flujo de pico alto.

4.- Este flujo es usado para compensar la turbulencia creada por válvula check en el fondo de la cámara del fuelle.

5.- La turbulencia de la válvula check es menor cuando esta siendo usado un flujo alto y es en este momento que la compensación (golpe) desde la válvula piloto es máxima.



5400 ~~2133-2134~~

ITEM	PART NO.	DESCRIPTION
1	1775	Ring
2	—	Connector
3	—	Retainer
4	5395	Diaphragm
5	9059	Screw
6	2771	Washer
7	1422	Screw
8	5102	Bracket
9	1784	Washer
10	0831	Nut
11	—	Housing
12	5391	Diaphragm
13	5298	Spring
14	—	Retainer
15	5397	Shaft

Not furnished with this assembly:
for reference only.

Fig. 3.3
Válvula Piloto

C. Booster:

Es un reservorio de aire, diseñado para incrementar el volumen del circuito primario del diafragma de espiración, para la fase de espiración, cuando un retardo de espiración es deseado.

1. Un volumen más grande en el retardo de espiración, requiere un tiempo prolongado para desalojar (el aire o flujo de control) a través de la resistencia espiratoria.

D. Válvula de Retardo de Espiración:

La aguja de la válvula esta diseñada para variar el tiempo. Para desinflar el diafragma de espiración (esto se refiere al control del tiempo que se utiliza para desinflar el diafragma de espiración).

1. Con la aguja de la válvula cerrada, todo el flujo debe fluir a través de dos restrictores, se puede ir abriendo paulatinamente; variando así la resistencia de espiración.
2. Usando dos restrictores en serie, produce el mismo resultado que usando solo un pequeño restrictor, porque son resistencia en serie que sumados dan el valor de la resistencia pequeña pero se reduce el riesgo de obstrucción de tamaño más pequeño, con menor riesgo que se obstruya.

E. Depósito del Fuelle:

Una presión en el depósito cerrado, permitirá la compresión del fuelle para ocasionar la entrega de gas al paciente.

3.1.3 SISTEMA DE GAS DEL PACIENTE

A. Fuelle:

Es un reservorio de volumen, conteniendo cerca de 2200 ml de gas del paciente.

1. El depósito, contiene una pesa de metal en el fondo (base) para ayudar el retorno hacia abajo durante la espiración .
2. La presión reforzada paulatinamente hacia arriba en el depósito del fuelle, ocasiona que el fuelle vaya hacia arriba llevando el gas al paciente, según el volumen programado.
3. Después de llegar al punto máximo ó de total excursión, el fuelle caerá, creando una velocidad de llenado inicial de aproximadamente 170 LPM. La velocidad de llenado final es aproximadamente de 70 LPM. La acción del descenso del fuelle, creará una presión negativa inicial de aproximadamente 7.5 cm H₂O (esta Pi negativa se refiere a la acción propia del fuelle) ocasionando con ello una descompensación con la presión atmosférica.

B. Válvula de Salida:

1. El propósito de la válvula de salida, es para separar el depósito del fuelle del sistema de tuberías del gas del paciente, es normalmente cerrada, abriéndose en el caso de que se manifieste una presión

negativa en dichas tuberías por una solicitud de inspiración tipo asistida.

2. La válvula de salida, contiene una válvula de alivio auxiliar (check -lief), que permite realizar un corte inmediato de la inspiración en el caso de que el paciente tosiera.

C. Válvula de seguridad o relevo

Diseñada, para limitar la subida paulatina de la presión del gas del paciente hasta cerca de 85 cm H₂O en caso de que el interruptor de presión fallara. Ver. Fig. 3-4

- 1.- Siendo más que una válvula de relevo lo que nosotros tenemos actualmente es una válvula de seguridad.
 - a.- La acción de descargar de la válvula de relevo no es solamente la de desfogar la presión (evitando que está pase a valores superiores de 85 cm H₂O) que es el punto de relevancia, sino descargará la presión bajándola a cerca de 20-30 cm H₂O.
 - b.- La válvula de relevo, esta sujeta por un (niple) a un diafragma el cual tiene una superficie de área aprox. a 4 veces el área de (la envocadura del niple).
 - c.- Una vez que esta abierto el poppet (niple), la presión apropiada es aplicada al diafragma, manteniéndose allí, hasta que la presión del sistema alcance 1/4 de la presión del sistema relevado.

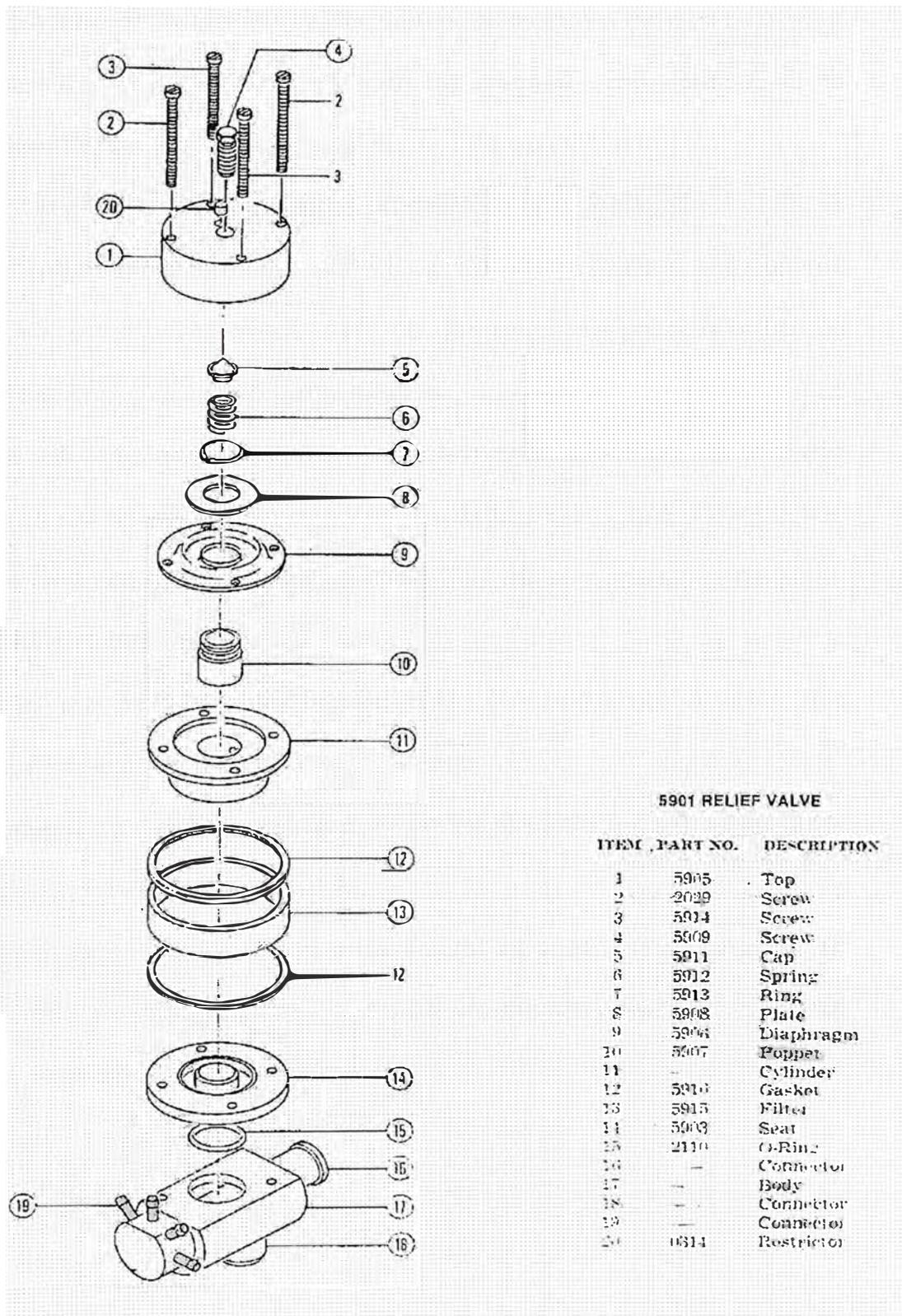


Figura 3.4
Válvula de Relievo

2. El múltiple (manifold) de la válvula de relieve, sirve como para la conexión de los ductos de los indicadores visuales de la presión del sistema, límite de la presión normal y de suspiro y el control de sensibilidad.
 - a.- El medidor de presión del sistema es un medidor tipo diafragma.
 - b.- Los interruptores de presión normal y de suspiro son dispositivos activados por presión los que sensan la diferencia de presión entre los ductos del sistema y la presión atmosférica.
 - c.- El sensor de asistencia estimula al interruptor eléctrico de presión diferencial (o de diferencia de presión). Está diseñado para detectar que el paciente está realizando un esfuerzo de inspiración (presión negativa).

D. Filtro antibacteriano de flujo principal

Filtro antibacteriano de flujo principal, es un H.I.P.A. elemento de ultra, alta eficiencia, presión baja; es un filtro especializado:

1. El filtro antibacteria del flujo principal, retendrá el 99.99% de 0.3 partículas a una velocidad de flujo de 100 LPM.
2. Si la presión disminuye al pasar a través del filtro, alcanza 4 cm H₂O en 100 LPM, este sería cambiado, como una protección adicional, el tiempo normal de cambio es cada año.

3.1.4 SISTEMA COMPRESOR DEL NEBULIZADOR

A. La bomba del Nebulizador, posee unas paletas de succión de aire separadas del moto, por razones de evitar contaminación.

1. La bomba del diafragma, es usado en el sistema nebulizador por que esta es solamente para inspiración compatible con el paciente.
2. La bomba del nebulizador, producirá 7 a 10 LPM flujo a través del inyector del Nebulizador y bajará la presión de 10 psi.
3. Puesto que el flujo del compresor del nebulizador, es originado en el fuelle y es un sistema de escape lizante, no hay que sumar o disminuir el volumen al paciente.

B. Solenoide del Nebulizador

El solenoide del nebulizador, es un solenoide de 3 vías, el cual cambia el flujo del nebulizador, hacia el paciente durante la inspiración y en sentido contrario hacia el fuelle durante la espiración.

El restrictor, en el puerto normalmente abierto, es del mismo calibre que el surtidor del nebulizador, para mantener constante la presión del compresor del nebulizador en la inspiración y espiración.

❖ UNIDAD DE ESPIRACIÓN:

Solenoide Principal

1. Durante la espiración el solenoide principal es cerrado.
2. En su estado energizado el solenoide principal corta la vía de acceso de la presión del compresor desde filtro de salida del compresor a la válvula piloto y la del Peack –Flow.

3. La mayor parte del flujo del compresor principal, es derivado a través de un restrictor 0268 fuera del equipo, como desperdicio.

Válvula de Salida:

1. Durante la espiración, la válvula de salida del depósito del fuelle, que es normalmente abierta, al ser energizada se cierra, esta operación de cierre es concluida por la disposición del surtidor Venturi, ayudando a hacerlo suavemente.
2. La disposición del surtidor Venturi protegerá el diafragma de esta válvula de la presión y flujo que esta siendo aplicado por el compresor.
3. El surtidor Venturi debe ser usado para manipular la salida del compresor amortiguadamente, para prevenir el daño que se pueda ocasionar al diafragma de salida.
4. La válvula de salida del surtidor Venturi y el restrictor N°0268, se conectan para igualar el calibre de surtidor de flujo pico. De este modo, el compresor principal mantendrá una presión constante durante la inspiración e inspiración.
5. La válvula de salida, debe estar cerrada durante la espiración para sellar el fuelle y prevenir la entrada de aire de afuera el cual ocasionaría un % incorrecto de O₂.

3.1.5 SISTEMA DE OXÍGENO.

El mezclador de O₂ del sistema (MA-2), proporciona un porcentaje de O₂ ajustable infinitesimalmente.

. Posee los siguientes accesorios:

-Filtro de entrada de O₂:

El filtro de O₂, libera de las impurezas que pueden estar presentes en las cañerías de O₂ del hospital y otros fuentes de O₂.

-Regulador de Oxígeno:

Se tiene un regulador de O₂ ajustable, que mantiene la fuente de oxígeno a una presión en valores de 43-45 psi.

-Solenoides de Oxígeno:

Un solenoide operado eléctricamente que es energizado por el control de % de oxígeno. Cuando está energizado, permite fluir el O₂ a 40 PSI de presión a la válvula de suministro.

-Válvula de Suministro de O₂

Esta válvula cuando está abierta, suministrará el O₂ al acumulador, dejando de hacerlo, si es que el volumen llenado ya es suficiente, este control se realiza por intermedio del-Acoplador del Acumulador de O₂, que comunica al control de la válvula de ingreso, la presión correspondiente a dicho volumen suficiente

-Acoplador del Acumulador de O₂

comunica el estado del volumen y presión apropiada actuando sobre la válvula de suministro del acumulador valiéndose de un resorte .

-Acumulador de Oxígeno

Un acumulador o reservorio de Silicona aproximadamente de un litro de volumen, donde el O_2 proveniente de la válvula de suministro es almacenada a 1.85 a 2.1 en H_2O de presión

-Válvula de Balance de Oxígeno

1. Un regulador de presión baja que iguala la presión de oxígeno y aire en los puertos de ingreso de la válvula selectora de oxígeno con la presión que esta presente en el shunt.
2. El oxígeno del acumulador, fluye a través de la válvula de balance al control de % de oxígeno y se mezcla allí a la misma presión, como aire nuevo.

-Válvula Selectora de Porcentaje de Oxígeno

1. Es un dispositivo, con el cual se puede realizar infinidad de mezclas de oxígeno y aire a los porcentajes que se desee.
2. El oxígeno y el aire son mezclados mecánicamente, variando el calibre de los puertos de aire y oxígeno, por intermedio del giro de una paleta, ver diagrama.3.1.
3. Después, tanto el aire como el oxígeno deben de estar a igual presión dentro de la válvula selectora; todo esto es necesario, para hacer el cambio del porcentaje a la salida, o sea para incrementar ó decrementar el flujo de los gases O_2 y aire que entran dentro de la válvula.

-Stack Valve

Un par de válvulas tipo check consistentes de dos láminas:

La Stack Valve chequea el flujo de gas en el sistema mezclador de oxígeno.

-Fuelle Principal

Durante la espiración, el movimiento descendente del fuelle crea una presión negativa, la que es transmitida al comando de la válvula selectora de oxígeno, el aire ó el oxígeno están seleccionados desde la válvula selectora en cantidades dependientes de la posición del control de % de oxígeno.

3.2 SECUENCIA FUNCIONAL DEL SISTEMA NEUMÁTICO

3.2.1 SISTEMA DE OXÍGENO

Antes que el Equipo sea colocado al paciente, existe una preparación del sistema que consiste en:

1. Se inyecta el Gas del paciente al depósito del fuelle, el cual es una mezcla de (O₂ + Aire Filtrado)
2. Se programa:
 - Volumen de Aire a ser inspirado
 - La presión límite de inspiración
 - Número de respiraciones por minuto
 - El flujo máximo
 - Se chequea la presión a todo el sistema
 - Se selecciona la resistencia espiratoria
 - Se calibra la sensibilidad
3. Se realiza una prueba sin paciente, mediante los switches manuales de funcionamiento normal y de suspiro.

Uno de los Sub Sistemas importantes para la administración de gas del paciente, es el de oxígeno, el cual debe de ser administrado en los porcentajes y concentraciones debidas, debiendo llevarse un control de éste y que para explicitar mejor su funcionamiento, se hará describiendo algunos diagramas.

Observando el diagrama 3.1, el control de % de oxígeno está dejando ingresar sólo aire y no oxígeno, como se ve en el controlador de O₂ analógico situado en la parte superior derecha de la figura; lo cual, también se puede hacer por intermedio de PC; de un teclado y visualizar en un monitor, pues bien, el indicador muestra que se empieza con 21% porque el aire en forma inherente ya tiene 21% en su composición; el recorrido del aire filtrado, es como se observa en color amarillo en el Diagrama 3.1.

Al producirse el descenso del fuelle por efecto de la compensación de presiones, este produce un efecto de succión del aire filtrado cargado de O₂; este descenso ocasiona también la salida del aire de control por los orificios ubicados en la base del depósito del fuelle.

.Ahora, observando el Diagrama 3.2 pasamos a describir como se dispone el sistema con (cero) 0% de aire proveniente del exterior y 100% de oxígeno, proveniente de la fuente de oxígeno; en este caso cuando el aire ingresa al sistema por el dispositivo signado con una flecha verde, pasa a través de un regulador de oxígeno, controlado electrónicamente usando un solenoide , saliendo de éste va a un acumulador; este acumulador

tiene dos válvulas de salida, una de ellas que conduce a la alarma de exceso o escasez de oxígeno (Diagramas 3.4 y 3.5); la otra va al mezclador de oxígeno, que en este caso está cerrado para el ingreso de aire y abierto totalmente para el ingreso de oxígeno.

Ahora observando el Diagrama 3.3 el mezclador se encuentra en la disposición de 50% de oxígeno y 50% de aire mezclado, proveniente del exterior.

3.2.2 SISTEMA NEUMÁTICO EN LA INSPIRACIÓN

La secuencia funcional de la fase de inspiración en el Sistema Neumático es como sigue:

- Cuando se pone en Set el Sistema (Diagrama 3.6). El aire externo, es succionado por el compresor principal pasando previamente por un silenciador que disminuye el ruido producido por el compresor, al llegar el aire al compresor cumpliendo la trayectoria mostrada en color celeste, este lo comprimirá hasta la entrada de la válvula del solenoide principal; que en el momento de una solicitud de inspiración ó mandato de inspiración ,será energizado dejándolo pasar hacia el Peack Flow o válvula de flujo pico y al control de la válvula piloto (ver trayectoria marrón del Diagrama 3.7), a dicha trayectoria se le conoce como flujo de control primario ó aire de control primario.

- La trayectoria de flujo de aire de control que está indicada en el Diagrama 3.8 en color guindo se le conoce como flujo ó aire de control

secundario, el que empieza en las cuatro salidas de la válvula de control de flujo pico, este posee un control manual que es programado por el médico desde un panel externo de control, todo ello puede observarse en este diagrama.

Este flujo ya controlado por el control de flujo pico, sale de él por 4 vías:

- 1.- La vía principal de trazo más grueso, es la que lleva el flujo que, a la solicitud ó mandato de inspiración empuja el fuelle (bellow) hacia arriba, hasta que todo el volumen programado se haya trasladado a los pulmones ó se haya igualado la presión límite programada.
- 2.- Una de estas vías, la que está al extremo derecho del Peack Flow, la que a su vez está recibiendo en su entrada de control el aire comprimido que ordena el paso libre de esta vía al booster, el cual es un depósito de paso que cumple una función de condensador del flujo que pasa por él, para luego pasar a accionar la válvula de espiración ubicada en el Set del paciente, cerrando el paso para evitar que el aire inspirado por el paciente se desvíe hacia el espirómetro (ver Diagrama 3.8), dicha válvula piloto también deja el paso libre al aire de retorno del depósito inferior del fuelle que cumple el papel de control fino, el cual es sumada a la vía anterior para efectuar el control de la válvula de espiración.

3.- La siguiente vía, cumple una función de switch neumático, cerrándose para evitar que el aire de control que está siendo depositado en la cámara inferior del depósito del fuelle retorne al exterior; en la fase de espiración esta se abre, para facilitar el descenso del fuelle que a su vez facilita el ingreso del (O_2 + Aire) al depósito superior, cargándose así para el nuevo ciclo.

4.-La última vía, accesa el aire de control al tubo negro que va a controlar la entrada del flujo de exhalación del paciente.

En el Diagrama. 3.9, se añade la trayectoria del flujo del gas del paciente con color ámbar, el cual al abrirse la válvula de salida que es accionada por la energización del solenoide principal en obediencia a una orden del control electrónico el que a su vez lo hace cumpliendo con la información entregada por el sensor de sensibilidad, que detecta un pedido de aire del paciente o de acuerdo a la programación controlada o mandatoria. En ambos casos, la válvula de salida del fuelle deja pasar el gas del paciente facilitando su traslado a sus pulmones, pasando por el filtro anti-bacterias; en el tramo comprendido entre la válvula de salida y el filtro antibacteria se encuentra la válvula relief de emergencia, que se apertura para corregir excesos de presión, esta válvula tiene también cuatro ductos adicionales de salida, por los que fluye gas destinado a los indicadores de: presión del sistema, estos son: los de límite de presión normal, de control de sensibilidad, de control de límite de presión de

suspiro; lo que se observa en la parte superior del Diagrama 3.9. También, en esta figura se muestra la trayectoria del gas de nebulización, mostrando el primer tramo que va desde el depósito superior del fuelle hasta las paletas del compresor de nebulización, (tramo en color ámbar), a la salida de éste se muestra el tramo en verde que va hasta la salida de nebulización, esta salida es habilitada por un solenoide que obedece a un aire de control (ámbar) que proviene del depósito superior del fuelle que contiene el gas del paciente (observar que por ello, el solenoide de nebulización será accionado sólo en la inspiración)

3.2.3 SISTEMA NEUMÁTICO EN LA ESPIRACIÓN

La secuencia funcional del sistema neumático en el proceso de espiración es como sigue:

Cuando el solenoide principal es desenergizado, por orden del control electrónico porque se ha llegado a un volumen programado o a la presión límite sea esta normal o de suspiro, la trayectoria del aire de control cambia, tomando la disposición que se indica en el Diagrama 3.10 en color marrón; como puede observarse este aire, luego de pasar por el solenoide principal se bifurca en 2 ramas; una de ellas, cierra la válvula de salida del fuelle y la otra va al exterior del equipo; al ser cerrada la válvula de salida, ya no hay flujo de gas al paciente cortándose o finalizando el proceso de inspiración y empezando en ese momento, el proceso de

espiración, simultáneamente a esto el aire de control de la válvula piloto, es retirado, lo que se puede ver en el mismo Diagrama 3.10.

Pasando ahora al Diagrama 3.11, se observa que al retirarse el aire de control de la válvula piloto que, en ese estado queda habilitado el camino o trayectoria de retorno del aire de control que cerraba la válvula de espiración ubicada en el Set del Paciente, en la fase de inspiración, y que ahora en el comienzo de la fase de espiración lo apertura para que ocurra la exhalación; pues bien, esta apertura no es total, es graduada por la resistencia de control de espiración que está ubicada en el trayecto del retorno de ese aire de control, dicha resistencia se puede graduar y ajustar desde el panel de control, por el médico, de acuerdo a pruebas espiratorias relacionadas con el problema respiratorio del paciente.

Siguiendo la observación del diagrama 3.11, vemos que en el proceso de espiración, el fuelle al descender paulatinamente por efecto de la gravedad que actúa sobre el lastre en forma de plato, ubicado en la base del fuelle, este movimiento vertical hacia abajo ocasiona 2 cosas simultáneamente:

- Facilita la entrada de (O_2 + Aire), al crear una presión negativa menor que la atmosférica dentro del depósito del fuelle.

La parte inferior del fuelle, facilita la salida del aire de control (tramo color guindo), ayudado por la ausencia de presión de aire a la salida del control de flujo pico por encontrarnos ahora en la fase de espiración y ya no de inspiración; adoptando los sentidos indicados

en este Diagrama 3.11, lo mismo podemos observar también en el tubo negro del espirómetro, que es un movimiento de flujo pasivo ya que como vemos a la izquierda del Peack Flow, ó válvula de flujo pico hay un desfogue hacia la atmósfera.

Continuando ahora con el Diagrama 3.12, vemos que se añade en esta, la trayectoria verde del nebulizador y el retorno pasivo como un flujo de remanencia de aire de control del solenoide del nebulizador, lo mismo ocurre con el gas residual del paciente que retorna al espirómetro.

3.3 DIAGRAMAS DE LA SECUENCIA FUNCIONAL DEL SISTEMA NEUMÁTICO

A continuación; se presenta los diagramas funcionales del sistema neumático, pertenecientes al ventilador volumétrico Marca **PURITAN BENNETT** Modelo: **MA-1**, en forma secuencial de acuerdo al proceso de la respiración; desde el inicio de la fase de la inspiración hasta el final de la fase de la espiración, cuya descripción se encuentra en la sección anterior.

