



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO**

---

---

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
**INGENIERO ELECTRICO ELECTRONICO**

**P R E S E N T A N :**

**DURAN CAL Y MAYOR JOSE DAVID  
ENCISAR MARIN JUAN MANUEL**



DIRECTOR DE TESIS:  
DR. JAIME BALTAZAR MORALES SANDOVAL

MEXICO, D. F.

MARZO 2005

m. 341525



Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

“La ignorancia afirma o niega rotundamente, la ciencia duda”

- Voltaire -

“Los conceptos y principios fundamentales de la ciencia son invenciones libres del espíritu humano”

- Albert Einstein -

“Si he conseguido ver mas lejos, es porque me he parado en hombros de gigantes

No se lo que pareceré a los ojos del mundo, pero a los míos es como si hubiese sido un muchacho que juega en la orilla del mar y se divierte de tanto en tanto encontrando un guijarro mas pulido o una concha mas hermosa, mientras el inmenso océano de la verdad se extendía inexplorado frente a mi”

- Isaac Newton -

“Look if you had one shot, one opportunity to seize everything you ever wanted in one moment, would you capture or just let it slip?

You can do anything you set in your mind too, man”

- Marshall Mathers -

## HIMNO UNIVERSITARIO

*!Oh Universidad!  
Escucha con que ardor  
Entonan hoy tus hijos  
Este himno en tu honor*

*Al darte la victoria  
Honramos tus laureles  
Conservando tú historia  
Que es toda tradición*

*Unidos venceremos  
Y el triunfo alcanzaremos  
Luchando con tesón  
Por ti Universidad*

*Universitarios  
Icemos siempre airosos  
El pendón victorioso  
De la Universidad*

*Por su azul y oro  
Luchemos sin cesar  
Cubriendo así de gloria  
Su nombre inmortal*

*¡ Mexico, Pumas, Universidad !*

*¡Goooya, Goooya!  
¡ Cachun Cachun Ra Ra!  
¡ Cachun Cachun Ra Ra!  
¡Goooya!  
¡Universidad!*



*A manera de dedicatoria:*

*A Dios.*

*Por la dicha de vivir, más que dividir los sucesos buenos o malos, lo que mas aprecio es la oportunidad de vivir la experiencia y dejarme bien claro que mi única obligación en esta vida es ser feliz.*

*A Mi Padre.*

*Por el gran ejemplo y educación que nos has dado, y aunque muchas veces cuando me llamas la atención, no comprendí por qué lo hacías y llegué a juzgarte, ahora que terminé una etapa de mi vida, está mas claro, gracias por todo lo que nos has brindado a mis hermanos y a mi, has sido un gran ejemplo, y doy gracias a Dios pues mejor Papá que tú jamás pude tener.*

*Espero algún día llegar a ser el hombre y padre que tu eres. ¡Te amo Papá!*

*A Mi Madre.*

*Por el infinito amor que nos has tenido a todos nosotros y haberme dado dos veces el regalo más grande que he recibido, LA VIDA. Eres mi amiga, confidente, cómplice en tantas cosas y jamás me alcanzará esta vida para pagarte todo*

*Has sabido ser el pilar de nuestra familia, incluso en los momentos más difíciles por los que hemos atravesado nunca te resquebrajaste, no sabes cuanto te amo y admiro, dicen que los niños escogen a sus padres, que satisfacción es saber que no me equivoqué, ¡Te amo!*

*A Sujey.*

*Por todo lo que hemos vivido juntos desde el primer momento en que nos conocimos, me has dejado conocer a la gran mujer que hay en ti, la cual admiro y respeto por su valentía y coraje al enfrentar la vida. Me has enseñado muchísimas cosas, gracias por toda tu ayuda, apoyo y aliento durante este tiempo incluso en los momentos de desesperación en los que caí.*

*Espero ahora que comenzamos juntos una etapa mas podamos cristalizar nuestras metas y sueños ¡Eres mi inspiración, TE AMO FLAQUITA !*

*A Marco Antonio y Eduardo.*

*Sé que no lo digo con frecuencia, pero los quiero y soy muy afortunado en tenerlos como hermanos, gracias por su apoyo, cariño, comprensión y la confianza que han depositado en mí en todo momento, haciendo posible la culminación de una carrera profesional. ¡Gracias por todos los momentos que juntos hemos compartido y por todos los que nos faltan!*

*Al Chino, Isrra, Beto y Ale.*

*Por más que la amistad, la hermandad que nos une desde hace mucho tiempo; ¡Y pensar que todo comenzó con un partido de fútbol!, hemos visto como cada uno de nosotros ha madurado y alcanzado sus respectivas metas, con orgullo y presunción digo que soy afortunado en contar en mi vida con ustedes.*

*A la Dra. Rosa María Jaramillo y Guillermo.*

*Por su invaluable e incondicional apoyo que tuve siempre cada vez que necesite un consejo o regaño, haciendo que me diera cuenta de mis errores para cambiar las actitudes que llegaban a ser incomprensibles y pudiera ser mejor ser humano. ¡Mil gracias!*

*A Jero.*

*Por el cariño que siempre me has demostrado en todo momento, la sencillez y lealtad que te caracteriza, aprecio muchísimo el tiempo que tomas para aconsejarme, pero sobre todo que siempre me has tratado como si fuera otro de tus sobrinos.*

*A Ileana.*

*Pues siempre me apoyaste entregándome tu cariño, amistad, complicidad y confianza, todo el tiempo en el que convergieron los respectivos caminos de nuestra existencia. Gracias por todo, sabes que siempre podrás contar conmigo. ¡Te Quiero Mucho!*