MA-1 OXYGEN SYSTEM

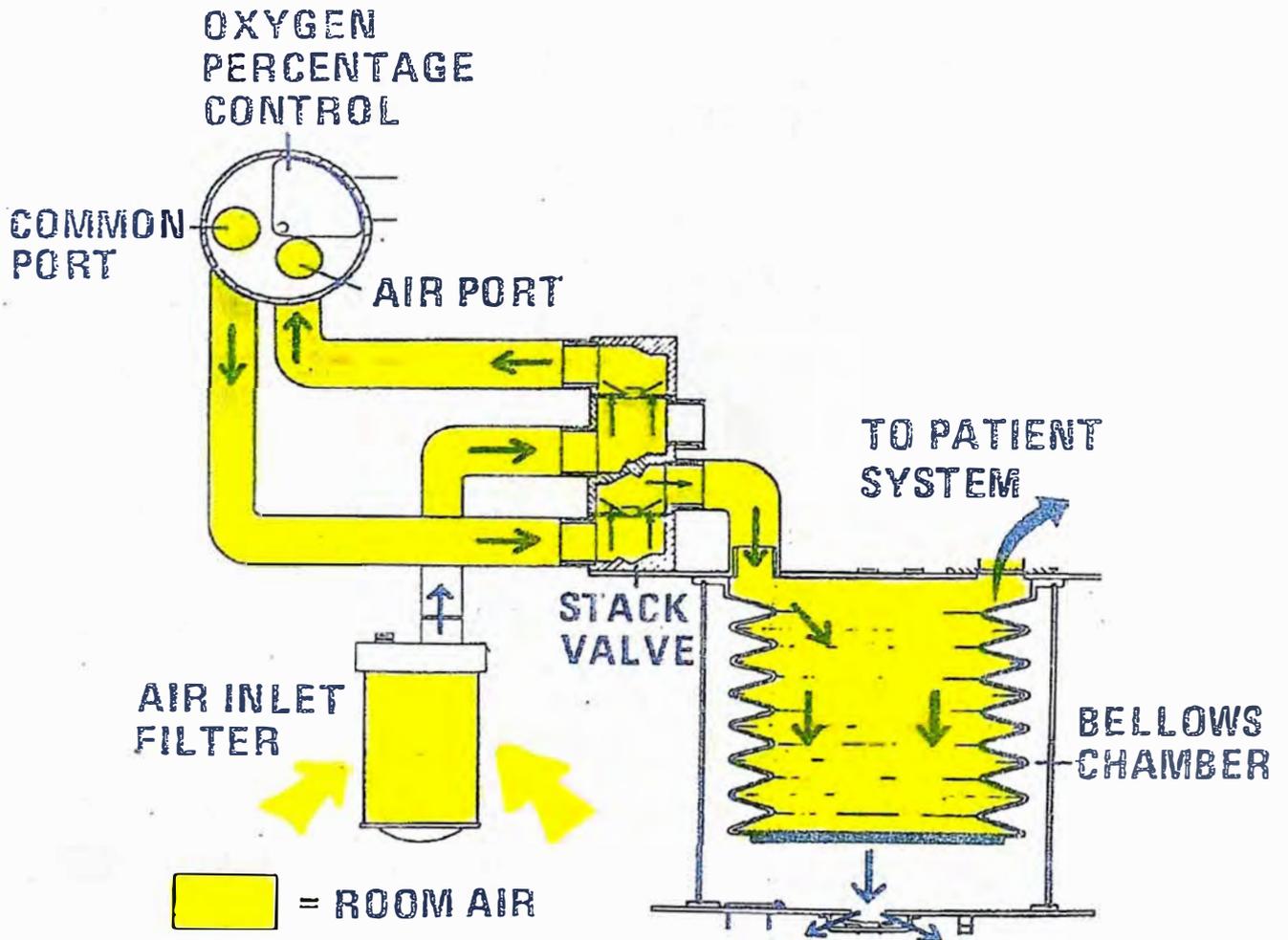
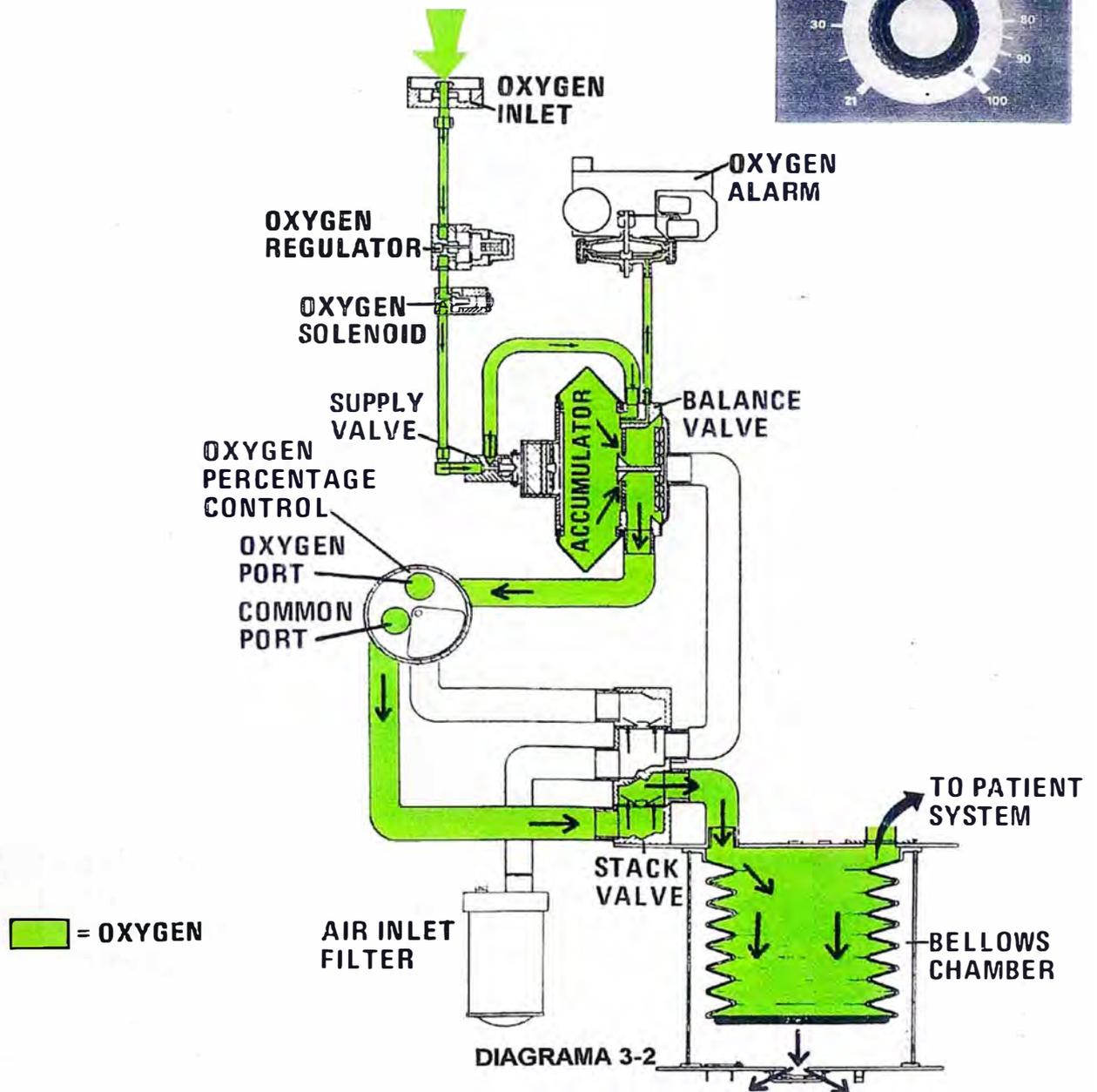


DIAGRAMA 3-1

MA-1 OXYGEN SYSTEM



OXYGEN WARNING SYSTEM

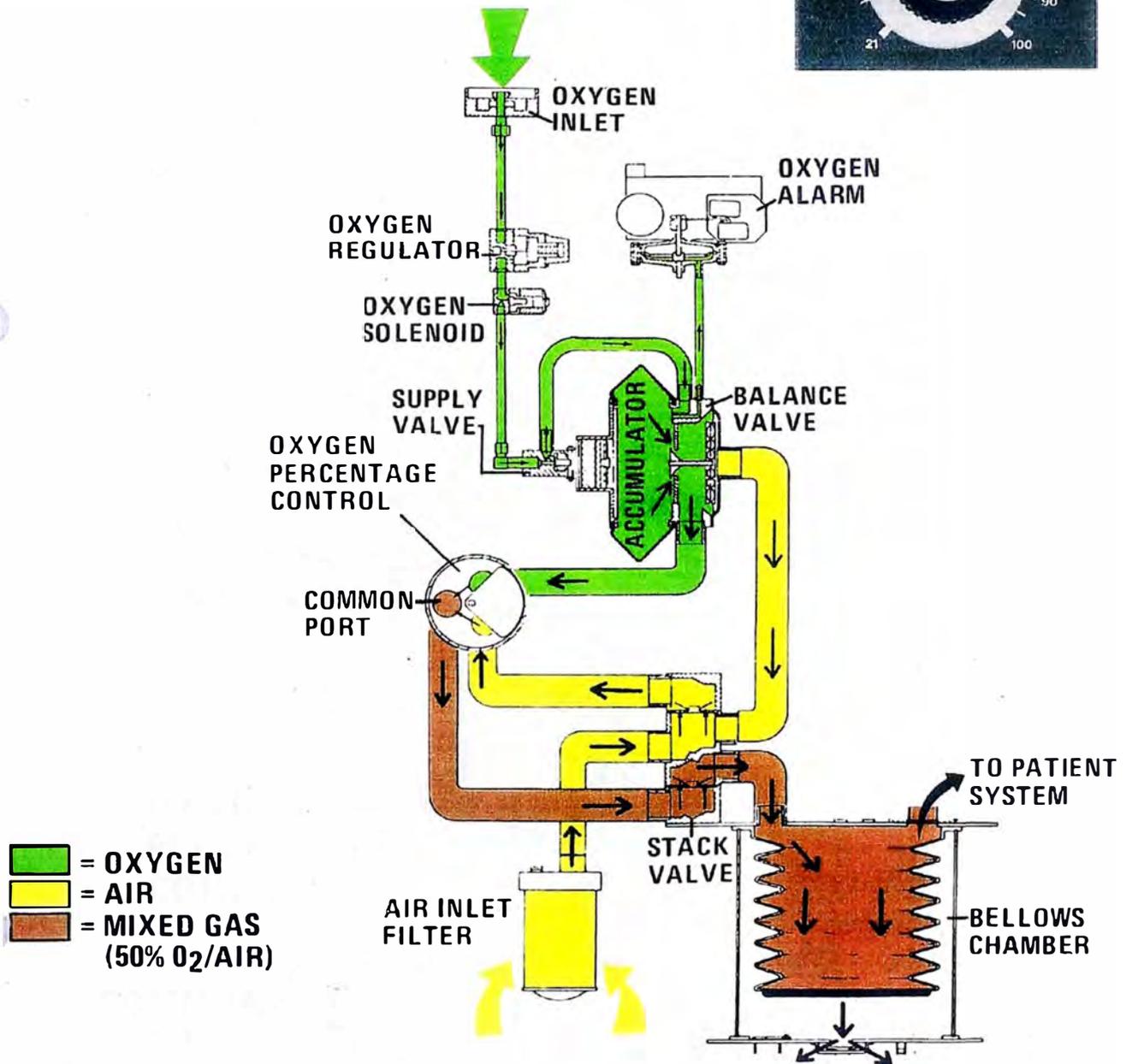
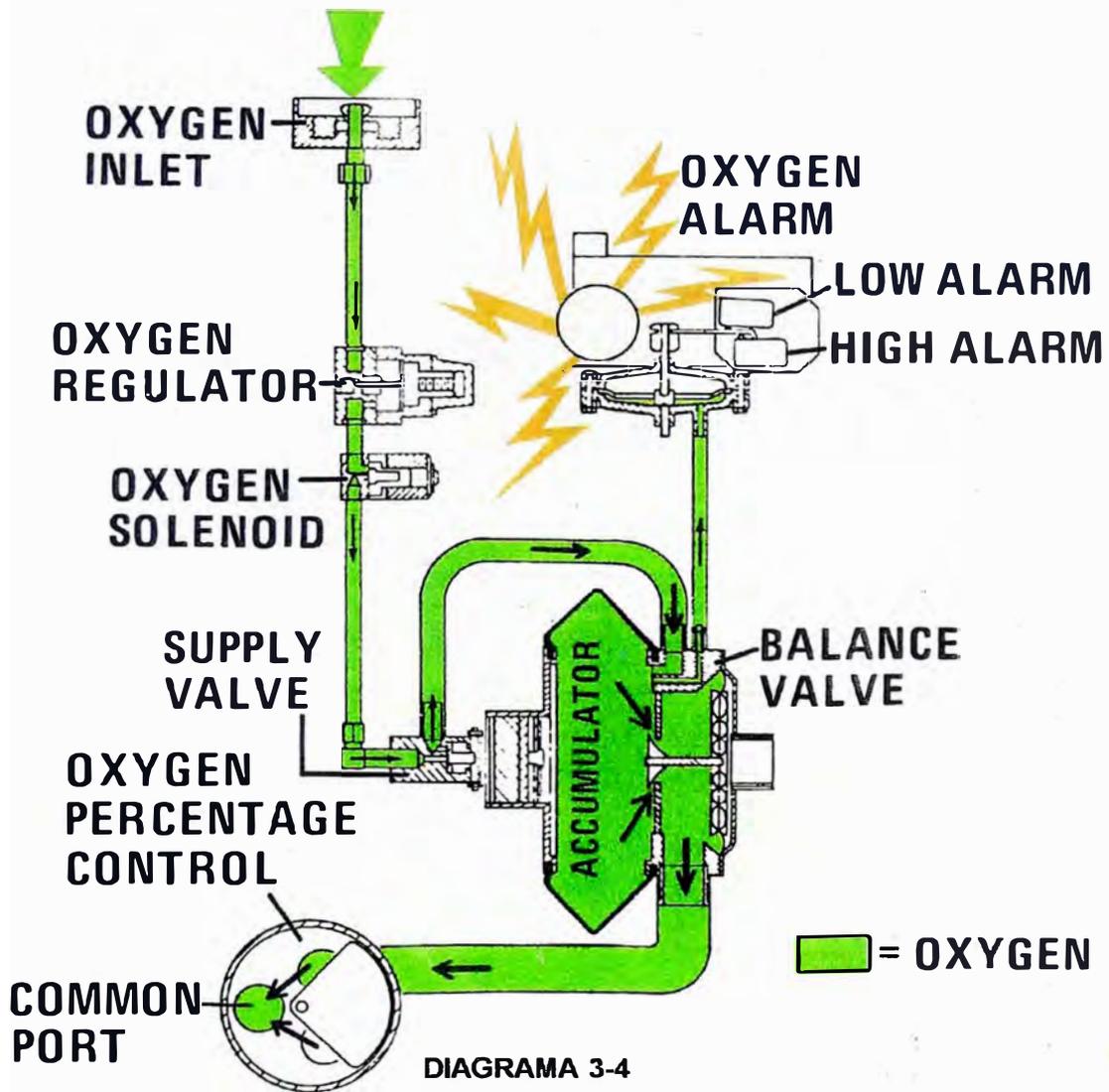


DIAGRAMA 3-3

OXYGEN WARNING SYSTEM



MA-1 OXYGEN SYSTEM

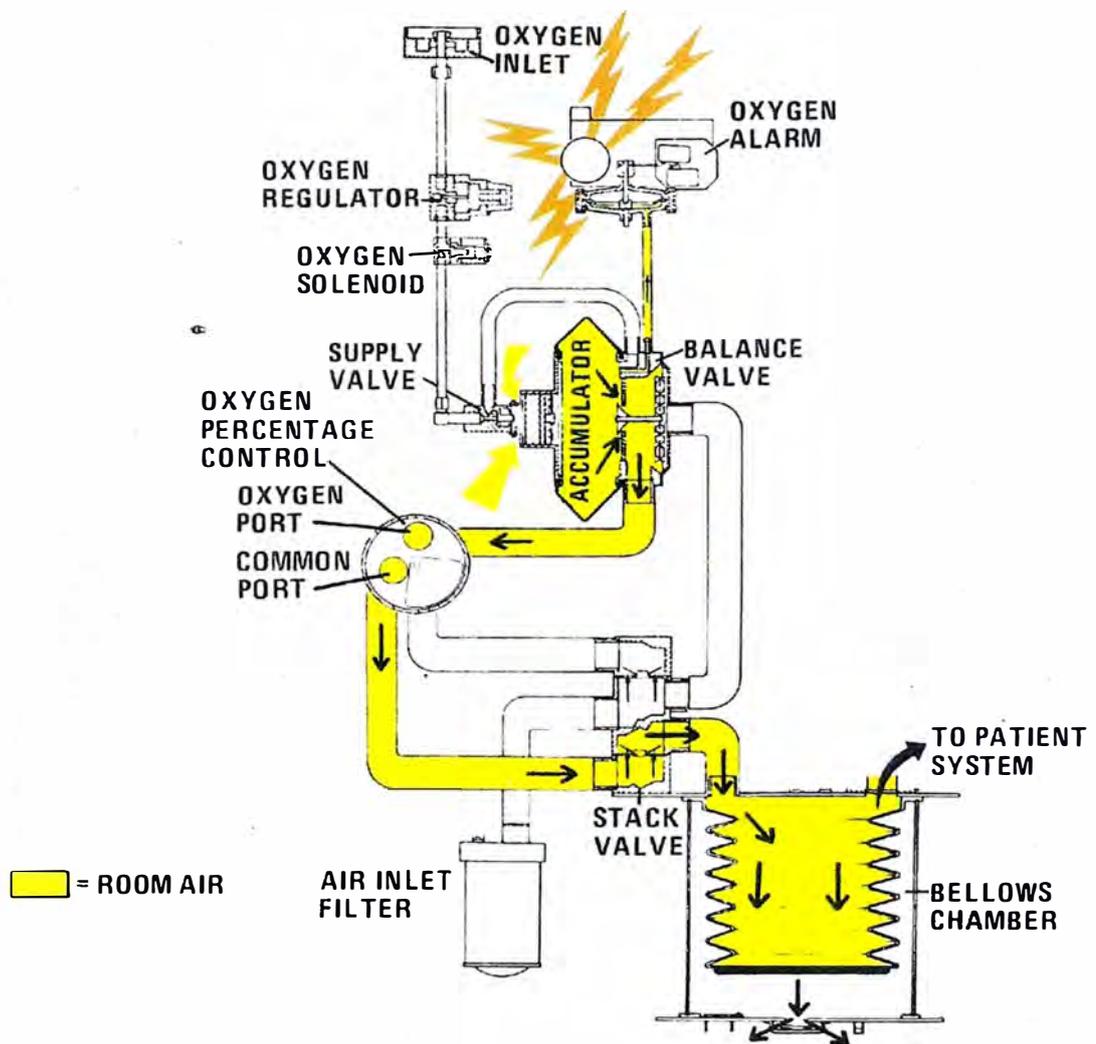
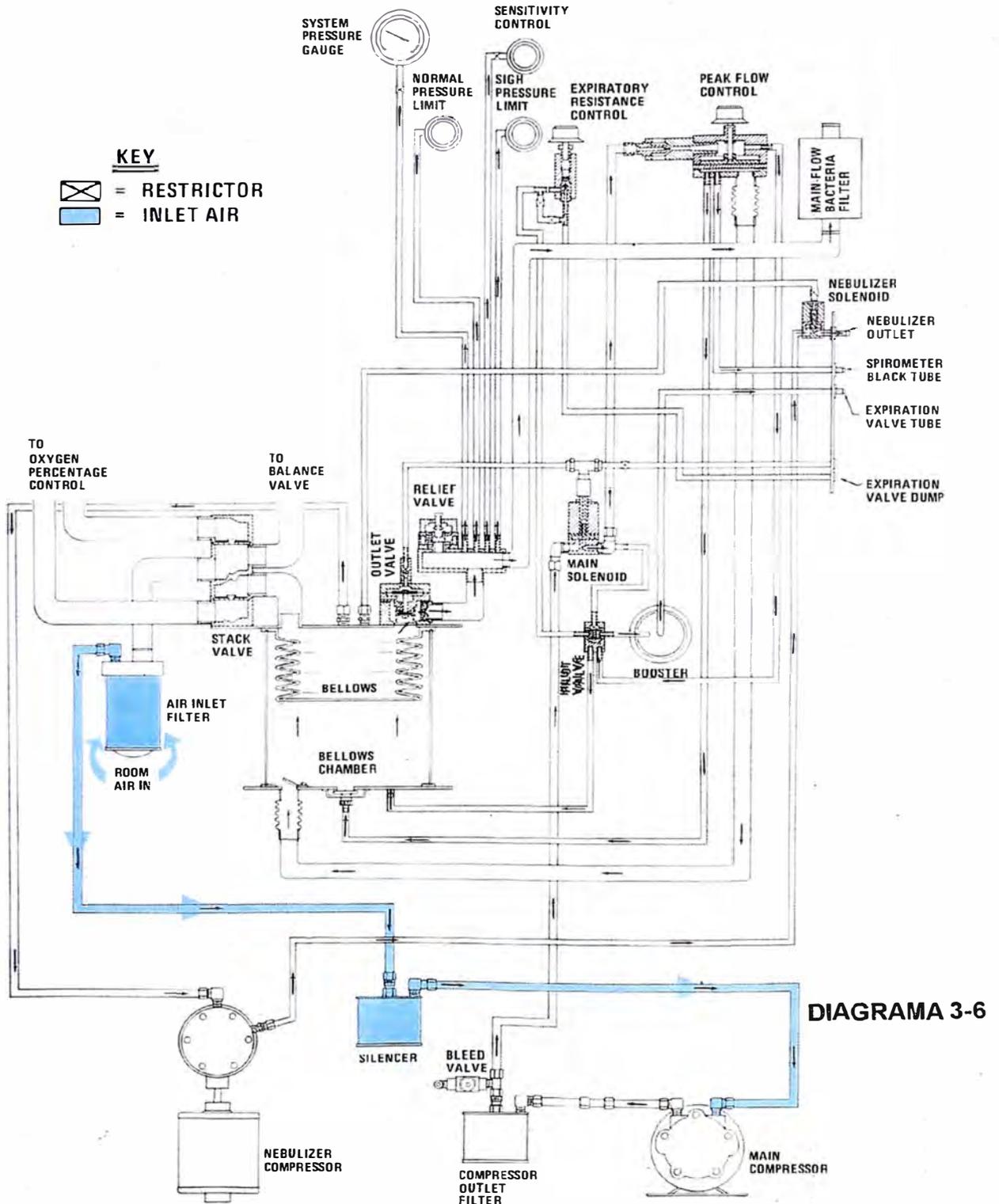


DIAGRAMA 3-5

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM – INSPIRATION



MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM — INSPIRATION

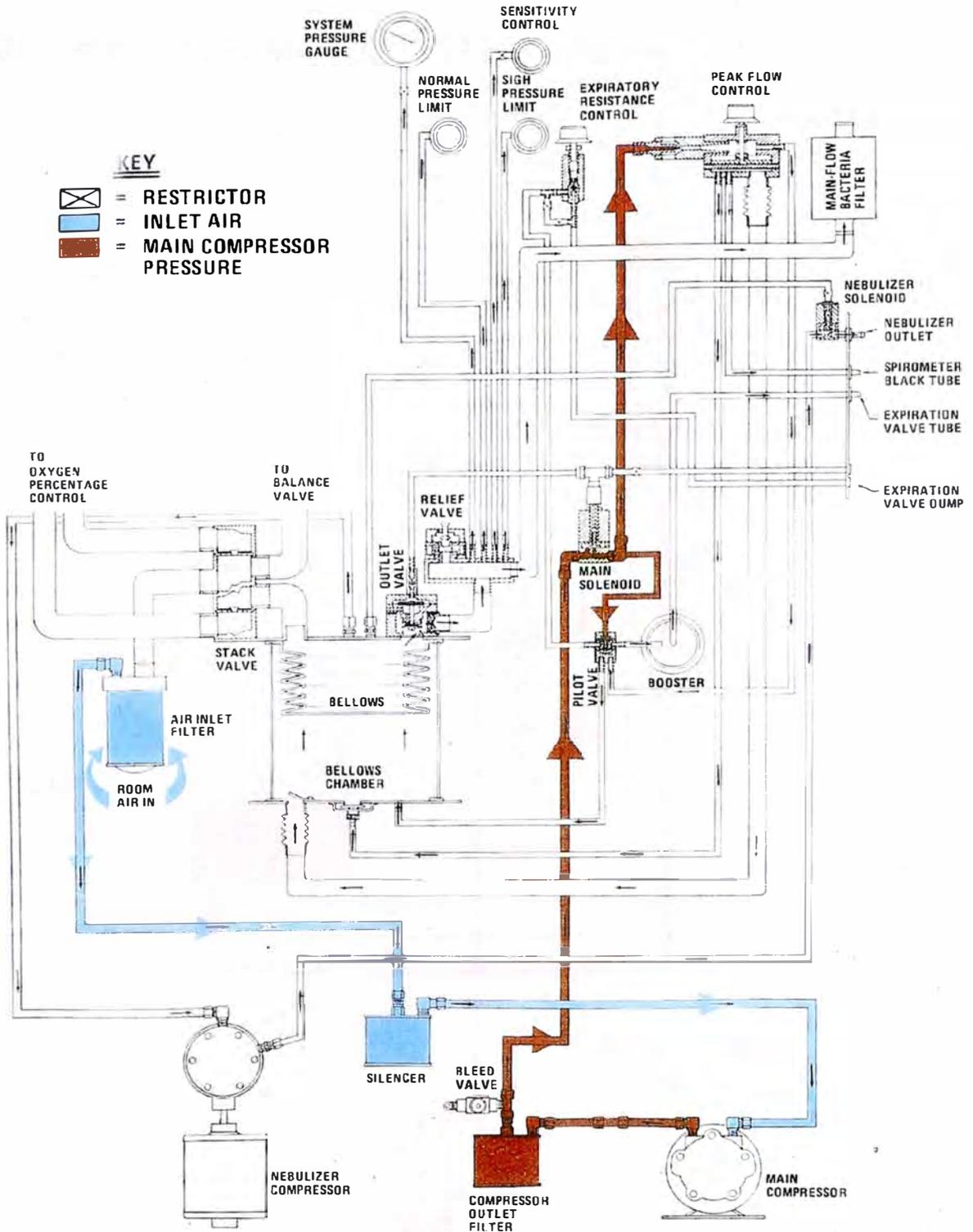


DIAGRAMA 3-7

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM – INSPIRATION

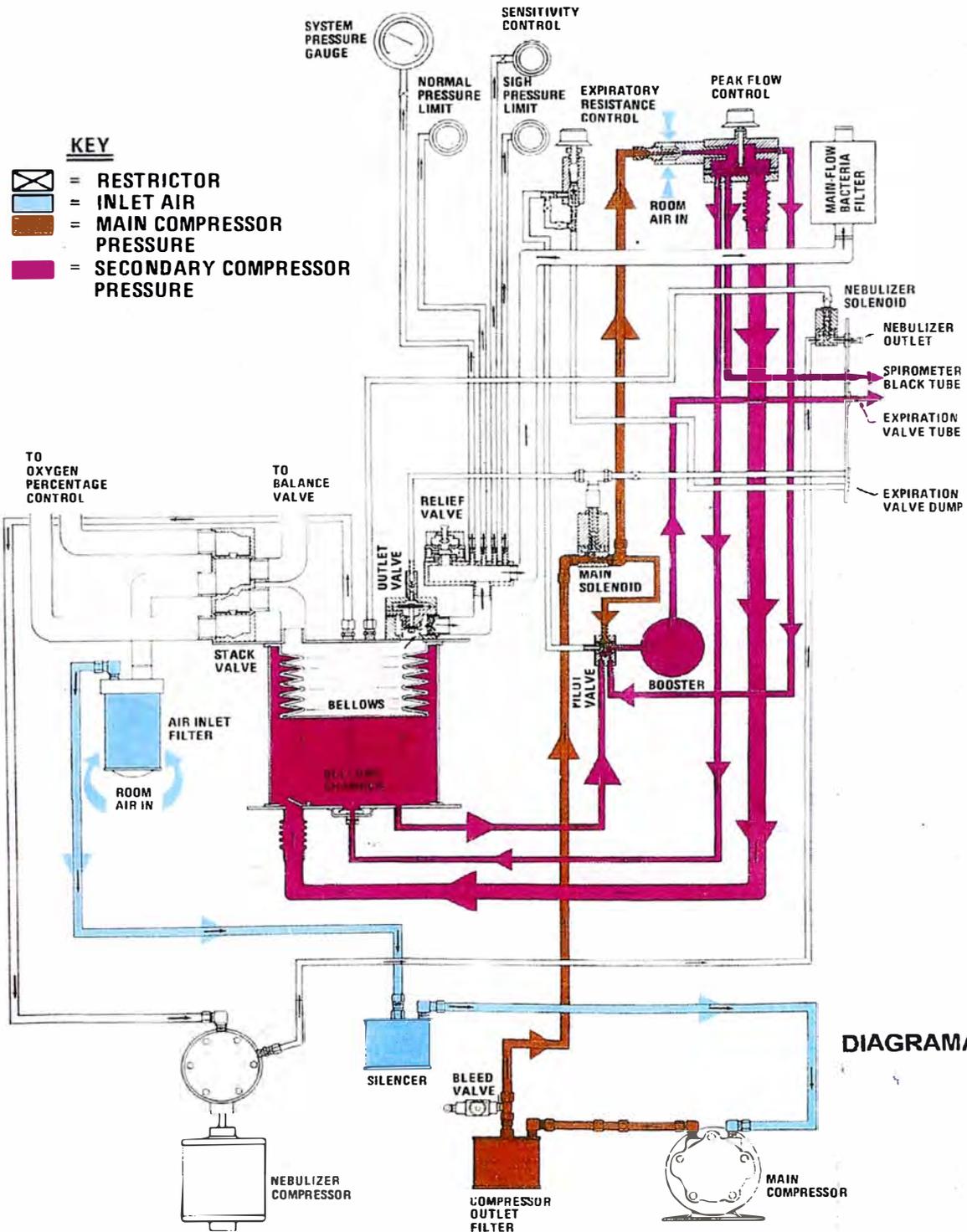


DIAGRAMA 3-8

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM – INSPIRATION

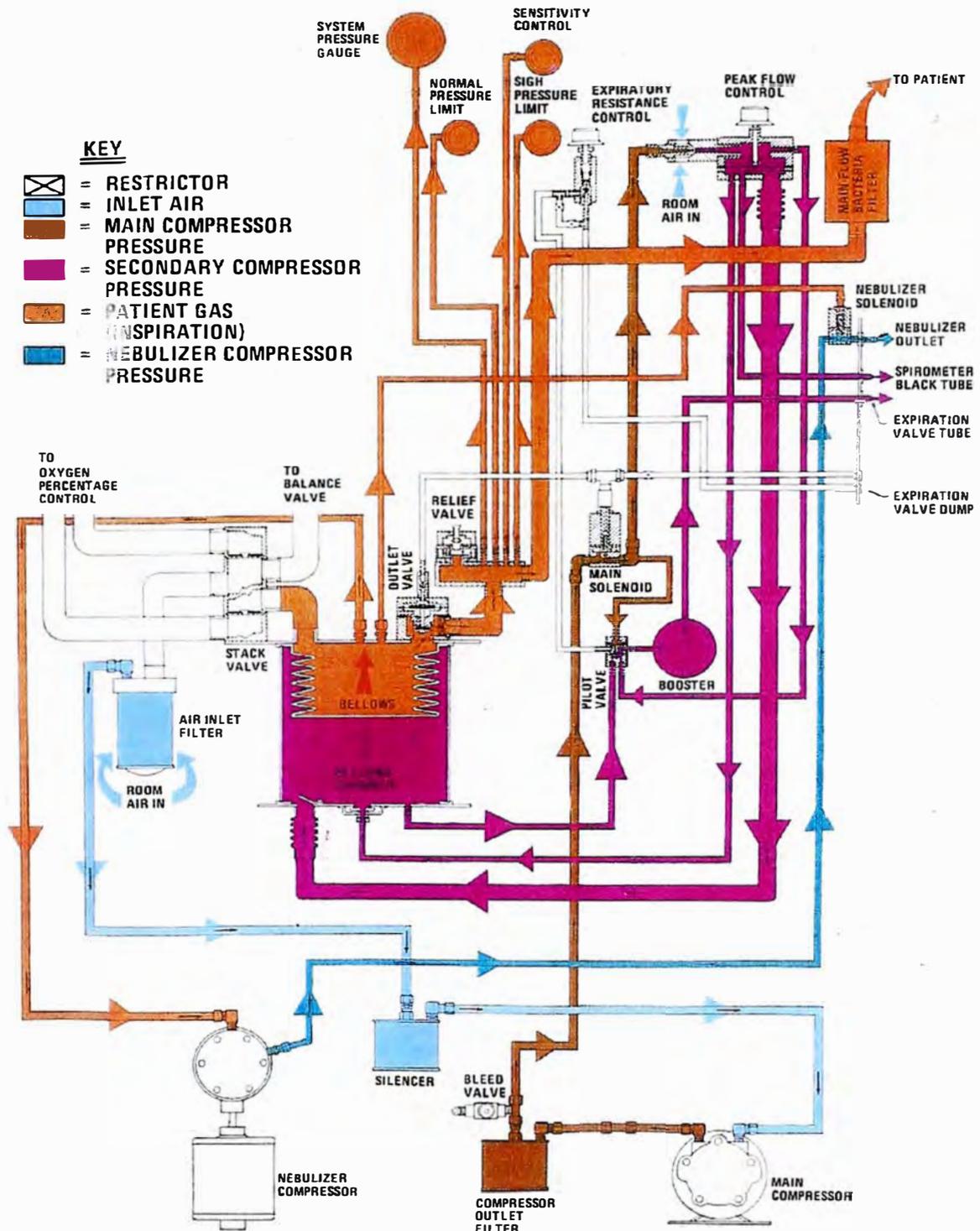


DIAGRAMA 3-9

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM—EXPIRATION

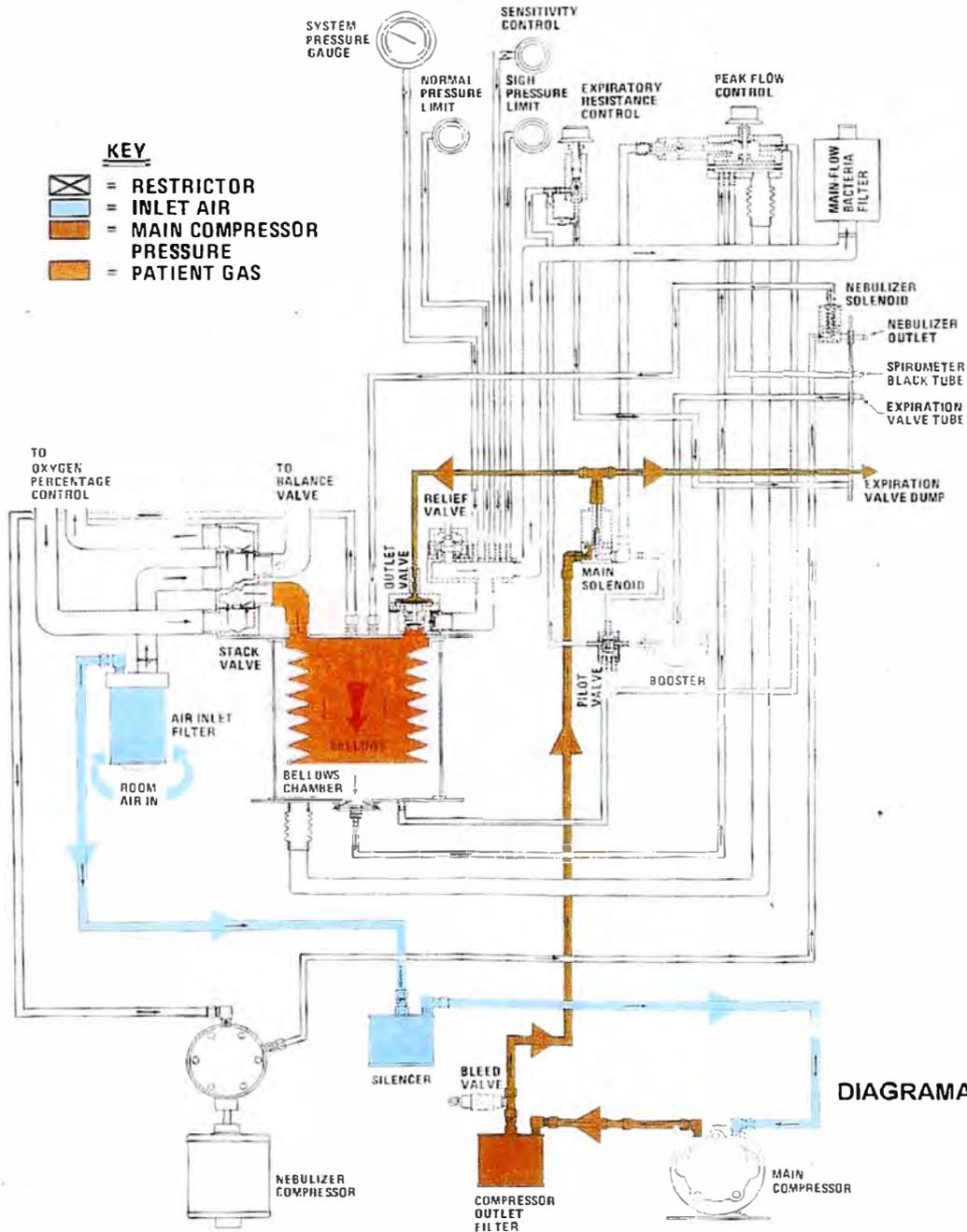


DIAGRAMA 3-10

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM—EXPIRATION

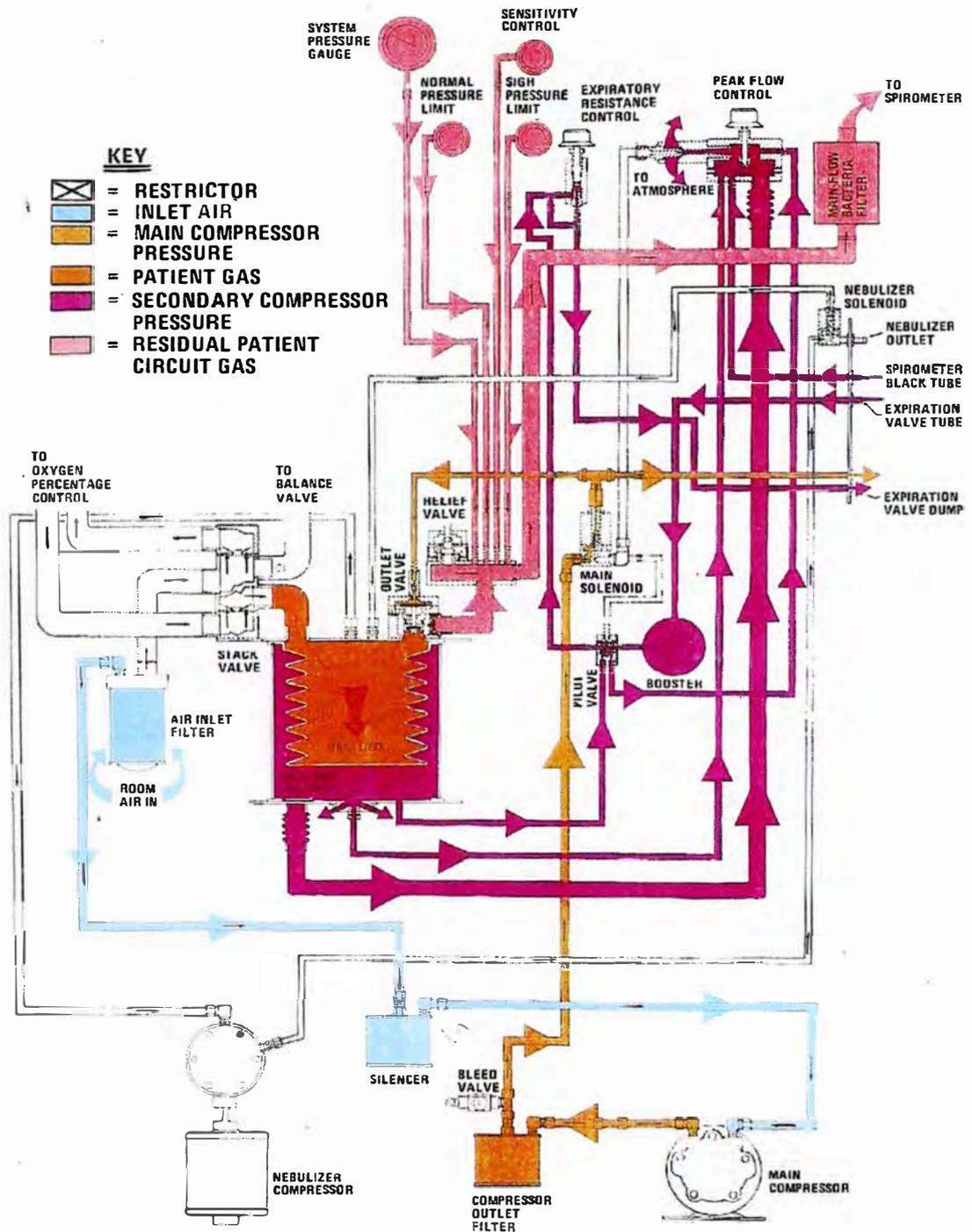


DIAGRAMA 3-11

MODEL MA-1 PNEUMATIC SYSTEM – EXPIRATION

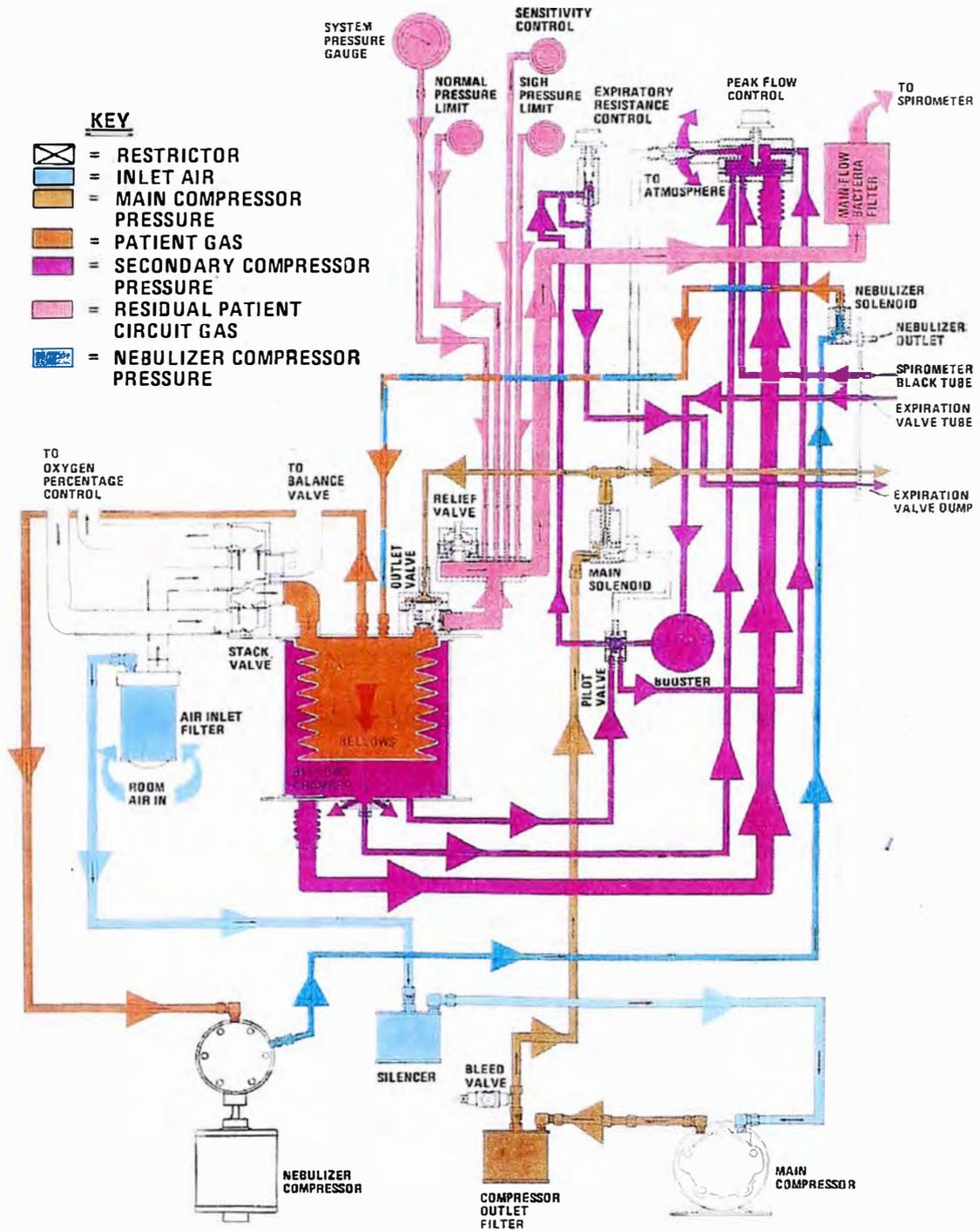


DIAGRAMA 3-12

CAPÍTULO IV

DIAGRAMA DE BLOQUES DEL VENTILADOR VOLUMÉTRICO

4.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

El sistema ó planta del ventilador volumétrico, está controlado electrónicamente, como puede observarse en la Fig. 4.1. Este control electrónico, está compuesto por cuatro bloques principales, que cumplen una función específica determinada:

- I. Control de Frecuencia ó Estímulo de Inspiración. Fig. 4.2
- II. Circuito de Relación Inspiración/Espiración y Asistencia Fig.
- III. Circuito de Control de Volumen y Presión Límite Fig. 4.4
- IV. Circuito de control de suspiros. Fig. 4.5

4.1.1 CONTROL DE FRECUENCIA O INSPIRACIÓN DRIVE

Este bloque, se encarga de proporcionar el control de inspiración, activando una señal de comando para que el solenoide principal comience o finalice la inspiración, viendo la Fig. 4.2, se pasa a describir su función, partes o bloques principales.

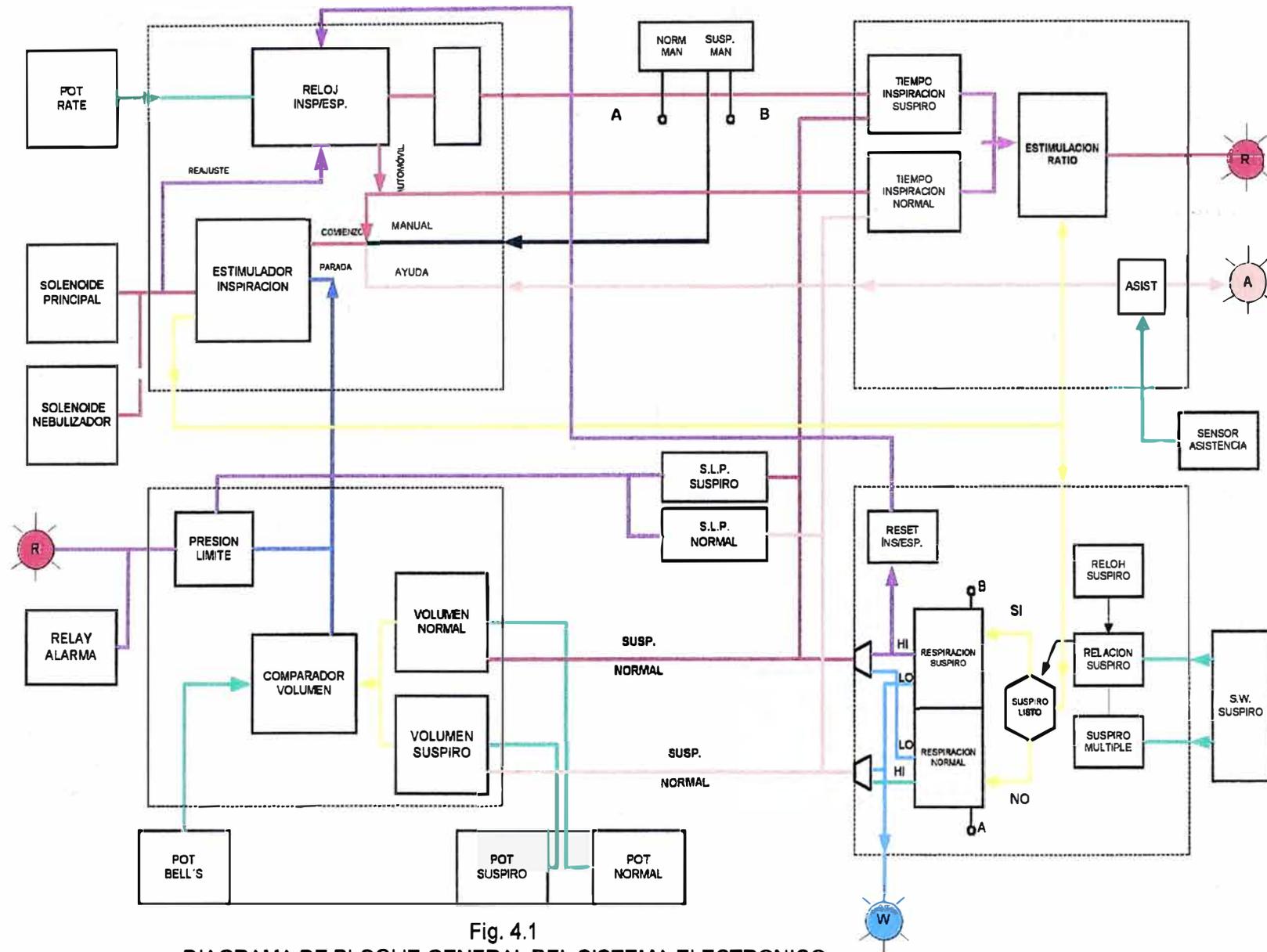


Fig. 4.1
 DIAGRAMA DE BLOQUE GENERAL DEL SISTEMA ELECTRONICO

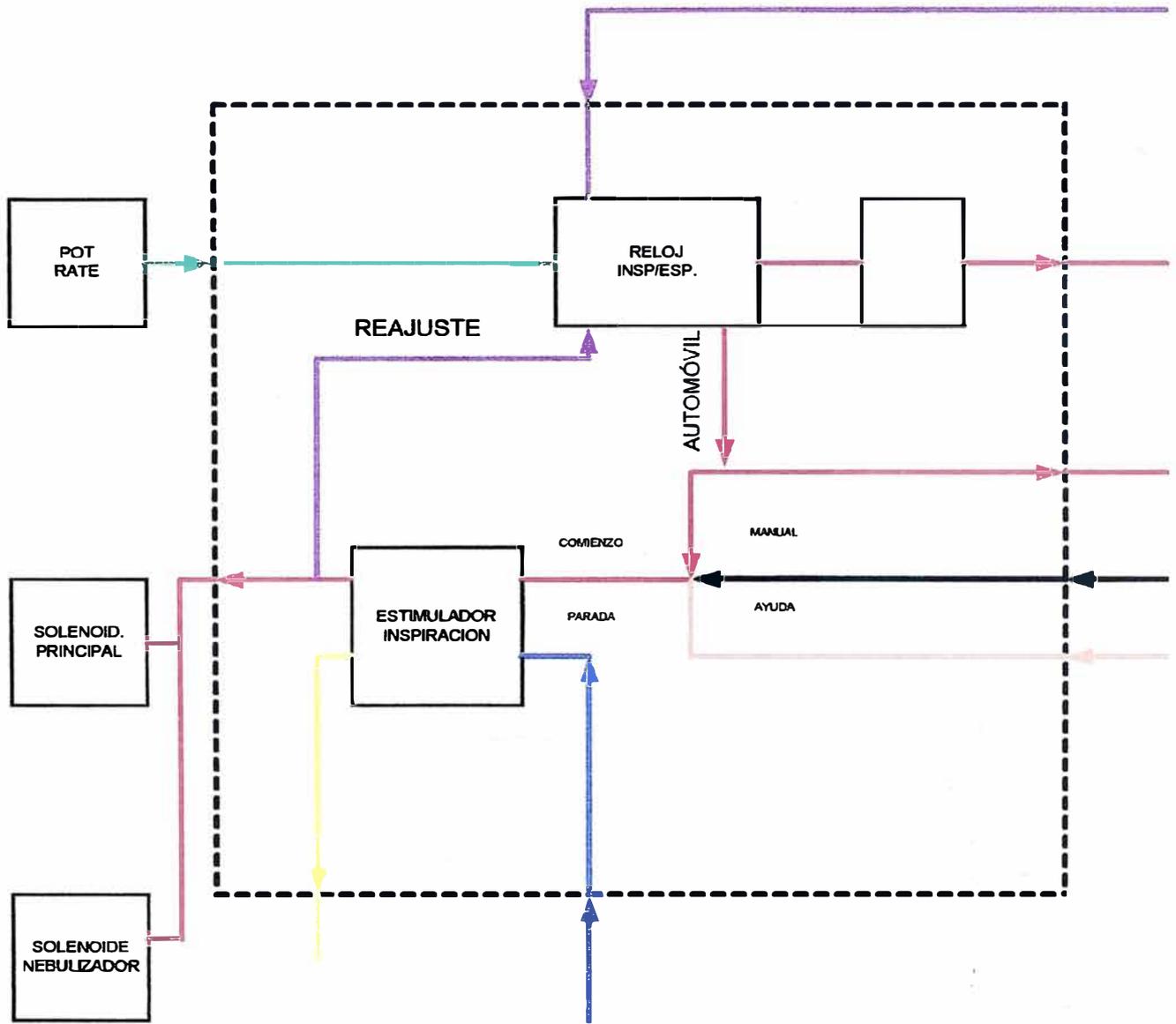


Fig. 4.2
 BLOQUE I : CONTROL DE FRECUENCIA O ESTIMULACION DE
 INSPIRACION

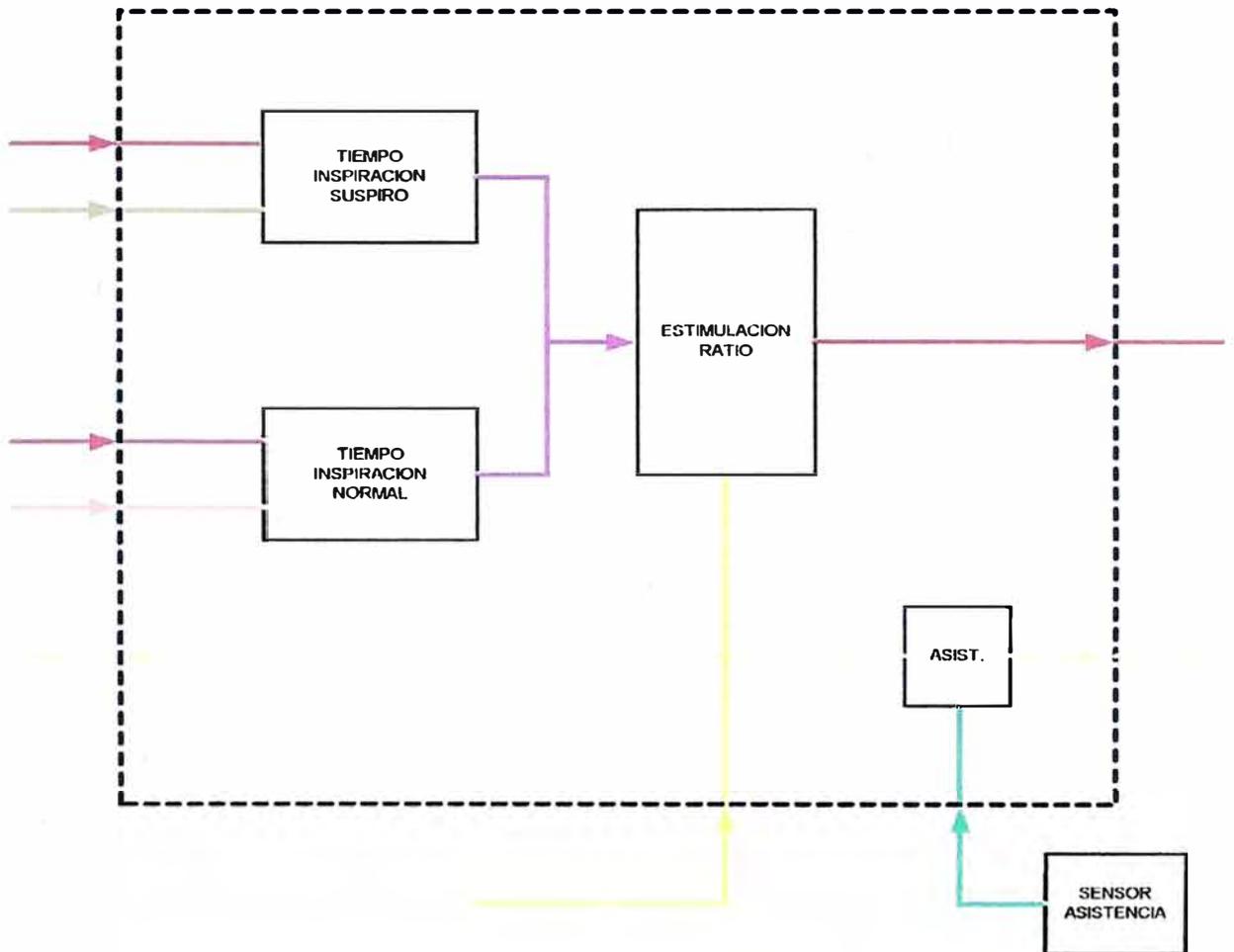


Fig. 4.3
BLOQUE II : CONTROL DE RELACION, INSPIRACION - ESPIRACION Y ASISTENCIA

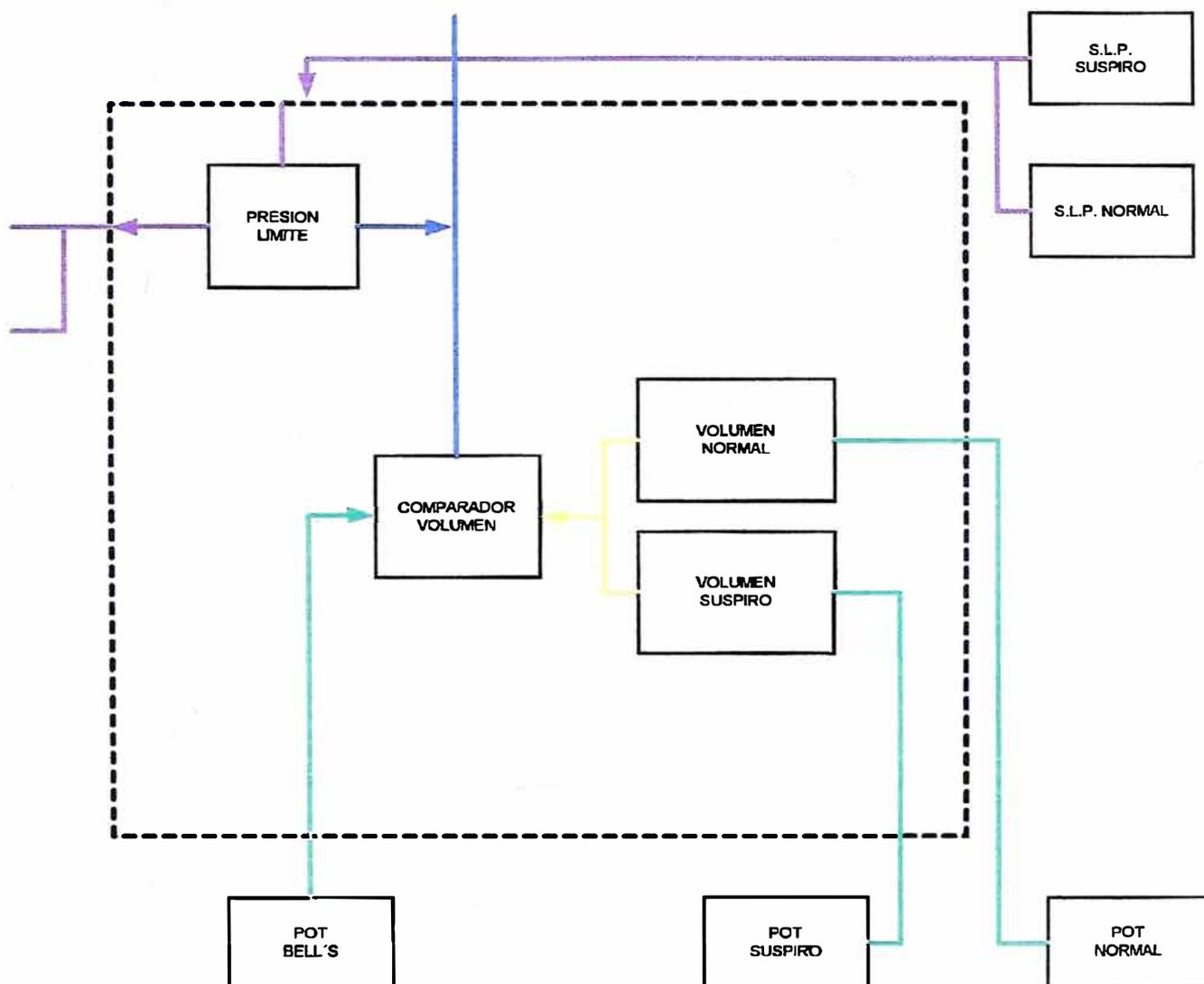


Fig. 4.4
BLOQUE III : CONTROL DE VOLUMEN Y PRESION

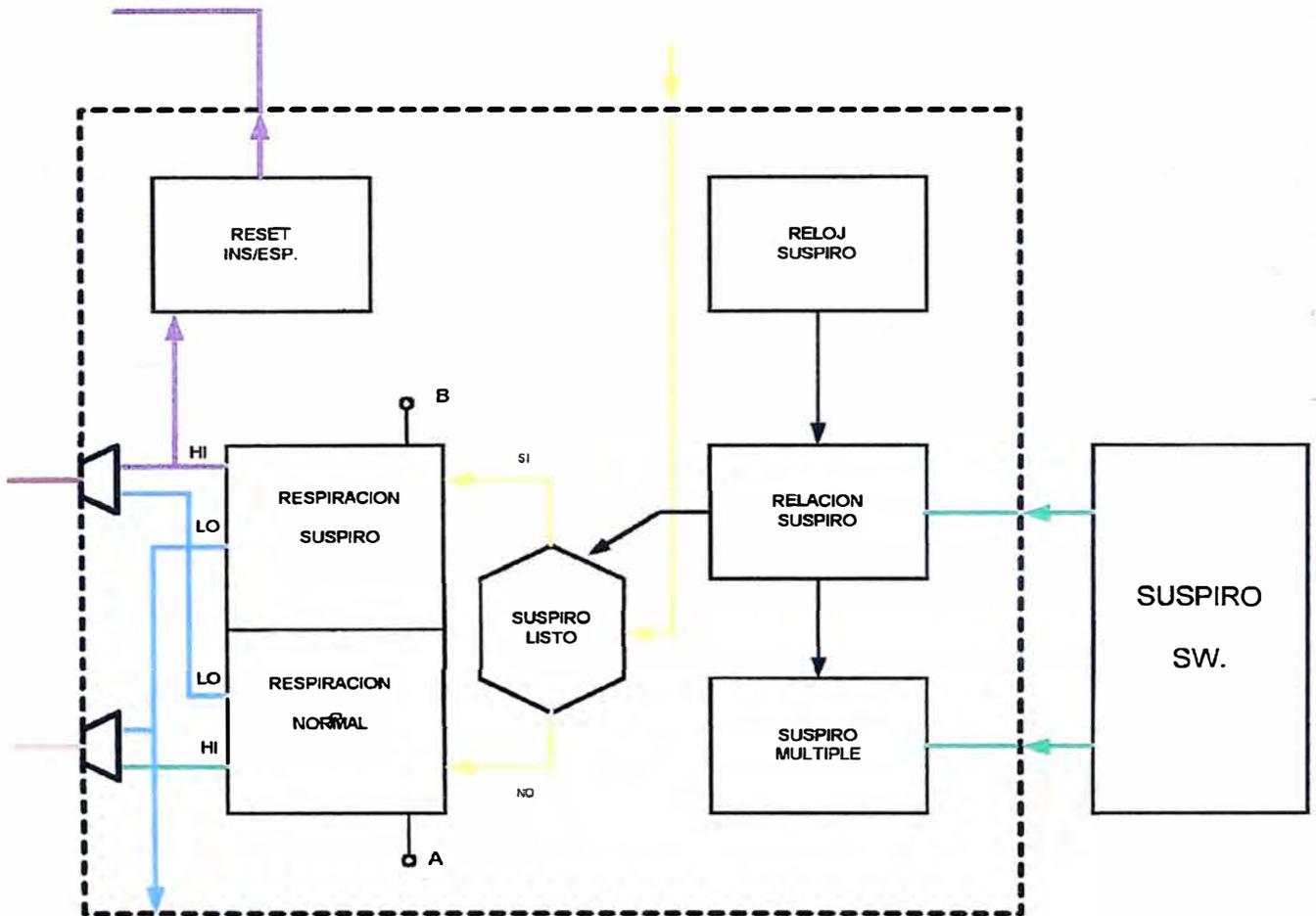


Fig. 4.5
BLOQUE IV : CONTROL DE SUSPIROS

- **El Rate Clock**

Tiene dos salidas; por una de ellas; envía una señal (que indica el tiempo de espiración e inspiración) al circuito de tiempo de Ratio ubicada en la Tarjeta Nro. 2, debemos tener en cuenta que ratio viene a ser la relación entre el tiempo de inspiración y espiración.

Por la otra salida; envía en forma sincronizada a la anterior una señal de control de inicio de inspiración al Circuito Excitador de Inspiración, indicado en el diagrama como AUTO, en respuesta a ello; éste envía una señal de comando al solenoide principal iniciándose así el ciclo de respiración que empieza con la fase de inspiración. Como se ve en el diagrama, a éstas hay que añadir dos señales de entrada, las cuales reciben señales de reset, una de ellas, la señal que viene desde el bloque excitador de Inspiración, resetea el clock cuando finaliza la inspiración y empieza la espiración; la otra viene del bloque IV, la que reseteará el clock, cuando una inspiración tipo suspiro a terminado.

El segundo bloque de importancia del Control de Frecuencia de Inspiración, es el Circuito Excitador de Inspiración o Inspiración Drive:

Este circuito consta de 4 entradas y 3 salidas; veamos:

Tres de estas entradas, son para el inicio de las tres manera que puede Iniciarse la fase de inspiración.

1. La señal AUTO que viene del Rate Clock, ordena al circuito excitador de inspiración por su entrada START que envíe una

señal de comando al solenoide principal, para el comienzo de una inspiración programada o controlada.

- 2.- La señal ASSIST, que viene del sensor de asistencia que capta la petición de aire del sistema respiratorio del paciente; esta señal assist, que viene desde el circuito de control de asistencia, ordena al circuito de Inspiración (entrada START), que envíe una señal de comando al solenoide principal para el comienzo de una inspiración asistida.
- 3.- Otra entrada, proviene de un switch manual, situado en el panel externo de Control del Ventilador, el cual es para ocasionar un ciclo de prueba de respiración, antes que el equipo sea conectado al paciente; tiene dos posiciones: una para inspiración normal y la otra para suspiro.
- 4.- La cuarta entrada del circuito excitador de inspiración (Inspiración Drive Circuito), viene desde el bloque N°3 y es la señal de parada de inspiración ó Stop (final de inspiración).

La señal de Stop de Inspiración, puede ser generada de dos formas:

- Por haberse llegado a trasladar todo el Volumen del gas del paciente desde el depósito del fuelle a sus pulmones, (volumen que fue programado en el panel del equipo).
- Cuando al insuflar aire al paciente, se llega a una Presión Límite.

Describiendo las salidas:

El Inspirador Drive o Exitador de inspiración tiene tres salidas:

- La señal de comando que energiza el solenoide principal para arrancar ó poner en marcha el sistema neumático de excitación del fuelle, la misma señal puede energizar el solenoide de nebulización siempre y cuando el switch de encendido del compresor se haya colocado en ON.
- Otra salida de este bloque es para resetear el Rate Clock.
- La última salida lleva una señal al Control de Ratio del Sistema y al Circuito de Control de Suspiros, con esta señal se indica el comienzo y final de la inspiración.

4.1.2 CONTROL DE RELACIÓN INSPIRACIÓN/ESPIRACIÓN (RATIO) Y ASISTENCIA

- Este bloque tiene la función: De emitir una señal visual, cuando una relación adversa de inspiración/espriación es recepcionada desde el Bloque 1; también detecta la apertura del contacto del sensor de asistencia.
- Envía una señal de comando al bloque I y al indicador de asistencia.

Como puede observar en la Fig. 4.3 este control contiene cuatro circuitos o bloques principales:

- Circuito de Temporización de Inspiración Suspiro.
- Circuito de Temporización de Inspiración Normal.

- Circuito de Excitación de Ratio.
- Circuito de Asistencia.

El circuito de tiempo inspiratorio de suspiro es activado en el modo de respiración suspiro y es desactivado durante el modo de respiración normal.

Al realizarse una inspiración de tipo suspiro, una señal de habilitación proveniente del circuito de control de suspiros estará presente en una de las dos entradas de este bloque todo el tiempo que dure la inspiración suspiro, para que exista una salida ratio del bloque de temporización de suspiro se necesita otra señal que viene del Circuito de Control de Suspiros Fig. 4.6.

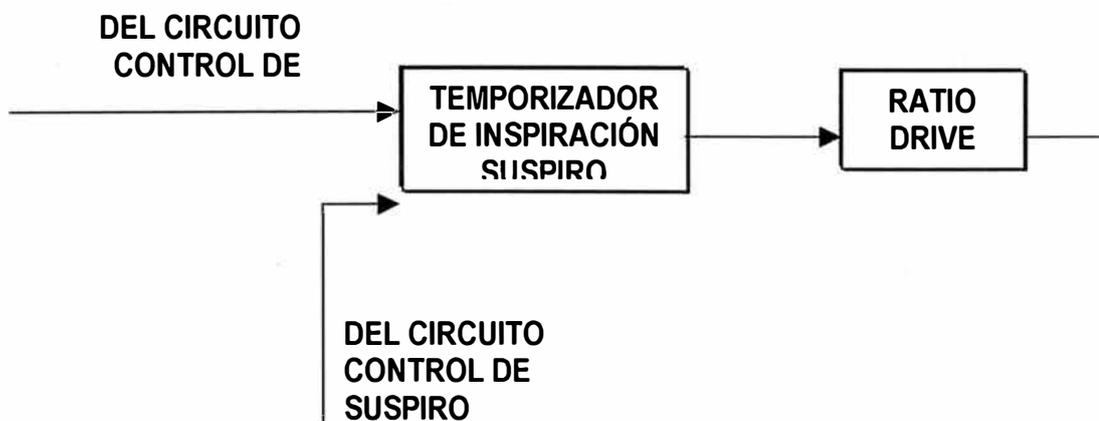


Figura 4.6
Entradas y salida del temporizador de inspiración suspiro.

El bloque de tiempo de inspiración normal es activado en el modo normal de inspiración y es desactivado durante el modo de respiración suspiro.

Durante el curso de una inspiración normal, una señal de habilitación normal proveniente del Control de Suspiro, estará presente en una de las dos entradas de este bloque; para que exista una salida de ratio de este bloque, se necesita otra señal, la cual provendrá del Circuito de Control de Frecuencia, Fig. 4.7.

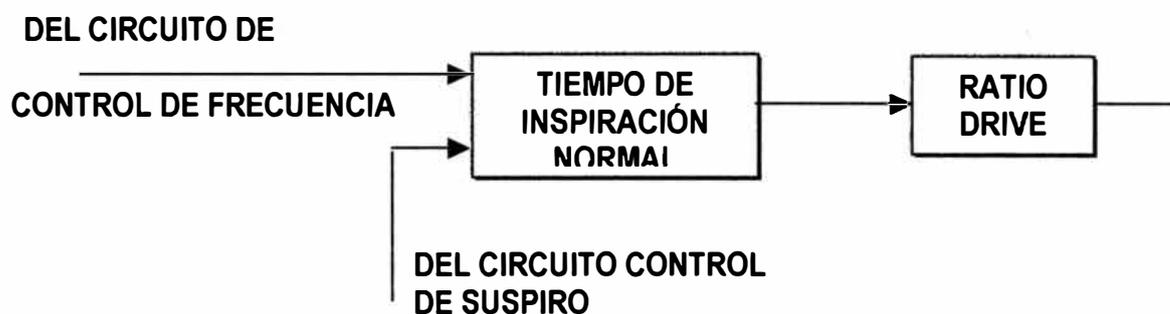


Figura 4.7

Entradas y salida del temporizador de inspiración normal

- **Circuito de excitación de ratio:**

Es un bloque, que activa la señal de alarma de ratio, para ello; necesita 2 señales, una proveniente del TIME INSP SIGH "O" del TIME INSP NORMAL" y la otra es la señal de comienzo y fin de inspiración, proveniente del bloque "INSP DRIVE"

El Sensor Assist; cuando este sensor es activado por un requerimiento de inspiración del paciente, este dispara el circuito de asistencia ubicado en el bloque 2 del Control Ratio/Asistencia, que entrega a su salida una señal acondicionada al bloque de excitación

de Inspiración que está en el bloque I del Control de Frecuencia.

Para que esta envíe a su vez la señal de comando de inicio de

inspiración. Opcionalmente podemos colocar una señalización luminosa a la salida del circuito de asistencia.

4.1.3 CIRCUITO DE CONTROL DE VOLUMEN

Compara el voltaje del potenciómetro ubicado en la parte inferior del fuelle con el voltaje que corresponde al volumen seleccionado en el panel de control, sea este volumen normal ó de suspiro.

Lleva o entrega un comando de parada de inspiración al bloque I cuando se igualan estos voltajes.

Detecta el cierre del Switch de límite de presión en respiración normal ó límite de presión de suspiro llevando un comando al bloque I (para de inspiración) y para el indicador de límite de presión, sea audible ó luminoso, ver Fig. 4.4

El fin en la fase de inspiración ocurre al cumplirse dos condiciones:

- Cuando el Volumen pre establecido desde el panel del equipo ha sido trasladado desde el depósito del fuelle a los pulmones del paciente.
- Cuando el límite de presión en el proceso de inspiración ha sido alcanzado.

El circuito de volumen y presión límite contiene cuatro bloques principales:

- Circuito de Volumen Normal.
- Circuito de Volumen Suspiro (Volumen Sigh)
- Circuito de Comparación de Volumen.

- Circuito de Presión Límite.

El Circuito de Volumen Normal y el Circuito de Volumen de Suspiro del Bloque III, tienen switches electrónicos, habilitados desde el Circuito de Control de Suspiro, para dejar pasar el voltaje correspondiente a las posiciones preseleccionadas en los potenciómetros correspondientes de Volumen Normal y de Volumen Suspiro, ubicados en el panel del equipo, según estemos en el caso de Volumen Normal o Volumen Suspiro; en un caso ó en el otro, sus salidas van conectadas a una de las entradas del Comparador de Volumen.

La otra entrada del Circuito de Comparación de Volumen, recibe el voltaje correspondiente a la Resistencia Variable de un Potenciómetro, ubicado debajo del depósito del fuelle, el cual gira conforme sube el fuelle, y al girar varía su resistencia proporcionalmente al Volumen de Gas que esta siendo desplazado desde el depósito del fuelle hacia el paciente; en resumen el voltaje en el potenciómetro, es directamente proporcional al desplazamiento vertical hacia arriba del fuelle.

Cuando el fuelle está abajo y en reposo tiene un Voltaje de $35 \text{ mv} \pm \text{mv}$, al subir este valor va incrementándose hasta igualarse al de la otra entrada del Comparador de Volumen y en respuesta a ello, este envía una señal de Stop de Inspiración al Control de Frecuencia y de excitación de inspiración.

4.1.4 CONTROL DE PRESIÓN LÍMITE

Una segunda manera de finalizar una inspiración es cuando se ha alcanzado el valor de la presión límite que por seguridad se ha predeterminado en el panel del equipo por criterio médico.

Como puede observarse en el diagrama de bloques general Fig. 4.1 y en el bloque III Fig. 4.5, el control de presión límite se encuentra ubicado en el bloque III (circuito de control de volumen y presión límite), teniendo como sensores 2 switches ubicados fuera de este bloque; uno de ellos el SIGH PLS (Switch del presión límite suspiro) y el otro es el NORM PLS CSWTCH DE PRESION LIMITE NORMAL.

Ambos son switches de limitación de presión que son habilitados o deshabilitados por señales desde el Circuito de Suspiro.

El switch de límite de presión (PLS) es un switch diferencial que compara la diferencia entre la presión del sistema del paciente y la presión atmosférica.

Si una presión adversa es detectada por la habilitación del PLS una señal es enviada al bloque de Presión Límite en el bloque III (control Vol/Presión).

El circuito de Presión Límite entonces enviará una señal de stop de inspiración al bloque de Inspiración Drive ó Exitación de Inspiración ubicado en el Bloque I (Control de Frecuencia).

Es en este estado que también el circuito de Presión Límite activará una alarma tanto luminosa como sonora.

4.1.5 CIRCUITO DE CONTROL DE SUSPIROS

Este es uno de los bloques de bastante importancia en la terapia de ventilación volumétrica activa durante la inspiración. Este control de suspiros contiene siete bloques principales, ver Fig. 4.5.

- Sigh Clock (reloj de suspiro)
- Sigh Rate (circuito de velocidad de suspiro)
- Sigh Ready (bloque de decisión)
- Give Sigh Breath (entrega de señal de respiración) Tipo suspiro.
- Give Normal Breath (entrega de señal de respiración normal).
- Bloque de Reset de Velocidad.

El Bloque Sigh Clock; es el primer bloque en orden de importancia funcional. El Sigh Clock entra en operación en el momento en que el switch de poder es colocado en ON.

El Sigh Clock esta conectado con el circuito de velocidad de suspiro y el circuito de multisuspiro.

Desde el panel de control se selecciona la velocidad de suspiro y también se selecciona la "cantidad" de multisuspiros con 3 posiciones.

El circuito de velocidad de suspiro indicará al bloque ó de decisión de suspiro la condición que ha sido seleccionada al colocar el switch en una posición determinada, esto es el intervalo de tiempo para la repetición de suspiros. El circuito de decisión de suspiro selecciona uno de los bloques: el de Respiración Suspiro (Give Sigh Breath) ó el de Respiración Normal (Give Normal Breath).

Entonces en el caso de que una respiración suspiro se este dando ocurrirá lo siguiente:

1. El circuito de Volumen Suspiro que está ubicado en el Control de Volumen será habilitado con bajo.
2. Simultáneamente a lo anterior el Circuito de Volumen Normal también ubicado en el Control de Volumen será deshabilitado (Alto).
3. En ese mismo instante el switch de Límite de Presión Suspiro será habilitado.
4. Quedando también el switch de Límite de Presión Normal deshabilitado.
5. En el Control de Ratio, el bloque de tiempo de inspiración de suspiro será habilitado, simultáneamente el bloque de tiempo de inspiración normal será deshabilitado.

Una salida a considerar del bloque de respiración suspiro es la que va al Rate Reset el cual reseteará el Clock Rate ubicado en el Control de Frecuencia, cuando finaliza la inspiración suspiro; otra salida opcional de este bloque es un indicador luminoso que señalice que una respiración suspiro se está realizando.

En el caso de que una respiración normal se de, ocurrirá todo lo contrario a lo anterior; veamos:

1. El circuito de Volumen Suspiro se deshabilita.
2. El circuito de Volumen Normal se habilita.
3. El switch de Límite de Presión Suspiro se deshabilita.

4. El switch de Límite de Presión Normal se habilita.
5. En el control de ratio, el bloque de tiempo de inspiración de suspiro se habilita, simultáneamente el bloque de tiempo de inspiración normal se habilita.

Lo adicional en este caso es que el Rate Reset no se activará ni habrá señal de orden de resetear el Rate Clock del Control de Frecuencia de Inspiración Drive.

Obsérvese en el diagrama de bloques general que existen además 2 switches manuales que introducen una entrada de prueba en el Circuito de Control de Suspiro de la siguiente manera:

- El Borne A del switch manual de respiración normal es conectado en la entrada A del bloque de Respiración Normal.
- El Borne B del switch manual de suspiro es conectado en la entrada B del bloque de respiración suspiro.

CAPÍTULO V

MODELO MATEMÁTICO DEL SISTEMA FISIOLÓGICO PULMONAR Y DEL PROCESO VENTILATORIO

5.1 ECUACIONES MATEMÁTICAS DEL SISTEMA NEUMÁTICO DEL VENTILADOR

5.1.1 ECUACIONES FUNDAMENTALES QUE RELACIONAN PRESIÓN Y FLUJO DE AIRE DEL SISTEMA NEUMÁTICO

A continuación, se expone la deducción de las ecuaciones que describen el funcionamiento del sistema neumático del Ventilador Volumétrico.

En la figura tenemos un sistema de presión que consiste en un depósito en el cual se le insufla aire a través de una tubería que tiene un estrechamiento (restricción) que en circuitos eléctricos vendría a ser una resistencia, ver Fig. 5.1:

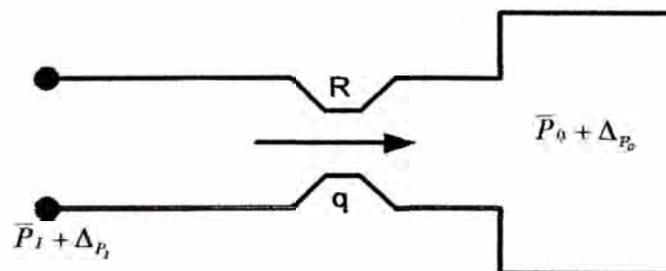


Figura 5.1
Sistema de presión neumática

- $P \leftarrow$ Presión estática o inicial antes de que ocurra el pequeño cambio ΔP
- $\Delta P_i \leftarrow$ Pequeña presión adicional de estímulo de entrada.
- $\Delta P_o \leftarrow$ Pequeña modificación de la presión del gas en el interior del recipiente como respuesta a la modificación en la entrada.
- $V \leftarrow$ Volumen del recipiente.
- $m \leftarrow$ Masa del gas (aire) en el recipiente
- $q \leftarrow$ Caudal del gas.
- $\rho \leftarrow$ Concentración del gas.
- $C \leftarrow$ Capacitancia del recipiente.

Entonces:

$$C = \frac{\text{Variación de la masa del gas almacenado}}{\text{Variación de la presión del gas almacenado}}$$

En este recipiente el volumen es constante:

$$C = \frac{dm}{dp} \quad (5.1)$$

$$m = V\rho$$

$$m(p) = \text{Masa es función de la presión}$$

$$\rho(p) = \text{Densidad es función de la presión}$$

$$C = V \frac{d\rho}{dp} \quad (5.2)$$

Comentario: La densidad esta variando de acuerdo al incremento de presión dp .

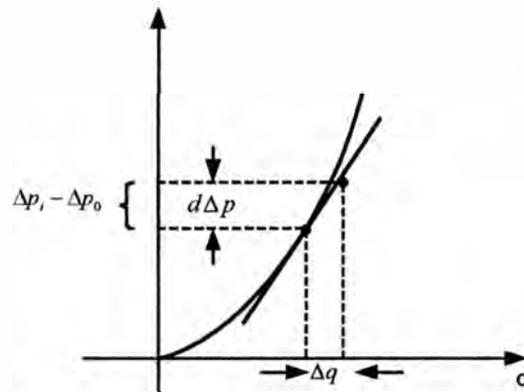


Figura 5.2
Diagrama de la diferencia de presiones en funciones del flujo

Observando la figura 5.2 tenemos que:

$$R = \frac{\text{Variación de la diferencia de presiones}}{\text{Variación del caudal}}$$

Para variaciones pequeñas de la presión, R es lineal.

Entonces:

$$R = \frac{\Delta P_i - \Delta P_o}{\Delta q} \quad (5.3)$$

Existe también, una ecuación que nos relaciona masas.

$$m = m(p) \rightarrow \frac{dm}{dp} \Rightarrow \frac{dm}{dt} = \frac{dm}{dp} \times \frac{dp}{dt} \quad (5.4)$$

Identificación en (5.4):

$$q \equiv \frac{dm}{dt} \quad c \equiv \frac{dm}{dp}$$

$$\rightarrow q = C \frac{dp}{dt} \quad (5.5)$$

5.1.2 ECUACIONES DEL GAS DE CONTROL DEL VENTILADOR

Ahora aplicaremos dichas ecuaciones al sistema neumático del aire de control del ventilador volumétrico; ver fig. 5.3.

Veamos:

❖ **Fase de inspiración:**

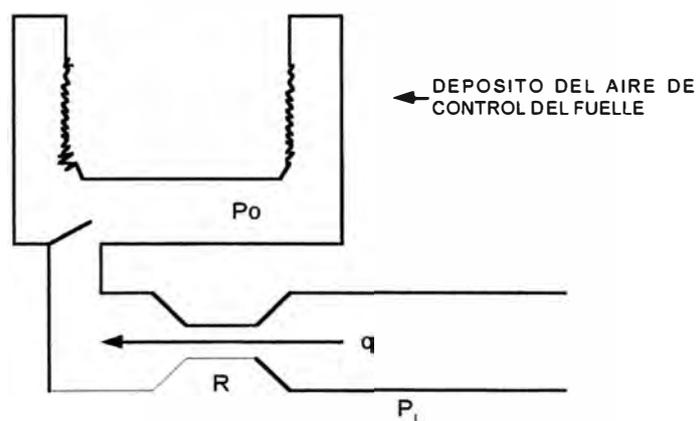


Figura 5.3
Deposito inferior del fuelle (CHAMBER BELLOW)

Capacitancia:

Habíamos visto, en la ec. (5.2) que la capacitancia para un recipiente rígido, era proporcional al producto del volumen constante del recipiente por la variación de la densidad del gas con respecto a la presión.

En este caso: **el volumen ya no es constante**, porque el fuelle va a

comprimirse, por ello :

$$m = \rho \times V$$

$$C = \frac{dm}{dp}$$

$$\rightarrow C = \frac{d}{dp}(\rho \times V) = \rho \frac{dv}{dp} + \frac{Vd\rho}{dp} \quad (5.6)$$

Es decir, que la capacidad de almacenaje de un recipiente también cambia si existe variación del volumen interior, debido a un cambio de presión Δp_i aplicado a su entrada.

Como las variaciones de la presión son en cmH_2O , también asumiremos que R es lineal, ver fig. 5.4.

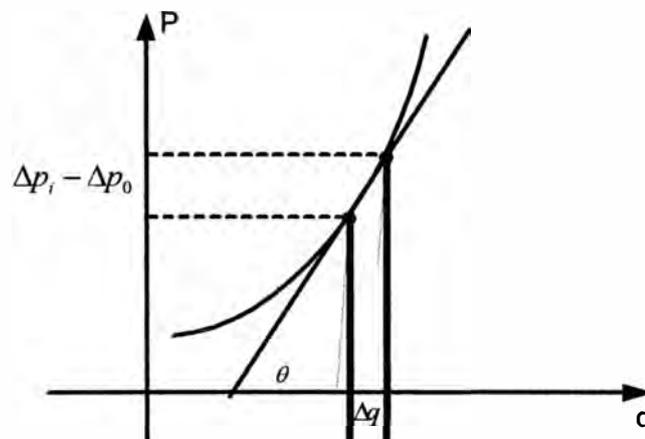


Figura 5.4
Diagrama de variación de presión vs. caudal bajo
el depósito del fuelle (CHAMBER BELLOW)

Aplicando la ecuación (5.3)

$$R = \frac{\Delta P_o - \Delta P_i}{\Delta q} \quad \text{ó}$$

$$\Delta q = \frac{\Delta P_i - \Delta P_o}{R}$$

Aplicando la ley de conservación de la masa ,se puede afirmar:

“Masa de aire añadida al compartimento es igual a la masa de aire que atraviesa el restrictor ó resistencia”.

$$dm = \Delta C d\rho_0 \quad \text{Masa de gas añadida dentro del recipiente}$$

$$dm = \Delta q d\tau \quad \text{Masa de gas que atraviesa el restrictor o resistencia}$$

Igualando:

$$C d\rho_0 = q d\tau$$

$$C \frac{d\rho_0}{d\tau} = q$$

$$C \frac{d\rho_0}{d\tau} = \frac{\Delta P_i - \Delta p_0}{R}$$

Obtenemos finalmente:

$$\Delta p_i = \Delta p_0 + RC \frac{d\rho_0}{dt} \quad (5.7)$$

Esta ecuación nos da la variación o incremento de la presión dentro del compartimento inferior del fuelle debido a un incremento de presión en la entrada, RC es una cte. de tiempo; C viene expresada por la ecuación (5.6).

❖ Fase de espiración

En la ecuación (5.7)

$$\Delta p_i = \Delta p_0 + RC \frac{d\rho_0}{dt}$$

$$P_i = 0 \rightarrow \Delta p_i = 0$$

Luego la ecuación queda;

$$0 = \Delta p_0 + RC \frac{dp_0}{d\tau} \quad (5.8)$$

Es decir; que en la espiración, deja de actuar la presión de entrada, ocasionando que la presión en dicho compartimento disminuya conforme el aire regresa al exterior, (podemos ilustrarnos mejor ,si nos referimos al diagrama 3.11), vemos en dicho diagrama, que la gravedad actuará sobre el platé ó lastre de base del fuelle, ocasionando así un efecto de caída amortiguada con una constante de tiempo RC. Observar que el fuelle en si no tiene acción en este movimiento por el principio físico de que “la resistencia del aire solo tiene efecto en la masa del platé, “observar que en la caída, la masa del fuelle no esta en contacto directo con la resistencia del aire”, (esto se probó experimentalmente).

5.2 MODELADO DEL SISTEMA PULMONAR

El modelado del sistema pulmonar, nos hace penetrar en el tema de la fisiología respiratoria, tratando el complejo y todavía poco explorado campo de la Ingeniería Biomédica en nuestro medio; específicamente nos introduciremos en el estudio de: **La Ventilación Alveolar, el intercambio gaseoso, los fenómenos de Difusión, Perfusión, transporte de oxígeno en la sangre.**

Específicamente; el análisis en la variación de la razón ventilación/perfusión (V_A/Q), cantidad que puede ayudar a predecir

enfermedades obstructivas crónicas y en lo que respecta a nuestro principal objetivo controlar el proceso de respiración actuando sobre el pulmón.

El modelo contiene el sistema dinámico que describe la variación del contenido de los gases en el pulmón, teniendo en cuenta la heterogeneidad de la relación (VA/Q), ventilación alveolar/Perfusión, la capacidad de difusión dañada y la obstrucción total del alveolo.

También contiene el sistema dinámico que describe la variación del contenido de los gases en sangre y las presiones alveolares que puedan obtenerse, las cuales dependen de ciertos parámetros, relación (ventilación/perfusión), la fig. 5.5, nos ilustra la estructura del alveolo que es la unidad fundamental de ventilación y en la que se realiza el intercambio gaseoso por el fenómeno de la difusión.

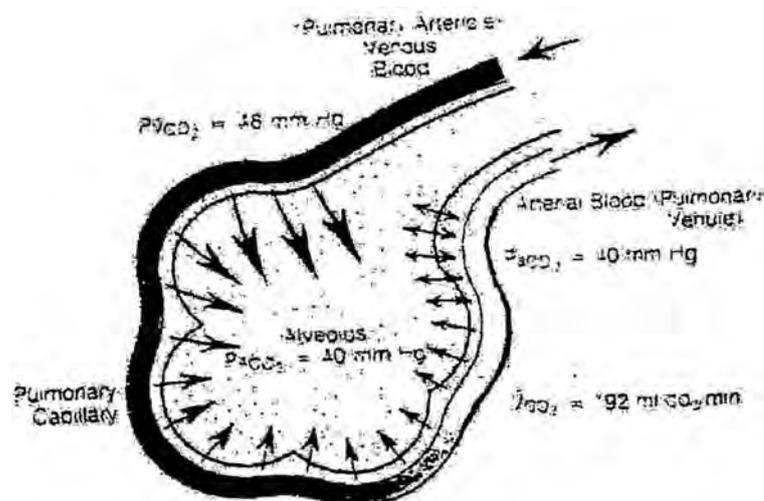


Figura 5.5
Representación Esquemática del Equilibrio de CO_2
establecido entre el gas alveolar y los capilares pulmonares.

Las ecuaciones que gobiernan el sistema pulmonar se deducirán en base a la ley de gas ideal

Ley del Gas Ideal y Solubilidad de Gases:

El contenido en la composición porcentual del aire de 21% de O₂, el cual se enriquece agregándole mayor cantidad de O₂ para su aplicación a pacientes con problema respiratorio, y por ello; el gas aplicado a pacientes se le considera como gas ideal cumpliendo con:

$$PV = nKT \quad (5-9)$$

Donde:

P = Presión del gas

V = Volumen ocupado por el gas

n = número de moléculas

K = constante de Boltzman

T = Temperatura

Esta ley afirma que: en un volumen dado a una temperatura dada la presión ejercida por un gas ideal sobre la superficie interna del recipiente que lo contiene, y que por efecto de rebote se manifiesta en el espacio contenido por él, es proporcional al número de moléculas. Debemos tener en cuenta también que las moléculas ligeras y las pesadas ejercen aproximadamente la misma presión porque las ligeras tienen mayor velocidad que las moléculas pesadas. Por lo cual al tener una mezcla de varios gases ideales en un depósito, podemos aplicar lo siguiente:

$$P_j V = KT \sum_j n_j \quad (5-10)$$

Donde:

n_j : es el número de moléculas del gas.

Luego la presión parcial P_j del Jotesimo gas esta dado por la ecuación (5-11)

$$P_j V = n_j KT \quad (5.11)$$

$$P_j = \frac{n_j}{V} KT \quad (5.12)$$

Haciendo:

$$C_j = \frac{n_j}{V} \quad \text{concentración del Jotesimo gas}$$

Tendremos:

$$P_j = C_j KT \quad (5-13)$$

Como el O_2 y CO_2 contenidos en la sangre, son gases y considerando a la sangre como una solución, expondremos una breve teoría de **Gases en solución**:

Cuando un gas y un líquido están en contacto, con la única interfase, la superficie del líquido, las moléculas del gas pueden ingresar en el líquido y navegar por un tiempo en él, para después disolverse en el líquido, formando una solución. Por otro lado las moléculas de gas en la superficie del líquido pueden abandonarlo, pasando a ser nuevamente parte del gas. Luego que el sistema se ha estabilizado la velocidad a que las moléculas del gas se incorporan a la solución

llega a ser igual la velocidad a que la abandonan. Cuando esto se cumple, se dice que para todos los gases presentes, que el sistema esta en equilibrio. Ahora bien si las moléculas del gas se mueven independiente una de la otra, entonces la concentración del gas en solución es proporcional a su presión parcial en el gas, (siempre y cuando esté en equilibrio), veamos:

$$C_j = \sigma_j P_j \quad (5.14)$$

Donde:

C: Concentración

σ : Solubilidad

P: Presión parcial

J: Como siempre identifica el gas

Las soluciones que cumplen con esta ley se llaman Soluciones Simples de (5.14) tenemos:

$$P_j = \frac{C_j}{\sigma_j} \quad (5.15)$$

La ecuación (5.6) nos da la presión parcial del gas "j" que es necesaria para mantener la concentración C_j de ese gas en la solución, si es que esta permanece en equilibrio con la fase gaseosa. Resumiendo podemos afirmar que la presión parcial del gas "j" en la solución es P_j .

5.2.1 ECUACIONES DE TRANSPORTE DE GAS EN UN ALVEOLO

Considerando la Fig. 5.6

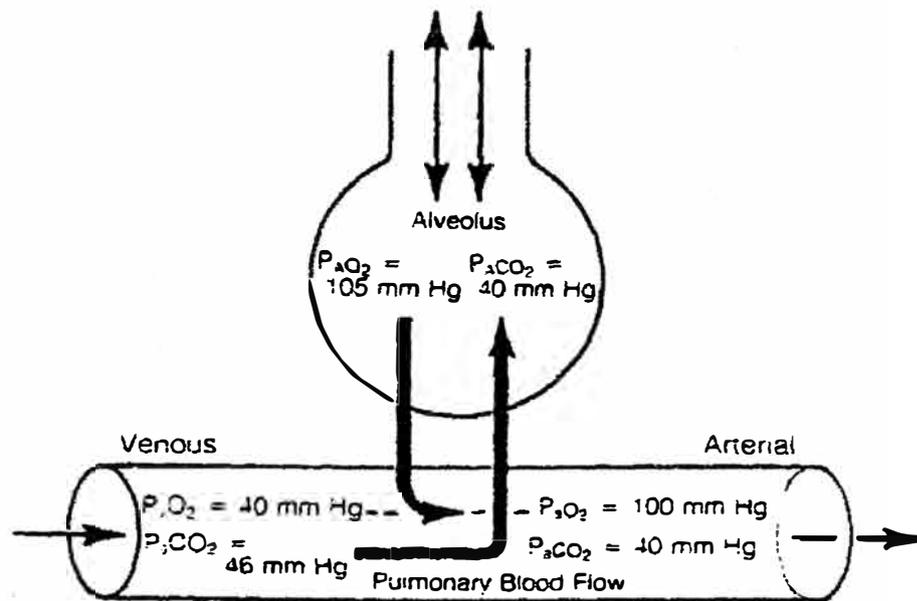


Figura 5.6
Intercambio de Gases en un Alveolo debido a la gradiente de presión

Se tiene la ecuación:

$$\frac{dV_A O_2}{dt} = \dot{Q}(C_v O_2 - C_a O_2) + \dot{V}_A(C_I O_2 - C_A O_2) \quad (5.16)$$

donde:

\dot{Q} = gasto cardíaco.

C_v = concentración venosa de oxígeno

C_a = concentración arterial de oxígeno

C_I = concentración de oxígeno inspirado

C_A = Concentración de oxígeno alveolar

\dot{V}_A = es la ventilación alveolar

Significa:

El miembro de la izquierda expresa la velocidad a la cual simultáneamente esta ingresando y abandonando las moléculas de oxígeno el alveolo.

$$(C_I - C_A)\dot{V}_A \leftarrow \text{Velocidad de ingreso del oxígeno.}$$

Veamos que realmente significa \dot{V}_A

$$\dot{V}_A = (\text{Vol aire corriente}) \times \text{frec. Respiración}$$

Qué es el volumen de aire corriente?.- Es el volumen de aire que se deposita en el alveolo, pero este depósito tiene un proceso de llenado, Fig. (5.7).

$$\text{Vol aire corriente} = \frac{dv}{dt}$$

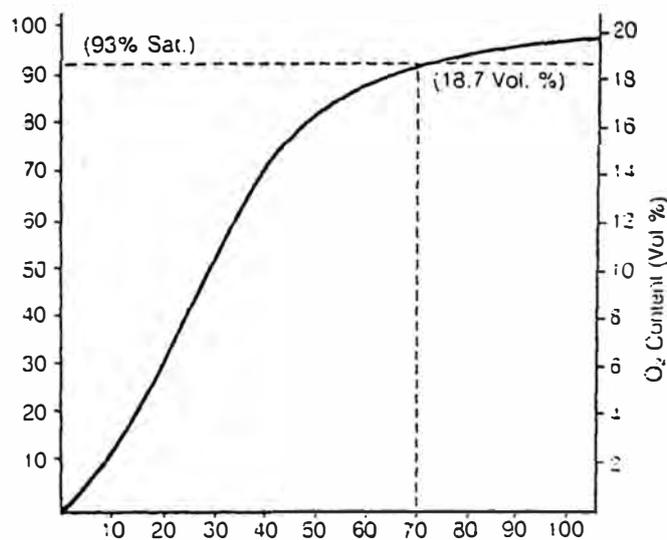


Figura 5.7
Proceso de llenado del pulmón

Ese llenado lo realiza en un tiempo T_i que es el tiempo de inspiración, que aquí le llamaremos período de inspiración. Debe saberse que el intercambio gaseoso de $O_2 \leftrightarrow CO_2$ se empieza a realizar desde el instante en que empieza la inspiración y la frecuencia respiratoria es el número de veces que se realiza la respiración en la unidad de tiempo; se debe observar la diferencia entre período de inspiración y período de respiración. Fig. (5.8)

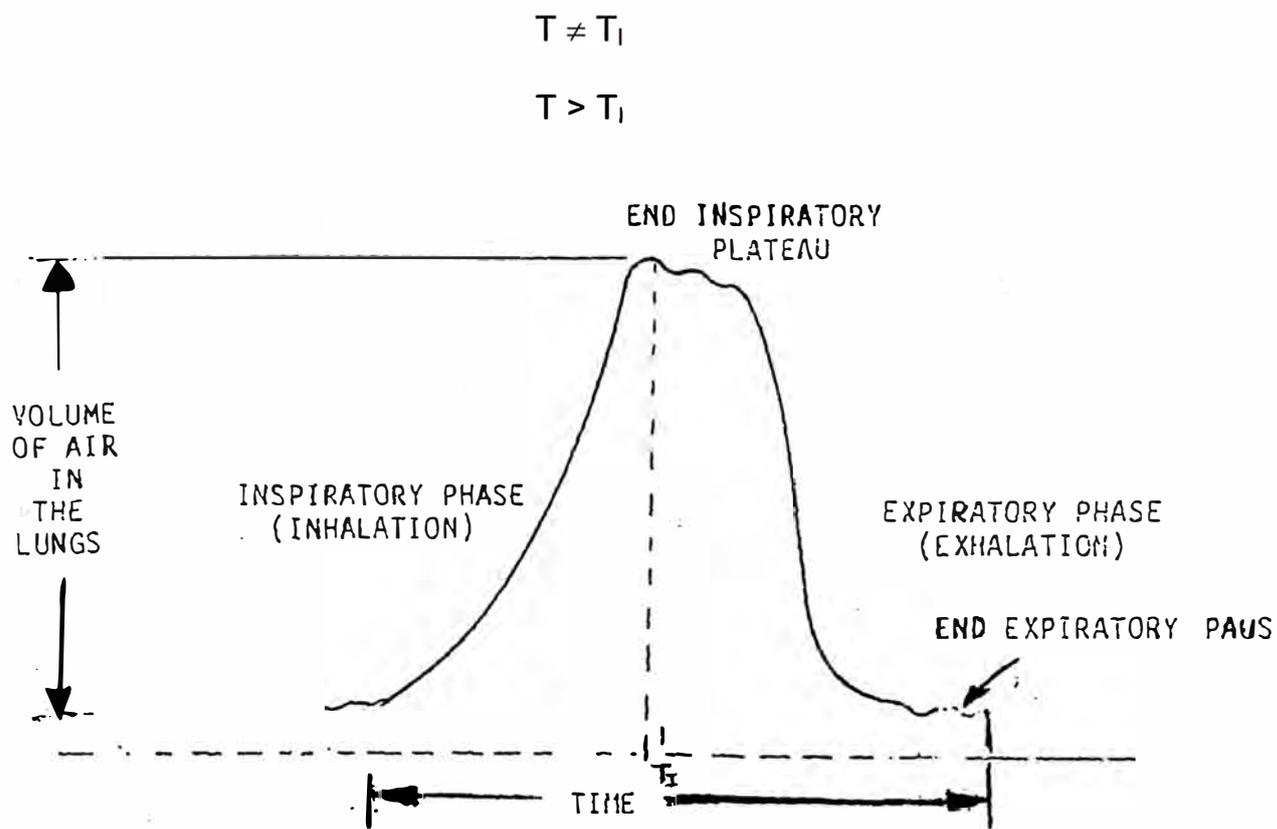


Figura 5.8
 T_i de inspiración y el final del ciclo respiratorio

Entonces notamos que la frecuencia respiratoria es el número de veces que se realiza el proceso completo de inspiración + espiración, por lo

tanto frecuencia respiratoria es el número de veces que se realiza el proceso respiratorio completo.

Al observar la ecuación:

$$\dot{V}_A = (\text{Vol aire corriente}) + \text{resp.}$$

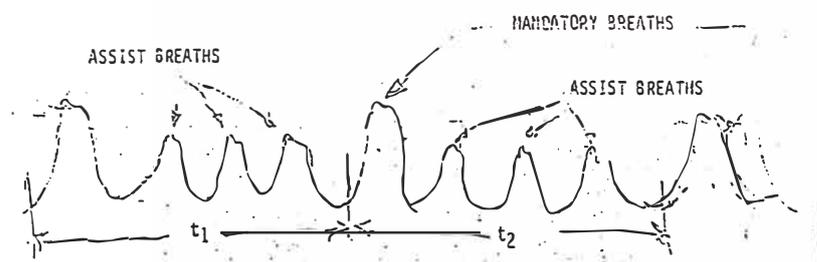
Donde: \uparrow

$$\text{Vol aire corriente} = \frac{dV_i}{dt}$$

Es sobre este factor donde el ventilador puede actuar de estas maneras:

- 1.- Variando el volumen total insuflado
- 2.- Variando la velocidad de inspiración.

Observar que al variar la velocidad de inspiración $\frac{dV_i}{dt}$ no se está actuando sobre la frecuencia respiratoria ni sobre la frecuencia de inspiración. Que numéricamente tienen el mismo valor, observar la figura 5.9.



NOTE: The maximum duration of time (t_1 , t_2 , etc.) is controlled according to the number of mandatory breaths per minutes $m(\text{bpm})$ prescribed for the patient.

Figura 5.9
Ciclado de respiración

Aunque la inspiración dure t_1 , el período de repetición de esta onda en el dominio del tiempo es igual al periodo de repetición de la respiración T_{rsp} , porque la espiración ocupa un tiempo. Fig. (5.9).

Seguimos observando:

$$(C_I - C_A) \dot{V}_A$$

el factor $(C_I - C_A)$ es la diferencia entre 2 concentraciones donde C_I es mayor que C_A , por ello el gas se mueve hacia adentro del alveolo las magnitudes de C son:

$$C = \frac{N^\circ \text{ de moléculas}}{\text{Volumen}}$$

Por lo cual las unidades de ese producto serán:

$$(C_I - C_A) \dot{V}_A \leftarrow \left(\frac{N^\circ \text{ Molecula}}{\text{Volumen}} \right) \times \left(\text{Vol} \times \frac{1}{T_i} \right)$$

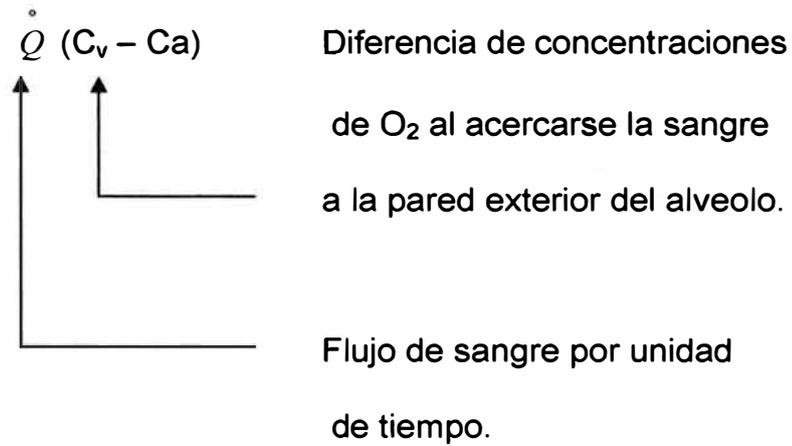
$$\frac{N^\circ \text{ de moléculas}}{\text{tiempo}}$$

Entonces, nos queda que la velocidad a la que el número de moléculas de Oxígeno esta ingresando al alveolo en la unidad de tiempo es:

$$(C_I - C_A) \dot{V}_A$$

$$C_I = \frac{n}{v} \Rightarrow n = C \times v$$

Observando el segundo sumando de la ecuación (5.16).



El factor \dot{Q} es:

$$\dot{Q} = \frac{N^\circ \text{ de latidos}}{\text{tiempo}} \times \frac{\text{Volumen}}{\text{latido}}$$

Volumen de sangre desplazada por el Corazón en cada latido.

Por lo cual sus unidades son:

$$\frac{\text{Volumen de sangre}}{\text{Tiempo}}$$

→ el producto $\dot{Q} \times (C_v - C_a)$ viene a ser:

$$\frac{\text{Vol}}{\text{tiempo}} \times \frac{N^\circ \text{ moléculas}}{\text{Vol}} = \frac{N^\circ \text{ moléculas}}{\text{tiempo}}$$

Viendo el miembro del lado izquierdo de la ecuación 5.16.

$$\frac{d}{dt}(V_{AO_2}) = \dot{V}_A \times CO_2$$

↑

$$\frac{\text{Vol}}{\text{tiempo}} \times C =$$

Otra vez aparece el producto: Vol x C = n = número de moléculas.

$\therefore \frac{d}{dt}V_{AO_2}$ Es el n° de moléculas por unidad de tiempo que simultáneamente esta ingresando y abandonando el alveolo.

La ecuación:

$$\frac{d}{dt}V_{ACO_2} = \dot{Q} (C_vCO_2 - C_aCO_2) + \dot{V}_A (C_iCO_2 - C_aCO_2) \quad (5.17)$$

Tiene la misma interpretación que la ec. (5.16) solo que se trata del gas CO₂ (Dióxido de Carbono); esto es variación de CO₂ en el alveolo.

Donde:

\dot{Q} y \dot{V}_A Tienen el mismo significado que en la Ecuación. (5.16)

y C_v , C_a , C_i , C_A Son las concentraciones que se describen para la ec. (5.16) solo que es para CO₂.

Además debemos tener presente las siguientes consideraciones:

Espacio Muerto.- De todo el aire que entra al sistema respiratorio, sólo una parte llega a los alvéolos, si consideramos un volumen inspirado de 500 ml, en una persona sana, aproximadamente 350ml. Llegarán a los alvéolos y 150ml se quedarán en las vías aéreas.

Es decir:

Ventilación alveolar = aire que llega a los alvéolos

Ventilación de espacio muerto = aire que se queda en las vías

-Sangre Venosa.- Sangre escasa de oxígeno y abundante en CO₂ (Dióxido de carbono) que ingresa al alveolo, (se llama así a pesar de que la vía que lo transporta es una arteria, la arteria pulmonar)

-Sangre Arterial.- Sangre rica en O₂ (oxígeno) y escasa de CO₂ (dióxido de carbono), que abandona el alveolo y se dirige al corazón (se llama así, a pesar que los ductos que lo conducen, son las venas pulmonares).

Entonces, vemos que nos referimos a la sangre de acuerdo a su composición química, en vez de nombrarlo de acuerdo al tipo de ducto a través del cual viaja.

1.- Estado Estable.- El número de moléculas del gas de interés que ingresa al alvéolo por unidad de tiempo es igual al número de moléculas del gas que sale de él por unidad de tiempo, (entiéndase por gas de interés el O₂ ó el CO₂). Observar que las moléculas pueden ingresar por el aire o por la sangre y pueden también irse por el aire o por la sangre. Esto puede sintetizarse en una ecuación que describe la conservación de moléculas.

$$V_A C_I + Q C_V = V_A C_E + Q C_a \quad (5.18)$$

Donde:

V_A = Ventilación Alveolar

C_I = Concentración de aire inspirado

C_E = Concentración del aire espirado

Q = Flujo de sangre

C_v = Concentración de sangre venosa

C_a = Concentración de sangre arterial

2.- El aire espirado, es una muestra del aire alveolar.

$$C_E = C_A \quad (5.19)$$

Concentración del aire espirado

Concentración del aire alveolar

3.- Ley del gas ideal.- El gas de interés, es considerado como un gas ideal en el aire alveolar.

$$P_A = K.T.C_A \quad (5.20)$$

Concentración del aire alveolar

Presión del aire alveolar

4.- Solución Simple.- El gas de interés forma una solución simple en la sangre. En particular, en la sangre arterial.

$$\sigma P_a = C_a \quad (5.21)$$

5.- Equilibrio.- Como la sangre pasa haciendo contacto con la membrana Alveolo capilar de los alvéolos, esta alcanza el equilibrio con el aire alveolar. Así la presión parcial de cada gas en la sangre que sale del alvéolo, es la misma que la del aire alveolar

$$P_a = P_A \quad (5.22)$$

La ecuación (5.18) puede ser acomodada de esta forma:

$$V_A (C_I - C_A) = Q (C_a - C_v) \quad (5.23)$$

La cantidad del lado izquierdo de la ecuación (5-23) representa:

$V_A (C_I - C_A)$ N° de moléculas de gas por unidad de tiempo
que son entregadas por el aire al alvéolo.

$Q (C_a - C_v)$ la cantidad de la derecha, representa el N° de
moléculas del gas por unidad de tiempo
tomadas por la sangre.

En el estado estable estas deben ser iguales. Cualquier lado de (5.23), es por lo tanto una expresión del transporte neto del gas de interés en el alvéolo. Este nos lleva a una conclusión inmediata (que puede sorprendernos): **Para que ocurra el transporte neto del gas; es necesario que el aire alveolar tenga una diferente composición que el aire inspirado.**

$$(C_I \neq C_A).$$

Por ejemplo, la presión parcial del O_2 en el aire inspirado es cerca de 160 mm Hg. Porque $P_{at} = 760$ mm Hg. $P_{O_2} = 760 \times 0,21 = 160$ mm. Hg., mientras que en el alvéolo es cerca de 100 mm Hg. (las concentraciones son proporcionales a las presiones parciales). La

presión parcial del CO_2 en el aire inspirado es esencialmente cero, mientras que en el alvéolo es cerca de 40mm Hg.

Notar que el signo de $(C_I - C_A) > 0$ para el O_2 y negativa para el CO_2 . Esto refuerza la razón de que el sentido del transporte del gas es hacia dentro (del alvéolo) para el O_2 y hacia fuera para el CO_2 .

La ecuación (5.20) y (5.22) pueden ser combinadas como sigue:

$$\begin{aligned} P_A &= KTC_A \\ P_a &= P_A \\ C_a &= \sigma P_a \Rightarrow C_a = \sigma KTC_A \end{aligned} \quad (5.24)$$

Combinando las ecuaciones (5.23) y (5.24) hallaremos C_a y C_A

$$\begin{aligned} V_A (C_I - C_A) &= Q (C_a - C_V) \\ C_a &= \sigma KTC_A \\ V_A C_I - V_A C_A &= Q C_a - Q C_V \\ V_A C_I - V_A C_A &= Q \sigma KT C_A - Q C_V \end{aligned}$$

Luego:

$$C_A = \frac{V_A C_I + Q C_V}{V_A + Q \sigma KT}$$

Reemplazando:

$$C_a = \sigma KT \frac{V_A C_I + Q C_V}{V_A + Q \sigma KT}$$

Dividiendo las dos expresiones anteriores entre "Q" se obtiene:

$$C_A = \frac{\frac{V_A}{Q} C_I + C_V}{\frac{V_A}{Q} + \sigma KT}$$

$$C_a = \sigma KT \left\{ \frac{\frac{V_A}{Q} C_I + C_V}{\frac{V_A}{Q} + \sigma KT} \right\}$$

Finalmente haciendo : $r = \frac{V_A}{Q}$ (5.25)

y reemplazando en las 2 últimas expresiones se obtiene.

$$C_A = \frac{r C_I + C_V}{r + \sigma KT} \quad (5.26)$$

$$C_a = \sigma KT \frac{r C_I + C_V}{r + \sigma KT} \quad (5.27)$$

"r" es el factor importante al que se hizo referencia al principio de la sección 5.2 de este capítulo que nos sugiere que la composición del aire alveolar y la sangre arterial son determinadas no por la ventilación y el flujo de sangre por separado sino por la relación entre ventilación perfusión "r". Podemos observar también que cuando $r \rightarrow \infty$ la composición del aire alveolar se aproxima al del aire inspirado, veamos:

$$C_A = \frac{r C_I + C_V}{r + \sigma KT}$$

Dividiendo entre r:

Dividiendo entre r:

$$C_A = \frac{C_I + \frac{C_V}{r}}{1 + \frac{\sigma KT}{r}} \quad (5.28)$$

De la anterior expresión vemos que cuando : $r \rightarrow \infty$

$$C_A = C_I$$

Y la composición de la sangre arterial en equilibrio con el aire inspirado. Fijándonos en la ecuación 5.26 cuando $r \rightarrow 0$, $C_A \rightarrow C_V / \sigma KT$, como la composición de la sangre arterial $C_a = \frac{\sigma KT}{r} C_A$ es aproximadamente a la de la sangre venosa. En este límite, la composición del aire alveolar se aproxima en el equilibrio al de la sangre venosa. En efecto, el factor de ventilación/perfusión no es tan diferente de la unidad y la presión parcial alveolar y la presión parcial arterial están entre la inspiración correspondiente y la presión parcial venosa.

Ahora deduciremos una formula para el transporte neto del gas de interés. Según lo mencionado anteriormente, esto está dado por el lado derecho o por el lado izquierdo de la ecuación (5.1.3). Usando el lado derecho y sustituyendo la formula para (5.1.7) encontraremos:

$$f = Q (C_a - C_v) \text{ reemplazamos } \rightarrow C_a = \sigma KT \left\{ \frac{r C_I + C_V}{r + \sigma KT} \right\}$$

$$f = Q \left\{ \sigma KT \left(\frac{r C_I + C_V}{r + \sigma KT} \right) - C_v \right\}$$

$$f = Q \left\{ \frac{r(\sigma KT C_i - C_v)}{r + \sigma KT} \right\}$$

Sabiendo que:

$$P_i = \sigma KT C_i$$

$$f = \frac{Q r \sigma (P_i - P_v)}{r + \sigma KT} \quad (5.29)$$

La formula (5.28) para el flujo del gas tiene la siguiente interpretación simple : La cantidad $Q \sigma (P_i - P_v)$ es el flujo del gas que ocurriría si la sangre venosa, se equilibrara directamente con el aire inspirado. Para encontrar el flujo real multiplicamos esta por la fracción $\frac{r}{r + \sigma kT}$ la que involucra el cociente r ventilación perfusión.

5.2.2 TRANSPORTE DE GAS EN EL PULMÓN

El pulmón consiste en 3×10^8 alvéolos conectados en paralelo. Varios de las ecuaciones de la sección previa son las mismas para cada uno de los diferentes alvéolos de el pulmón. Porque la afluencia de sangre venosa es simplemente particionada entre los distintos alvéolos. Por la misma razón, la composición del aire inspirado es la misma para todos los diferentes alvéolos. La solubilidad de un gas en la sangre es la misma en diferentes partes del pulmón. La constante de Boltzman no varia y asumimos que la temperatura es uniforme en todo el pulmón.

Pero la ventilación V_A y la perfusión "Q" pueden ser diferentes en los alvéolos. Debido a los efectos de la gravedad, hay un gradiente sistemática de la perfusión en el pulmón. Las partes mas inferiores tienen un flujo sanguíneo substancialmente mayor que las partes superiores del pulmón. Esto es causado por los efectos de la presión hidrostática en los recipientes pulmonares libremente extensibles. La ventilación es mayor también en las partes inferiores del pulmón.

Debemos tener en cuenta que la ventilación alveolar depende de la diferencia entre el volumen máximo y mínimo del alveolo durante el ciclo de respiración. Los volúmenes máximos durante la inspiración son bastante uniformes a través del pulmón, pero los volúmenes mínimos alcanzados durante la espiración son mas pequeños en la parte mas inferior del pulmón porque el peso del tejido ejerce compresión de los alvéolos. Por consiguiente, la ventilación alveolar, como el flujo de la sangre es mayor en las partes inferiores del pulmón.

La relación entre ventilación y perfusión (r) es diferente en los distintos alvéolos.

Las variaciones mas extremas en la relación ventilación/perfusión ocurre en enfermedad pulmonar. En algunos casos el suministro de aire o de sangre a un alvéolo puede ser completamente obstruido, resultando una relación ventilación/perfusión de cero o infinito

Vemos que las relaciones de ventilación/perfusión, darán lugar a variaciones en la composición del aire alveolar y de la sangre que

abandona el alvéolo. En (5.29) observamos que el flujo de gas es también diferente en los alvéolos con diferentes valores de "r".

Para analizar la variación de r = ventilación/perfusión, enumeraremos los alvéolos usando un indicador "i", donde $i = 1, 2, 3, \dots, 3 \times 10^8$. Las cantidades que no varían de un alveolo al siguiente se escribirán sin el índice "i".

Tendremos:

$$\text{Concentración del aire} \rightarrow (C_{A_i}) = \frac{r_i C_I + C_V}{r_i + \sigma KT} \quad (5.30)$$

alveolar en un alvéolo.

Concentración del gas

$$(\text{O}_2) \text{ en la arteria corres-} \quad (C_{a_i}) = \sigma KT \frac{r_i C_I + C_V}{r_i + \sigma KT} \quad (5.31)$$

pondiente al alvéolo.

$$\text{donde:} \quad r_i = \frac{(V_{A_i})}{Q_i} \quad (5.32)$$

Y el flujo de gas en él (iesimo) alvéolo esta dado por:

$$f_i = Q_i r_i \sigma \frac{P_I - P_V}{r_i + \sigma KT} \quad (5.33)$$

Sumando (5.33) incluyendo todos los alvéolos, hallaremos una ecuación para el transporte de el gas de interés en su totalidad. La formula será:

$$f = \sum_i J_i = \sigma (P_i - P_v) \sum_i \frac{Q_i r_i}{r_i + \sigma K T} \quad (5.34)$$

Multiplicando y dividiendo por el flujo total de sangre pulmonar y, encontramos que f puede escribirse en esta forma

$$f = \sigma (P_i - P_v) Q_o E \quad (5.35)$$

donde:

$$E = \frac{1}{Q_o} \sum_i \frac{Q_i r_i}{r_i + \sigma K T} \quad (5.36)$$

$$Q_o = \sum_i Q_i \quad (5.37)$$

Como en el caso de un alveolo simple observamos que $\sigma (P_i - P_v) Q_o$ es el transporte que ocurriría si la sangre venosa estaría en CONTACTO DIRECTO con la corriente del aire. La cantidad "E" es una fracción de ello. Es decir ($0 < E < 1$) que puede ser considerada como la eficiencia del transporte de gas.

5.2.3. MODELO DINÁMICO DEL PROCESO DE DIFUSIÓN

La consecuencia directa que se obtiene en el pulmón, cuando se introduce dentro de él un volumen de aire corriente con su correspondiente concentración de oxígeno es el paso de este a través de la membrana del alveolo hacia los capilares, ese cruce a través de dicha interfase es lo que se conoce como el fenómeno de Difusión.

Difusión.

El intercambio de oxígeno y anhídrido carbónico entre el alvéolo y el capilar pulmonar se realiza pasivamente por difusión y viene regulado por la ecuación de Fick que se expresa con la siguiente fórmula:

$$V_{\text{GAS}} = [\text{área/grosor}] \times [P_1 - P_2] \times D \quad (5.38)$$

De este modo, el flujo o cantidad (V) de gas que se difunde a través de una superficie es inversamente proporcional al grosor del área que ha de cruzar y directamente proporcional a: 1) el área de la superficie de intercambio; 2) la diferencia de presiones entre el alvéolo (P_1) y el capilar (P_2); y 3) una constante de difusión (D). La proporción de difusión de un gas es también proporcional a la constante D , la cual es dependiente de las propiedades del tejido pulmonar y del gas utilizado. Esta constante es directamente proporcional a la solubilidad del gas (Sol) e inversamente a la raíz cuadrada de su peso molecular (PM).

$$D \propto Sol \sqrt{PM} \quad (5.39)$$

Ello implica que el anhídrido carbónico se difunde a través de los tejidos unas 20 veces más rápidamente que el oxígeno, ya que su solubilidad es mayor (relación de 24 a 1, a 37° C) y la raíz cuadrada de su peso molecular no es sustancialmente diferente (relación de 1.17 a 2, respectivamente). Estas consideraciones, sin embargo, sólo son aplicables a los tejidos y no al consumo de oxígeno o producción de anhídrido carbónico, variables en las que también intervienen reacciones químicas.

Los cambios que pueden operarse en la P_{O_2} a nivel de la sangre capilar pulmonar quedan reflejados en la Figura (5.10). Los cálculos se han realizado en función de la ley de Fick para la difusión de gases, una de cuyas suposiciones es que las características de la difusión son uniformes a lo largo del capilar. Sin embargo, los cálculos son complejos debido a la peculiar alineación de la curva de disociación de la oxihemoglobina, en la que también influye el anhídrido carbónico. En esta figura puede observarse cómo el tiempo que requiere el hematíe para atravesar el capilar pulmonar es de 0.75 s, producto de la división del volumen de sangre que ocupa los capilares pulmonares y el gasto cardíaco. Obsérvese que la PO_2 del capilar arterial se acerca rápidamente, en casi 0.25 s, a los valores observados a nivel alveolar. En condiciones normales, ya sean de reposo o durante el ejercicio (en este caso, el hematíe atraviesa el capilar pulmonar aproximadamente en 0.25 s), existe tiempo suficiente para que la sangre venenosa se oxigene adecuadamente, por lo que puede considerarse que el pulmón dispone de suficientes reservas para la difusión.

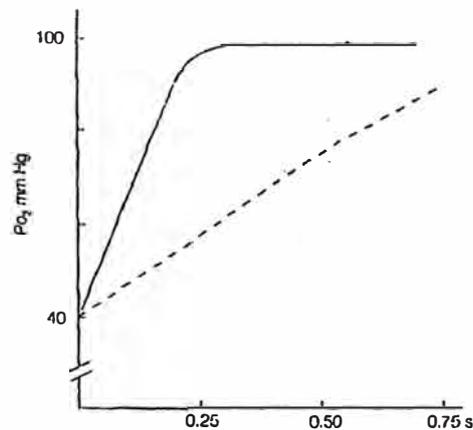


Figura 5.10:
Valores de las presiones parciales de oxígeno en función del tiempo de tránsito en el capilar (ordenada) y según esté intacta o lesionada la interfase alveolocapilar. (línea continua 0 condiciones normales; línea discontinua = condiciones patológicas.)

Sin embargo, si la zona de interfase alveolocapilar está lesionada, la transferencia disminuye de acuerdo con el principio de Fick, de modo que el aumento de PO_2 es mucho más lento, como puede apreciarse en la figura (5.10). En estas circunstancias se puede establecer una diferencia entre la PO_2 alveolar y la del capilar. Ello significa que puede existir una limitación de la difusión alveolocapilar de oxígeno, que sólo se observa en condiciones extremas de hipoxia ambiental (en alturas extremas) o en determinados procesos pulmonares difusos intersticiales, como la fibrosis pulmonar idiopática. Es importante destacar que la transferencia de oxígeno está casi siempre limitada por la perfusión pulmonar y es tan sólo en condiciones excepcionales. Como las ya reseñadas, cuando queda limitada por la difusión.

En la figura (5.11) se muestran los principales componentes de la transferencia de oxígeno, desde la luz alveolar hasta el glóbulo rojo

situado en el capilar pulmonar (aplicable también a otros gases que tengan afinidad por la hemoglobina, como por ejemplo el monóxido de carbono (CO)). El paso del gas se realiza, por tanto, desde una zona de mayor presión parcial, el alveolo, (P_A) hacia otra inferior (P_{PL}), que corresponde al plasma. Si se aplica el principio de Fick de difusión de gases, la capacidad de difusión de la membrana alveolar (D_M) equivale a:

$$D_M = V_{Gas} / [P_A - P_{PL}] \quad (5.40)$$

donde V_{Gas} corresponde a la captación del oxígeno y P_{PL} a su presión parcial en plasma

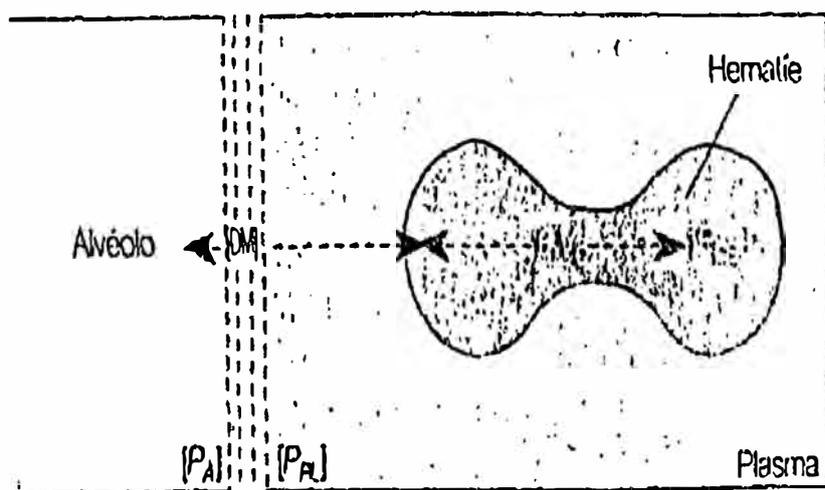


Figura 5.11
Componentes que influyen en la transferencia de oxígeno entre el alveolo y el glóbulo rojo.

• **MODELO DEL FENÓMENO DE DIFUSIÓN A PARTIR DE LA LEY DE FICK:**

Definiendo La Ecuación:

$$\frac{d}{dt} C_a (l) = 0.1 \left(\frac{D}{V_c} \right) \{P_A - P_a(t)\} \quad (5.41)$$

Donde:

$C_a (t)$: Contenido de gas de interés (puede ser O_2 o CO_2) en sangre arterial

D: Difusión

P_A : Presión parcial alveolar del gas

P_a : Presión parcial arterial del gas

V_c : Volumen en sangre del capilar alveolar.

Para el O_2 y CO_2 tenemos las siguientes ecuaciones:

$$\frac{d}{dt} C_a O_2 = 0.1 \left(\frac{D}{V_c} \right) (P_A O_2 - P_a O_2) \quad (I)$$

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 = 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) [P_A CO_2 - P_a CO_2] \quad (II)$$

Por otro lado:

$$P_a O_2 = C_a O_2 K_T \quad (III)$$

$$P_a CO_2 = C_a CO_2 K_T \quad (IV)$$

Ahora (III) en (I):

$$\frac{d}{dt} C_a O_2 + 0.1 \frac{D}{V_c} C_a O_2 KT = \frac{0.1 D}{V_c} X P_A O_2 \quad (5.42)$$

Ecuaciones de Estado del proceso: seleccionando adecuadamente las variables de estado hacemos:

$$\frac{d}{dt} C_a O_2 = \dot{X}_1$$

$$C_a O_2 = X_1$$

$$P_A O_2 = u(t)$$

Tenemos:

$$\dot{X}_1 + \left(0.1 \frac{D}{V_c} KT \right) X_1 = 0.1 \frac{D}{V_c} U t \quad (V)$$

(IV) en (II)

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 = 0.1 \left(2O \frac{D}{V_c} \right) P_A CO_2 - 0.1 \left(2 \frac{OD}{V_c} \right) C_a CO_2 KT$$

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 + 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) C_a CO_2 KT = 0.1 \left(2 \frac{OD}{V_c} \right) P_A CO_2$$

También:

$$P_A CO_2 = C_A CO_2 KT$$

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 + 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) C_a CO_2 KT = 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) C_a CO_2$$

De la ecuación 5.24:

$$C_a = GKT C_A \rightarrow C_A = \frac{1}{GKT} C_a$$

Reemplazamos:

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 + 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) C_a CO_2 KT = 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) \frac{1}{GKT} C_a CO_2$$

Haciendo:

$$\frac{d}{dt} C_a CO_2 = \dot{X}_2$$

$$C_a CO_2 = X_2$$

$$\dot{X}_2 + 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) KT X_2 = 0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) \frac{1}{GKT} X_2$$

$$\dot{X}_2 = -0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) \left[KT - \frac{1}{GKT} \right] X_2$$

$$\dot{X}_2 = -0.1 \left(\frac{2OD}{V_c} \right) \left[\frac{GK^2T^2 - 1}{GKT} \right] X_2 \quad (VI)$$

Resumiendo:

$$\dot{X}_1 + \left(\frac{0.1 D K T}{V_c} \right) X_1 = \frac{0.1 D}{V_c} U(t) \quad (5.43)$$

$$\dot{X}_2 = -0.1 \left(\frac{20 D}{V_c} \right) \left\{ \frac{G K^2 T^2 - 1}{G K T} \right\} X_2 \quad (5.44)$$

Haciendo:

$$\frac{0.1 D K T}{V_c} = \phi_1 \quad \frac{0.1 D}{V_c} = \theta_1$$

$$0.1 \frac{20 D}{V_c} \left\{ \frac{G K^2 T^2 - 1}{G K T} \right\} = \phi_2$$

Finalmente:

$$\dot{X}_1 + \phi_1 X_1 = \theta_1 U(t) \quad (\bullet)$$

$$\dot{X}_2 = -\phi_2 X_2 \quad (\bullet\bullet)$$

Ordenando matricialmente:

$$\begin{pmatrix} \dot{X}_1 \\ \dot{X}_2 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} -\phi_1 & 0 \\ 0 & -\phi_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} u(t)$$

$$y = \text{salida} = C_{\text{co2}} = X_2$$

$$\Rightarrow Y = [0 \quad 1] \begin{bmatrix} -x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}$$

5.2.4 TRANSPORTE DE OXIGENO EN LA SANGRE

El Oxígeno realmente no forma una solución simple en la sangre. Observemos la Fig.5.12 la relación entre la presión parcial y la concentración del Oxígeno en la sangre se plotea de dos maneras:

La concentración como una función de la presión parcial y la presión parcial como una función de la concentración.

En esta sección haremos uso de:

$$P = C^{-1} \quad (c) = H(c) \quad (5.45)$$

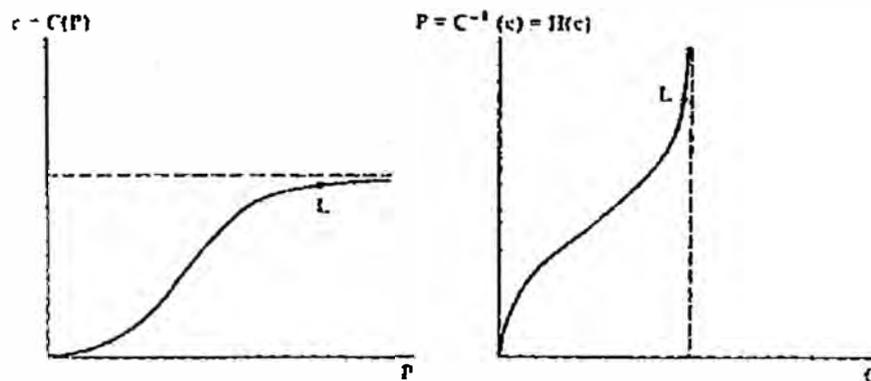


Figura 5.12

Relación entre la concentración (c) y la presión parcial (p) de oxígeno en la sangre; $C = C(p)$ en la izquierda; $P = H(c)$ en la derecha, C y H son inversas una de la otra. La curvatura de H es positiva en la vecindad del punto marcado por L, el cual es donde el pulmón verdaderamente actúa.

Observamos que la función $H = C^{-1}$ tiene las siguientes propiedades:

$$H(0) = 0 \quad (5.46)$$

$$H'(c) > 0 \quad (5.47)$$

Donde H' es la derivada de H con respecto a c , y también en el rango de las presiones parciales que son relevantes para los pulmones.

$$H''(c) > 0 \quad (5.48)$$

En la sección 5.2.1 las ecuaciones de el transporte de gas en un alvéolo fueron reducidas a un par de ecuaciones simultáneas para C_a y C_A . Las ecuaciones correspondientes para el caso de O_2 son:

$$r(C_I - C_A) = C_a - C_v \quad (5.49)$$

$$KT C_A = H(C_a) \quad (5.50)$$

Sustituyendo (5.50) en (5.49), conseguiremos una ecuación no lineal para C_a :

$$r \left(C_I - \frac{H(C_a)}{KT} \right) = C_a - C_v \quad (5.51)$$

$$r C_I + C_v = C_a + \frac{r H(C_a)}{KT} \quad (5.52)$$

La expresión a la izquierda en (5.52) es una constante positiva para r fijo. Como una función de c_a , la expresión de la derecha es creciente monótona, tiene el valor Zero en $c_a=0$ y aumenta sin límite cuando $c_a \rightarrow \infty$. esto sigue la ecuación (5.52), tiene una única solución de c_a para cada r . La solución depende de r , así que se expresa como una función de $c_a(r)$. Es importante observar que esta función es la misma en todos los diversos alvéolos del pulmón (el valor de r por supuesto, puede ser diferente en distintos alvéolos, y así que el valor de c_a puede

ser diferente también, pero la función en su totalidad es la misma para todos los alvéolos del pulmón).

Aunque no podamos encontrar la función $C_a(r)$ explícitamente, podemos ver algunas de sus características. Para puntos notables por ejemplo, poniendo $r = 0$ en (5.52) se tiene:

$$C_a(0) = C_v \quad (5.53)$$

Poniendo $r = \infty$, obtenemos:

$$KT C_I = H(C_a(\infty)) \quad (5.54)$$

Lo cual afirma que la sangre arterial está en equilibrio con el aire inspirado en $r = \infty$.

Diferenciando (5.51) dos veces con respecto a r , conseguimos:

$$C_a' = C_I - \frac{H(C_a) - rH'(C_a)C_a'}{KT} \quad (5.55)$$

$$C_a'' = -\frac{2H'(C_a)C_a' - r[H'(C_a)(C_a'') + H''(C_a)(C_a')^2]}{KT} \quad (5.56)$$

Resolviendo para C_a' y C_a'' y usando (5.53) nos da:

$$C_a' = \frac{C_I - (1/KT)H(C_a)}{1 + (r/KT)H'(C_a)}$$

$$C_a'' = \frac{C_a - C_v}{r\left(1 + \frac{r}{KT}\right)H'(C_a)} \quad (5.57)$$

$$C_a'' = \frac{\left(\frac{2}{KT}\right)H'(C_a)C_a' + \left(\frac{r}{KT}\right)H''(C_a)(C_a')^2}{1 + \left(\frac{r}{KT}\right)H'(C_a)} \quad (5.58)$$

Puesto que el O_2 es transportado en el cuerpo, $C_a > C_V$, esto es una consecuencia de las propiedades de H enumeradas sobre (5.4.6 y 5.4.7) y que:

$$C'_a > 0$$

$$C''_a < 0$$

La función $C_a(r)$ es bosquejada en la figura (5.14)

El significado de estos resultados es el siguiente:

La desigualdad $C'_a > 0$ significa que la concentración del oxígeno arterial se incrementa con el incremento de los valores del cociente ventilación/perfusión.

La desigualdad $C''_a < 0$ significa que la velocidad de incremento disminuye así como el cociente ventilación/perfusión aumenta.

Ahora pasaremos a analizar el transporte de O_2 para todo el pulmón. El flujo de O_2 esta dado por:

$$f = \sum Q_i [C_a(r_i) - C_V] \quad (5.59)$$

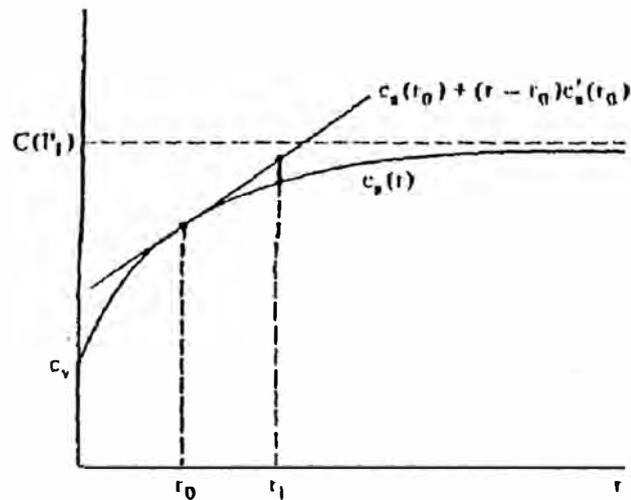


Figura 5.13

La función $C_a(r)$ extendida debajo de todas las líneas tangentes. En particular esta subtendida debajo de la línea que es tangente a esta en $r = r_0$, mostrada en la fig. y esta representada por una función lineal de r que define esta línea tangente particular. $r =$ ventilación/perfusión $r_0 =$ ventilación/perfusión para todo el pulmón, $r_i =$ relación ventilación/perfusión para el i ésimo alvéolo. $C_a(r) =$ concentración del O_2 en la sangre que abandona un alvéolo como una función de la relación ventilación/perfusión de ese alvéolo. Observar que $C_a(0) = C_v$ y $C_a(\infty) = C_{(pl)}$. La última es la concentración del oxígeno en la sangre que es equilibrada directamente con el aire corriente.

Probaremos que:

$$f \leq f_o = \sum_i Q_i [C_a(r_o) - C_v] \quad (5.60)$$

donde, como antes, $r_i = (V_A)_i / Q_i$ y

$$r_o = \frac{(V_{A_o})}{Q_o} = \frac{\sum_i (V_A)_i}{\sum_i Q_i} \quad (5.61)$$

La prueba es la misma como para gases que forman soluciones simples. Tenemos listo para mostrar que $C''_a < 0$. Esto tras como consecuencia que C_a subtendida debajo de las líneas tangentes. En particular.

$$C_a(r_i) < C_a(r_o) + (r_i - r_o) C'_a(r_o) \quad (5.62)$$

Multiplicando por Q_i y sumando, conseguimos:

$$\sum_i Q_i C_a(r_i) \leq \sum_i Q_i C_a(r_o) + C'_a(r_o) \sum_i Q_i (r_i - r_o) \quad (5.63)$$

El último termino es Zero , así que podemos substraer $C_v Q_o$ de ambos lados para conseguir:

$$f \leq f_o \quad (5.64)$$

Como queremos demostrar.

La desigualdad $f \leq f_o$ puede darnos dos interpretaciones diferentes dependiendo de nuestra interpretación. Si nos dan C_i y C_v , entonces el flujo de O_2 esta determinado por el pulmón, y $f \leq f_o$ es una restricción de cómo tan grande este flujo puede ser.

Supongamos que en lugar de eso nos dan C_i y f . Esta es la situación fisiológica puesto que f esta realmente determinado por los tejidos y por ello que la concentración venosa de O_2 se ajusta por si sola. Entonces la desigualdad $f \leq f_o$ puede ser reinterpretada como una restricción de C_v .

Para ver que forma toma esta restricción, tenemos que explicar la dependencia de C_a en C_v . Así, reemplazamos la función $C_a(r)$ por $C_a(r; C_v)$. Esta función esta definida como la solución de (5.52) del cual que C_a se incrementa como se incrementa C_v con r fijo. De (5.51), sin embargo vemos que $C_a - C_v$ decrece como C_v crece con r fijo.

$$\Delta_o(C_v) = C_a(r_o, C_v) - C_v \quad (5.65)$$

Tenemos que demostrar que Δ_o es una función decreciente. Nuestra desigualdad $f \leq f_o$ puede describirse en términos de Δ_o como sigue:

$$f \leq Q_o \Delta_o(C_V) \quad (5.66)$$

C_V^o está definido por la ecuación:

$$f = Q_o \Delta_o(C_V^o) \quad (5.67)$$

Así, C es la concentración de oxígeno venoso (para un f dado) creando la relación ventilación/perfusión es uniforme con todo el pulmón. Combinando (5.66) y (5.67) vemos que:

$$\Delta_o\left(\frac{C}{C_V^o}\right) \leq \Delta_o(C_V) \quad (5.68)$$

Desde que Δ_o está decreciendo, esto significa que :

$$C_V \leq C_V^o \quad (5.69)$$

Esto es, para una velocidad de consumo de O_2 es maximizado cuando la relación ventilación/perfusión es uniforme a través del pulmón. Esto es importante porque las venas del sistema están en equilibrio con los tejidos del cuerpo. Así un C_V alto significa que el oxígeno es abundante y que el funcionamiento de los tejidos (varios) no está limitado por la fuente del oxígeno.

CAPITULO VI

MODELADO MATEMÁTICO Y SIMULACIÓN DEL PROCESO DE VENTILACIÓN PULMONAR

6.1 DESCRIPCIÓN DEL PROCESO:

En las figuras 6.1.a y 6.1.b, se muestra el esquema primordial que visualiza el proceso físico fundamental del traslado del fluido (gas del paciente), los pulmones, en el caso de inhalación y saliendo de ellos en el caso de exhalación, este esquema por su simplicidad nos facilita la deducción de las ecuaciones que nos servirán de modelo para el presente informe, veamos.

En la figura 6.1.a, se considera el gas de control como una presión de estímulo $P(t)$, que vendrá a ser la señal de control $u(t)$, que desplazará el aire del paciente a los pulmones en la fase de inspiración (inhalación) y en la figura 6.1.b, fase de espiración (Exhalación) dicha señal deja de actuar quedando el fuelle y su placa de lastre a merced del efecto de la gravedad, descendiendo paulatinamente para quedar listo para el siguiente ciclo. En lo que respecta al aire exhalado por el paciente, este fluirá por el ducto considerado en la figura 6.1.b.

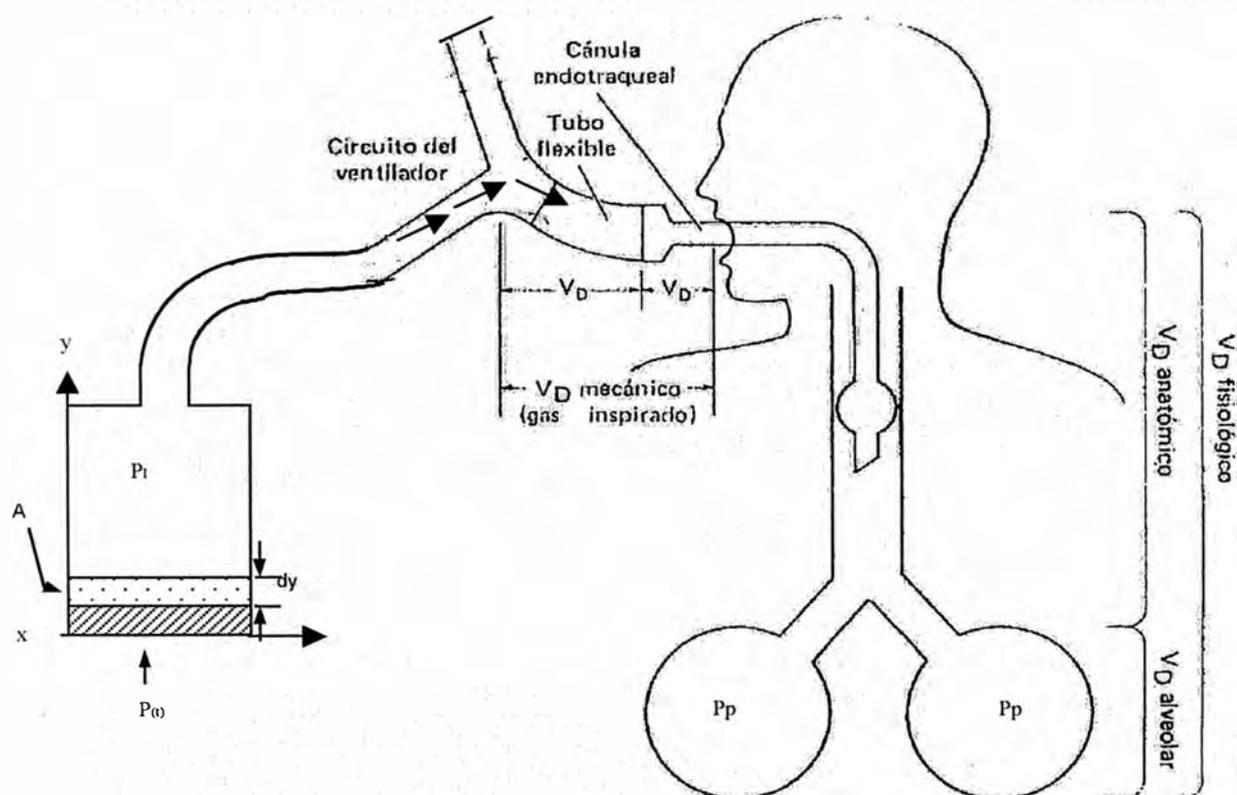


Figura 6.1.a.
Fase de Inspiración

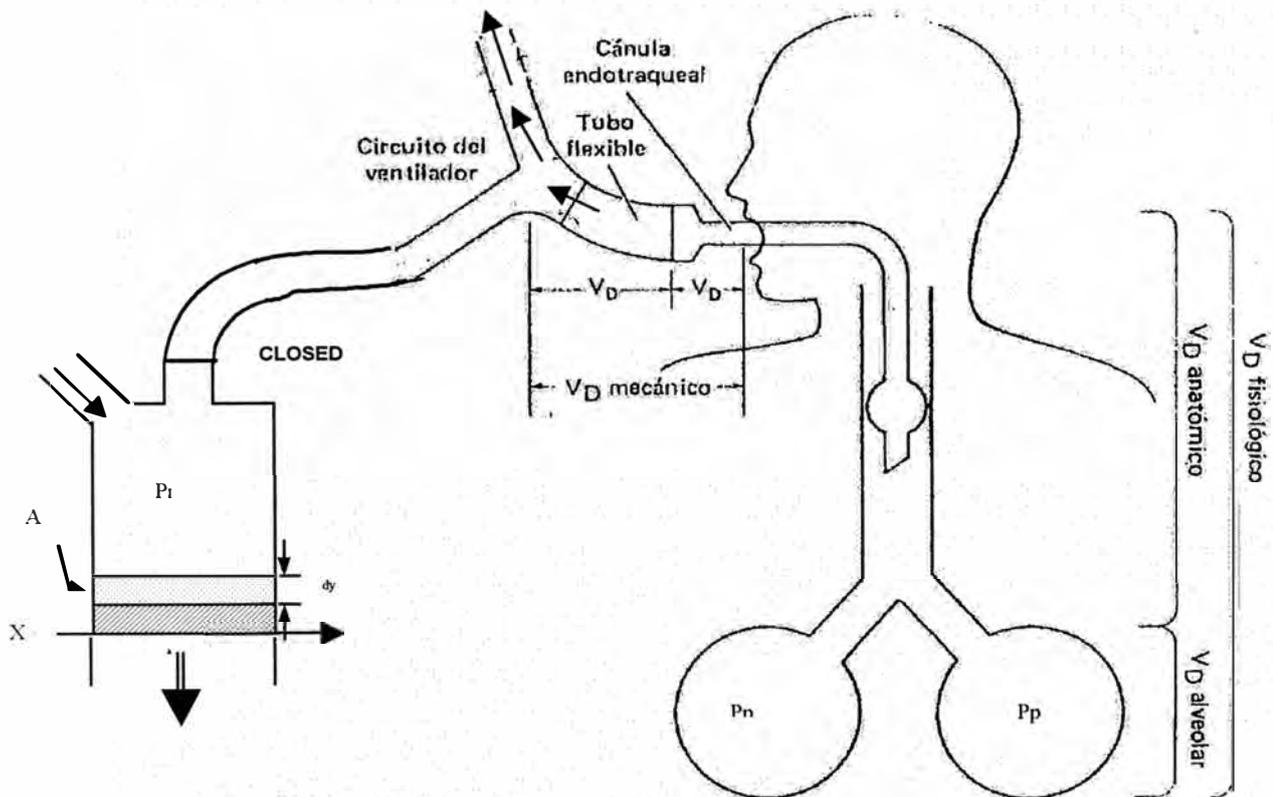


Fig. 6.1.b.
Fase de Espiración.

6.2 MODELADO MATEMÁTICO DEL PROCESO DE VENTILACIÓN PULMONAR.

A continuación, se muestra las ecuaciones dinámicas que gobiernan el proceso de respiración, en un ciclo, tanto en su fase inspiratoria como espiratoria, veamos:

6.2.1 FASE DE INSPIRACIÓN.

Aplicando la 2da. Ley de Newton a la PLANTA VENTILADOR PULMÓN observando: Fig (6.1.A)

$$A [P_T - P_I] = m \frac{d^2 y}{dt^2} \quad (6.1)$$

Donde:

A = masa de la placa de la base del fuelle (plate)

m = masa de la placa de la base del fuelle

P_T = señal de control neumática.

P_I = presión del aire del paciente dentro de la cámara

De la ecuación (6.1) obtenemos

$$P_T = P_I + \frac{m}{A} \frac{d^2 y}{dt^2} \quad (6.2)$$

De la figura (6.1.a); consideramos un diferencial de volumen de aire o gas de paciente, que es desplazado en la cámara en un dt, veamos:

$$dv_c = A dy$$

$$\Rightarrow \frac{d v_c}{dt} = A \frac{dy}{dt} \rightarrow \quad (6.3)$$

La ecuación (6.3) indica el volumen de gas de paciente que esta siendo desplazado por la placa de la base del fuelle en la unidad de tiempo, el cual es proporcional al producto del área de la placa por la velocidad de esta.

Derivando (6.3) obtenemos:

$$\frac{d^2 v_c}{dt^2} = A \frac{d^2 y}{dt^2} \quad (6.4)$$

Reemplazando (6.4) en (6.2)

$$P_T = P_I + m \frac{1}{A^2} \frac{d^2 v_c}{dt^2} \quad (6.5)$$

Veamos que sucede con el balance de presiones entre la cámara del ventilador que contiene el gas del paciente y el pulmón; aplicamos la ley de Poiseuille:

$$\frac{P_I - P_P}{R_I} = \phi \quad (6.6)$$

Donde:

P_I = Presión del aire del paciente dentro de la cámara del fuelle

P_P = Presión del pulmón

R_I = Resistencia de inspiración (ducto + vías aéreas)

$$P_l - P_p = R_l \phi \quad (6.7)$$

Definimos el flujo ϕ , como la variación del volumen en un diferencial de t :

$$\phi = \frac{d v_i}{dt} \quad (6.8)$$

Luego:

$$P_l = R_l \frac{d v_i}{dt} + P_p \quad (6.9)$$

Aplicando la definición de compliance

$$C = dv / dp \quad (6.10)$$

Combinando (6.8) y (6.10) aplicando el principio de que:

El volumen de gas añadido al pulmón es igual al volumen de gas que atraviesa la sección recta del ducto de acceso a él se obtiene:

$$C dp_p = \phi dt \quad (6.11)$$

$$\Rightarrow c \frac{d p_p}{dt} = \phi \quad (6.12)$$

Igualando:

$$c \frac{d p_p}{dt} = \frac{d v_i}{dt} \quad (6.13)$$

Integrando:

$$\int d p_p = 1/c \int d v_i \Rightarrow P_p = \frac{1}{c} v_i$$

Luego:

$$P_l = R_i \frac{d v_i}{dt} + \frac{1}{c} v_i \quad (6.14)$$

El gas del paciente, después de finalizar el proceso de inspiración y espiración deja alojado en el pulmón, un volumen remanente que posee una presión que se denomina presión final de espiración que se simboliza por Δp_{ex}

⇒ la expresión mas exacta de (6.14) sería:

$$P_l = R_i \frac{d v_i}{dt} + \frac{1}{c} v_i + \Delta p_{ex} \quad (6.15)$$

Que para los fines de nuestro modelado podríamos no considerarlo porque se trata de un valor cercano a cero.

La ecuación (6.5) se combina con (6.15): de lo cual se obtiene:

$$P_T = R_i \frac{d v_i}{dt} + \frac{1}{c} v_i + \frac{m}{A^2} \frac{d^2 v_c}{dt^2} \quad (6.16)$$

Aplicando el principio de conservación de la masa y asumiendo que el gas del paciente es un fluido estacionario, llegamos a la conclusión que:

La relación que existe entre el volumen desplazado v_c de la cámara y el volumen que ingresa al pulmón en un Δt ó dt será :

$$d m_c = \rho d v_c \Rightarrow d m_c = d m_p$$

$$d m_p = \rho d v_p \quad \rho d v_c = \rho d v_p$$

$$d v_c = d v_p$$

Donde: dm_c = diferencial de masa de aire en la cámara

dm_p = diferencial de masa de aire en el pulmón

ρ =densidad del gas del paciente

Además que el caudal o flujo que atraviesa el ducto entre cámara y pulmón es el mismo, entonces:

$$dv_i = dv_c = dv_p$$

por lo cual:

$$\frac{d v_i}{dt} = \frac{d v_c}{dt} = \frac{d v_p}{dt} \quad (6.16)$$

Reemplazando: (6.16) en (6.15):

$$P_r = \frac{m}{A^2} \frac{d^2 v_i}{dt^2} + R_i \frac{d v_i}{dt} + \frac{1}{c} v_i \quad (6.17)$$

Con la ecuación (6.17) se ha obtenido el modelo matemático que gobierna el ingreso de aire o gas del paciente en el proceso de inspiración al aplicarse un estímulo $P_{(t)}$ en la base del fuelle del ventilador. De esta ecuación se deduce la ecuación que gobierna el sistema ventilador-pulmón en la:

6.2.2 FASE DE ESPIRACIÓN

La fase de espiración es una fase pasiva; ya no actúa la presión de estímulo

$$P_{(t)} \Rightarrow P_{(t)} = 0$$

Además el aire cargado de CO_2 ya no regresa a la cámara del ventilador, sino que es expulsado al medio ambiente por lo cual el 1er. Término del lado derecho de la ecuación también no debe estar presente.

Entonces; la ecuación (6.15) quedará:

$$0 = R_i \frac{dV_{ex}}{dt} + \frac{V_{ex}}{C} \quad (6.18)$$

Vemos que se ha colocado:

V_i en lugar de V_{ex}

Esto, porque el volumen de espiración del aire es ligeramente inferior al volumen de aire o gas de inspiración esto porque el consumo de O_2 por los tejidos es ligeramente mayor que la producción de CO_2 .

Resumiendo:

$$P_T = \frac{m}{A^2} \frac{d^2 v_i}{dt^2} + R_i \frac{d v_i}{dt} + \frac{1}{c} v_i \quad \text{Ecuación de la Fase de inspiración}$$

$$0 = R_{ex} \frac{d v_{ex}}{dt} + \frac{v_{ex}}{C}, \quad \text{Ecuación de la fase de espiración}$$

Haciendo:

$$K_1 = \frac{M}{A^2} \quad K_2 = R_i \quad K_3 = \frac{1}{C}$$

$$P_{i(t)} = K_1 V_i + K_2 \dot{V}_i + K_3 V_i \quad P_{i(t)} = u(t)$$

$$y_1 = V_i \Rightarrow Y_1 = \dot{V}_i = Y_2$$

$$y_2 = \dot{V}_i \Rightarrow Y_2 = -\frac{K_3}{K_1} y_1 - \frac{K_2}{K_1} y_2 + \frac{1}{K_1} u(t)$$

$$y_3 = P_{i(t)} = Y_3 = \phi$$

Matricialmente:

$$\begin{bmatrix} \dot{Y}_1 \\ \dot{Y}_2 \\ \dot{Y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -K_3/K_1 & -K_2/K_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1/K_1 \\ 0 \end{bmatrix} u(t) \quad (6.19)$$

Condiciones iniciales:

$$\begin{bmatrix} Y_1(0) \\ Y_2(0) \\ Y_3(0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_i(0) \\ \dot{V}_i(0) \\ P_i(0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \\ P_i \end{bmatrix} \quad (6.20)$$

Fase de espiración:

$$P_{ex} = R_{ex} \dot{V}_{ex} + \frac{1}{C} V_{ex} = \phi \Rightarrow \dot{V}_{ex} = -\frac{V_{ex}}{CR_{ex}}$$

$$Y_1 = V_{ex} \Rightarrow \dot{Y}_1 = \dot{V}_{ex} = -V_{ex}/R_{ex}$$

$$Y_2 = P_{ex} = \phi \Rightarrow \dot{Y}_2 = \dot{P}_{ex} = 0$$

Luego:

$$\dot{Y} = \begin{bmatrix} \dot{Y}_1 \\ \dot{Y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{V}_{ex} \\ \dot{P}_{ex} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -V_{ex}/CR_{ex} \\ \phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -Y_1/CR_{ex} \\ \phi \end{bmatrix} \quad (6.21)$$

Condiciones iniciales:

$$Y_o = \begin{bmatrix} Y_1(0) \\ Y_2(0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{ex}(0) \\ P_{ex}(0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{ifin.insp} \\ \phi \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

6.3 SIMULACIÓN DEL PROCESO DE VENTILACIÓN PULMONAR

Aplicando el programa ODE 45 escrito en MATLAB utilizando ECDIF "A", resuelve y describe el proceso de la planta ventilador-pulmón, tanto para la fase inspiratoria, como la fase espiratoria. Los resultados de la aplicación del programa mencionado se visualizan en las figuras 6.3 y 6.4.

6.3.1 % PROCESO DE INSPIRACIÓN

```
% Programa : problema5.m (Hace uso de la Función 'ecdif5.m')
% Resolver :  $Pi(t) = M/(A \cdot A) \cdot vi'' + Ri \cdot vi' + 1/C \cdot vi$ 
%  $k1 = M/(A \cdot A)$ ;  $k2 = Ri$  ;  $k3 = 1/C$  ;  $Pi(t) = 3(\text{Constante})$ 
%  $y(1) = vi$  ,  $y(2) = vi'$  ,  $y(3) = Pi(t)$ 
%  $Y = [vi; vi'; Pi(t)] = [y(1); y(2); y(3)]$ 
%  $Y' = [vi'; vi''; Pi(t)'] = [y(2); (Pi(t) - k2 \cdot y(2) - k3 \cdot y(1))/k1; 0]$ 

clear all;    % Limpiar la Memoria de Variables y Funciones
clc;         % Limpiar la Ventana de Comandos
close all;   % Cerrar todas las Ventanas de Gráficas abiertas

M=input('Ingrese M = ');    % Ingresando Constantes del Proceso
A=input('Ingrese A = '); Ri=input('Ingrese Ri = ');
C=input('Ingrese C = ');
Pi=input('Ingrese Pi(t) = ');
ti=input('Tiempo Inicial    ti = ');
```

```

tf=input('Tiempo Final      :  tf = ');
c1=input('Condición Inicial :  vi(0)      = ');
c2=input('Condición Inicial :  dvi/dt(0) = ');
y(3)=Pi;                                % Asumiendo que se Aplica Presión
Constante

global k1 k2 k3

k1=M/(A*A);

k2=Ri;

k3=1/C;

[t,y]=ode45('ecdif5',[ti,tf],[c1;c2;Pi]);

figure(1);
plot(t,y(:,1),t,y(:,3));
xlabel('t');
ylabel('vi(t) , Pi(t)');
abcd = sprintf('Solucion : Pi(t)= M/(A*A)*vi"+Ri*dvi/dt+1/C*vi
; para M=%2.2f , A=%2.2f , Ri=%2.2f , C=%2.2f y
Pi(t)=%2.2f',M,A,Ri,C,Pi);
set(get(gca,'title'),'String',abcd);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% FIN %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Proceso de Inspiración
% Programa : ecdif5.m

function yp5=ecdif5(t,y)

global k1 k2 k3

yp5=[y(2);(y(3)-k2*y(2)-k3*y(1))/k1;0];

```

%% FIN %%%

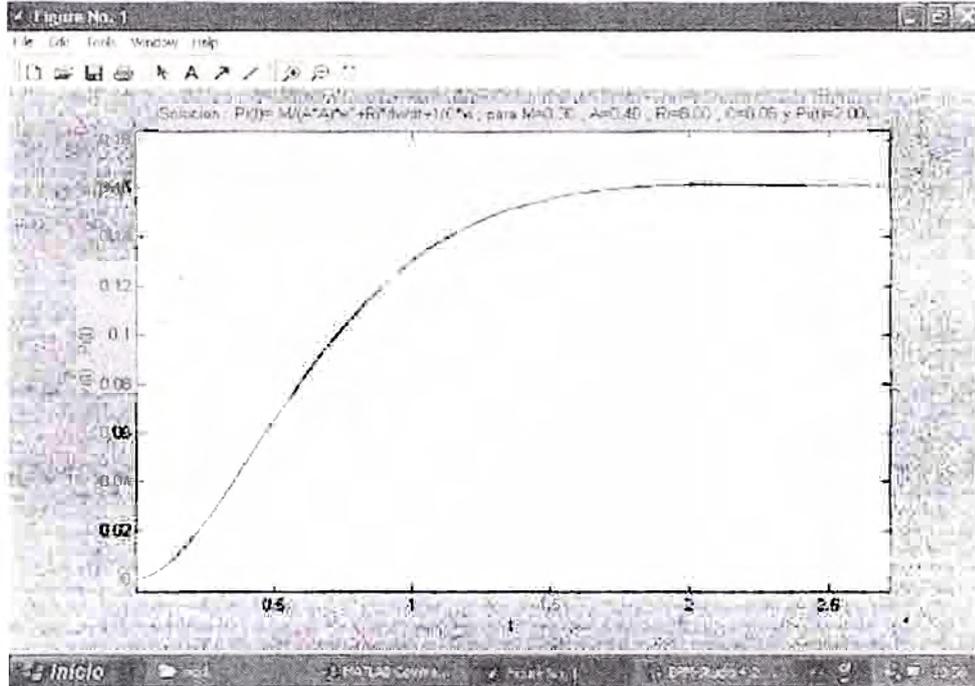


Fig. 6.2
Fase de Inspiración

6.3.2 % PROCESO DE ESPIRACIÓN

% Programa : problema6.m (Hace uso de la Función 'ecdif6.m')

% Resolver : $P_{ex}(t) = R_{ex} \cdot v_{ex}' + 1/C \cdot v_{ex} = 0$

% $y(1) = v_{ex}$, $y(2) = P_{ex}(t) = 0$

% $Y = [v_{ex}; P_{ex}(t)] = [y(1); y(2)] = [y(1); 0]$

% $Y' = [v_{ex}'; P_{ex}(t)'] = [-y(1)/(C \cdot R_{ex}); 0]$

clear all; % Limpiar la Memoria de Variables y Funciones

clc; % Limpiar la Ventana de Comandos

close all; % Cerrar todas las Ventanas de Gráficas abiertas

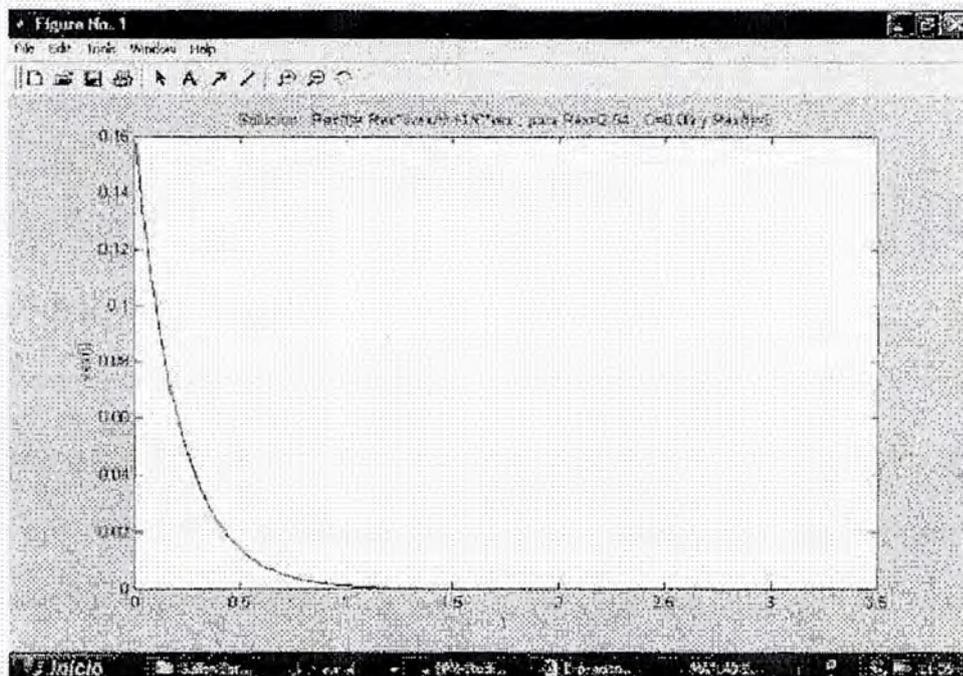


Fig. 6.3
Fase de Espiración

CONCLUSIONES

- **Objetivo Principal de la ventilación pulmonar**

Tiene como razón principal, el de llevar cierto volumen de gas a los pulmones, para que en los alvéolos se produzca el intercambio gaseoso; oxígeno por anhídrido carbónico. Y así poder sustituir la función respiratoria con equipo electrónico-mecánico para lo que se requiere de una fuerza que supla la fase activa del ciclo respiratorio (inhalación) una vez que se generó dicha fuerza, para que se produzca la inspiración, debe establecerse un ciclado que permita realizar cada una de las fases del ciclo respiratorio, esto es:

Cumplir con las condiciones para que se inicie la inspiración.

Controlar cuando debe terminar esta.

Cumplir con las condiciones para facilitar el comienzo de la espiración.

- **Consideraciones y Alcances del Modelado Matemático**

- Del Sistema Ventilador.- La elaboración de un modelo matemático a partir de un sistema real, observando el Ventilador Volumétrico Marca:Puritan Bennett Modelo: MA-1, nos permitió observar la gran variabilidad de las ecuaciones, por la configuración distinta que puede adoptar el Set del paciente (ductos que van de la

máquina al paciente), según las necesidades de cada caso, lo que nos llevó a simplificar nuestro sistema, para facilitar el modelado del equipo.

- Del Sistema Pulmón.- La deducción del modelo matemático pulmonar que debe ir acoplado al modelo del equipo, también es muy variable, porque cambia de acuerdo a la situación clínica de cada paciente. En el presente informe se considera que el sistema respiratorio se infla y se desinfla como un compartimiento simple, lo cual es correcto dentro de ciertos límites, esta consideración es correcta para sujetos saludables normales, por lo cual se ha presentado en el capítulo V, el desarrollo matemático que muestra la importancia del factor indicador r que viene a ser la relación ventilación/perfusión, que ayuda a la evaluación de la diferencia del estado pulmonar entre paciente y paciente.

ANEXO A

**PROGRAMAS DE LA FASE DE INSPIRACIÓN
Y ESPIRACIÓN**

```

% Proceso de Inspiración
% Programa : problema5.m (Hace uso de la Función 'ecdif5.m')
% Resolver :  $Pi(t) = M/(A*A)*vi''+Ri*vi'+1/C*vi$ 
%  $k1=M/(A*A)$ ;  $k2=Ri$  ;  $k3=1/C$  ;  $Pi(t)=3$  (Constante)
%  $y(1)=vi$  ,  $y(2)=vi'$  ,  $y(3)=Pi(t)$ 
%  $Y=[vi;vi';Pi(t)]=[y(1);y(2);y(3)]$ 
%  $Y'=[vi'';vi'';Pi(t)']=[y(2);(Pi(t)-k2*y(2)-k3*y(1))/k1;0]$ 

clear all; % Limpiar la Memoria de Variables y Funciones
clc; % Limpiar la Ventana de Comandos
close all; % Cerrar todas las Ventanas de Gráficas abiertas

M=input ('Ingrese M = '); % Ingresando Constantes del Proceso
A=input ('Ingrese A = ');
Ri=input('Ingrese Ri = ');
C=input ('Ingrese C = ');
Pi=input('Ingrese Pi(t) = ');
ti=input('Tiempo Inicial : ti = ');
tf=input('Tiempo Final : tf = ');
c1=input('Condición Inicial : vi(0) = ');
c2=input('Condición Inicial : dvi/dt(0) = ');
y(3)=Pi; % Asumiendo que se Aplica Presión
Constante

global k1 k2 k3
k1=M/(A*A);
k2=Ri;
k3=1/C;

[t,y]=ode45('ecdif5',[ti,tf],[c1;c2;Pi]);

figure(1);
plot(t,y(:,1),t,y(:,3));
xlabel('t');
ylabel('vi(t) , Pi(t)');
abcd = sprintf('Solucion :  $Pi(t) = M/(A*A)*vi''+Ri*dvi/dt+1/C*vi$  ; para
M=%2.2f , A=%2.2f , Ri=%2.2f , C=%2.2f y  $Pi(t)=%2.2f$ ',M,A,Ri,C,Pi);
set(get(gca,'title'),'String',abcd);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% FIN %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

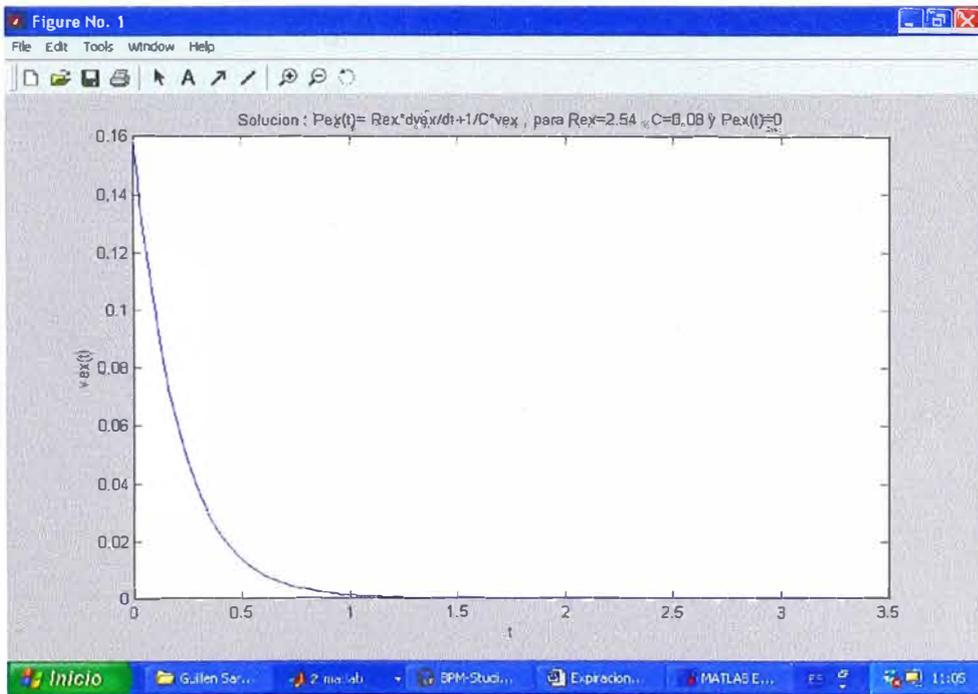
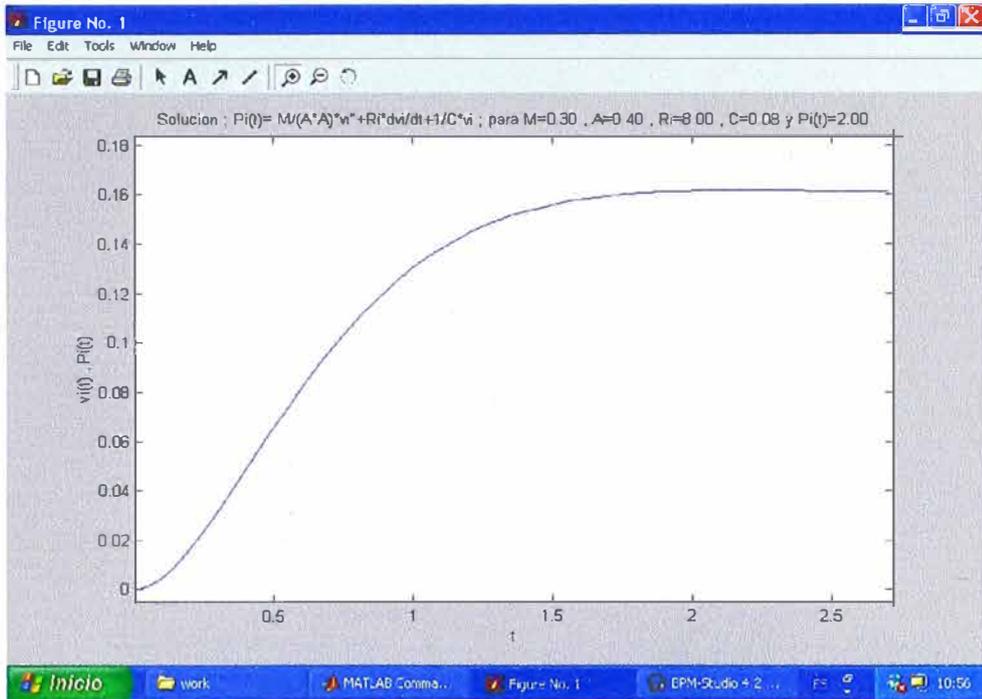
% Proceso de Inspiración
% Programa : ecdif5.m

function yp5=ecdif5(t,y)
global k1 k2 k3
yp5=[y(2);(y(3)-k2*y(2)-k3*y(1))/k1;0];

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% FIN %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

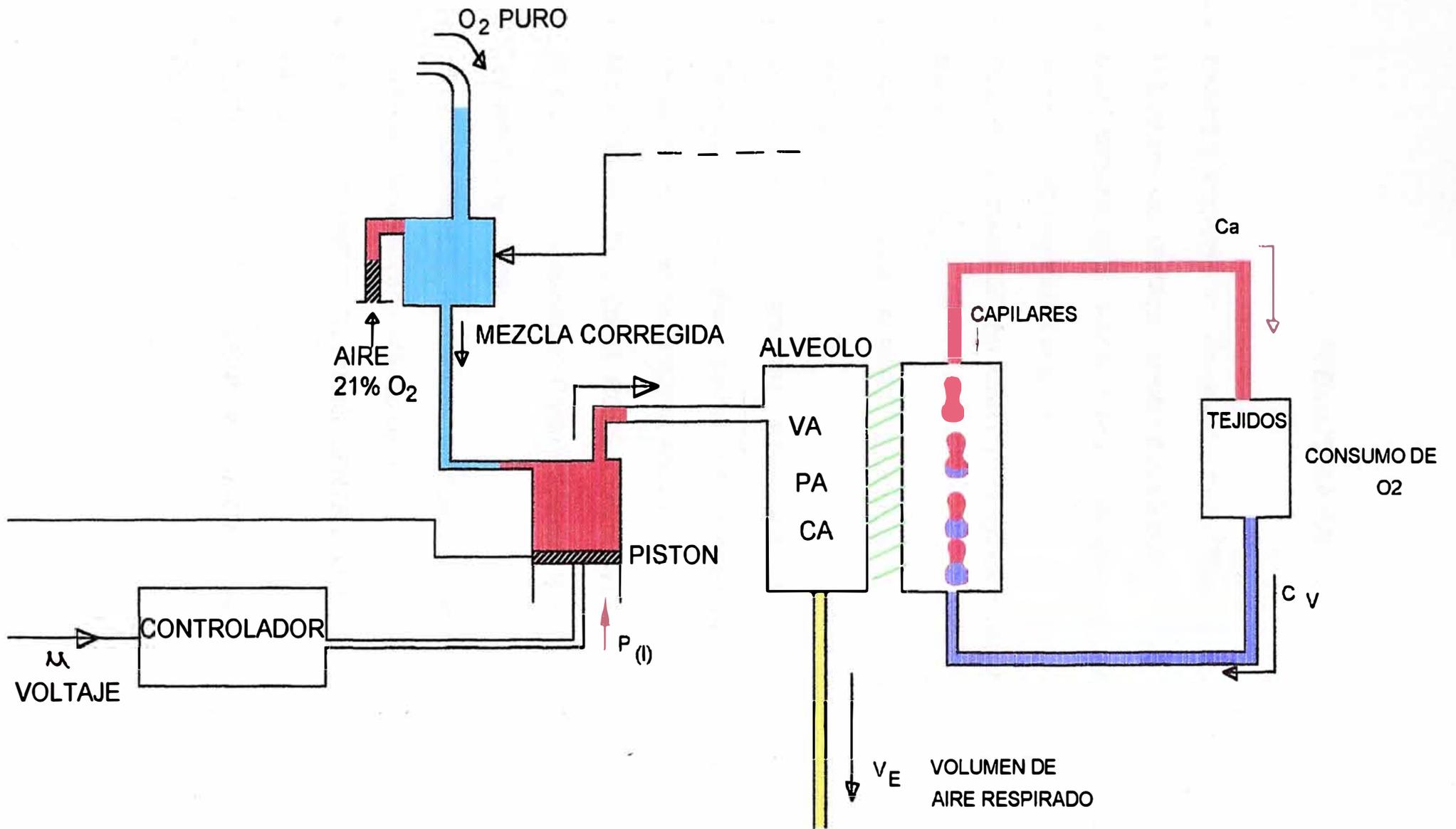
% Proceso de Expiración
% Programa : problema6.m (Hace uso de la Función 'ecdif6.m')
% Resolver :  $Pex(t) = Rex*vex'+1/C*vex = 0$ 

```

ANEXO B

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA VENTILADOR - PULMÓN



SISTEMA VENTILADOR - PULMON

BIBLIOGRAFÍA

- BARNES THOMAS A. Respiratory Care Practice. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago. London. Boca Ratón.
- HILL, NICHOLAS S., BACH JOHN R. Respiratory Care Clinic of North America. WB Saunders Company.
- GLOVER DENNIS W., Mc CARTHY GLOVER MARGARET. Terapeuta Respiratoria m/m.
- BARBERA JOHAN ALBERT. Estructura y Función del Aparato Respiratorio.
- VV. KULISH, A.I. SOURIN, S.L. LAGE. Simulación Of Alveolar Respiration. On Visualization Of Three-Dimensional Unsteady. Singapore, Email: mvvkulish@ncv.edu.sg.
- MILHORN HT, BENTON R. ROSS. Control System. Mathematical Model of the Human Respiratory. Control System. Biophysical Journal 1965 Volume 5, pág. 27-44.
- BECK LAURENCE H. Clínicas Médicas de Norteamericana. Nueva Editorial Interamericana, México DF 1993.
- PURITAN BENNETT TRAINING CENTER. Operation Manual. Lunexa Kansas 66210.
- PURITAN BENNETT TRAINING CENTER. Service Manual. Lunexa Kansas 66211.

- ING. BRAMMERTZE SCRL. Curso de Neumática para la Formación Profesional. Festo Didactic.
- OGATA KATSUHIKO. Ingeniería de Control Moderna. Segunda Edición. Prentice Hall Hispanoamérica 1993.
- OGATA KATSUHIKO. Designer Linear Control Systems UIT MATLAB. Prentice Hall Englewood Cliffs New Jersey 1994.
- ROJAS MORENO ARTURO. Control Avanzado. Diseño y Aplicaciones en Tiempo Real. Publicación Independiente 2001.