*Juan Manuel*

*A manera de agradecimiento:*

*A la Universidad Nacional Autónoma de México.*

*Mi "Alma Mater", nuestra máxima casa de estudios, soy privilegiado al pertenecer a su comunidad, pero sobre todo vivir la experiencia mas importante de mi vida, ¡Ser Universitario!, la cual siempre llevaré orgullosamente en toda mi vida.*

*A la Facultad de Ingeniería.*

*Por albergar mis sueños, darme una formación profesional de excelencia y permitirme lograr una de mis metas más importantes convertirme en Ingeniero.*

*Al Dr. Jaime Baltazar Morales Sandoval*

*Por su infinita ayuda y asesoría que hizo posible la culminación de este trabajo y por todo lo que me ha enseñado y he aprendido de su persona tanto en lo profesional como personal.*

*A los Pumas de la UNAM.*

*Pues aprendí que no se puede conocer y disfrutar las victorias, si antes no se han sufrido las derrotas. ¡COMO NO TE VOY A QUERER, COMO NO TE VOY A QUERER, SI MI CORAZÓN AZUL ES Y MI PIEL DORADA SIEMPRE TE QUERRÉ!*

*A Vicho.*

*Por su amistad, confianza y apoyo, tantas cosas que pasamos juntos, aulas, clases, profesores, exámenes, trabajos, proyectos risas y ratos de diversión, convirtieron nuestra relación en una amistad sólida que espero madure con los años.*

*A mis Profesores.*

*Por su ejemplo y dedicación, por transmitirnos sus enseñanzas y experiencias, todo para hacernos unos profesionistas de excelencia.*

*A los Titus.*

*Hiram, Geras, Ale, Rulo, Miguelotas, Juan Pablo e Ily.*

*Gracias por el grupo que formamos, todas las experiencias y momentos que viví con todos ustedes son irrepetibles e hicieron que mi estancia en la carrera fuera más sencilla, sé que siempre sin importar dónde nos lleve la vida seremos los mejores amigos.*

*A todos mis amigos y compañeros.*

*Chío, Ary, Sol, Montse, Richard, El Erick, José Luis, Chaparrín, Cicio, Ivanch, Kevin, Giorgio, Pablovas y todos los que alguna vez compartieron un pedazo de su vida conmigo, gracias por su apoyo y cariño, siempre estuvieron junto a mí en las buenas y en las malas, por regalarme algo de ustedes y permitirme compartirles un poquito de mí.*

*Juan Manuel*



## AGRADECIMIENTOS

Gracias Dios por ser mi mejor ayuda y llenar mi vida de bendiciones, por darme la fuerza e inteligencia para culminar mis estudios profesionales.

Agradezco a mis padres Felipe y Marlene por estar siempre a mi lado, por darme todo su apoyo y amor. Gracias por hacerme crecer con el deseo de superación y por ser un gran ejemplo a mi vida, los quiero mucho.

Gracias Natalia por contagiarme con tu alegría, por esas sonrisas que dan ánimo para seguir adelante, también agradezco tu cariño y compañía.  
Te quiero hermana.

A Raquel, gracias por tu comprensión, tu apoyo, tu amor. Por creer en mí y sentirte orgullosa de mis triunfos... te amo.

A mi tío Humberto, por tus consejos e interés en mis estudios, gracias.

Gracias Juan primero por tu amistad y segundo por ser parte de este logro tan importante.

Gracias Doctor por compartir con nosotros sus conocimientos, su tiempo y el interés en este trabajo.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por darme una formación académica y una identidad universitaria de la cual me siento orgulloso.

*José David Durán Cal y Mayor*

# Índice

Índice de Figuras.....	x
Índice de Tablas .....	xiii
Índice de Acrónimos .....	xiv
Introducción .....	1
<b>1. La Ventilación Mecánica.....</b>	<b>4</b>
1.1 Historia y evolución de la ventilación mecánica .....	5
1.2 Los inicios de la ventilación mecánica .....	6
1.3 Ventilación por presión negativa .....	6
1.3.1 Pulmón de acero.....	7
1.4 Ventilación con presión positiva.....	10
1.4.1 Respiradores de presión positiva .....	10
<b>2. Los Respiradores Artificiales.....</b>	<b>12</b>
2.1 El equipo de respiración artificial.....	12
2.2 Funciones básicas.....	12
2.3 Tipos de respiradores .....	13
2.3.1 Respirador de anestesia.....	13
2.3.2 Respiradores de transporte.....	14
2.3.3 Respiradores de alta frecuencia .....	15
2.3.4 Respiradores de uso domiciliario.....	15
2.3.5 Respirador de cuidado critico en pacientes neonatales.....	15
2.3.6 Respirador de cuidado critico pediátrico- adulto .....	16
2.3.7 Equipos que utilizan presiones negativas extra-torácicas.....	16
2.4 Según la evolución tecnológica .....	17
2.5 Modos de operación del respirador.....	18

2.6 Equipos .....	20
2.6.1 Sistemas de control .....	20
2.6.2 Sistemas de provisión de gases .....	21
2.6.3 Sistema de monitoreo interno .....	22
2.6.4 Interfase operador-máquina .....	23
2.6.5 Interfase paciente-respirador.....	23
2.6.6 Sistemas de seguridad .....	24
2.7 Funcionamiento.....	24
2.8 Los Modos Ventilatorios.....	27
2.8.1 Controlador .....	28
2.8.2 Asistente, asistente / controlador .....	29
2.8.3 Ventilación mandatoria intermitente (IMV) .....	30
2.8.4 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV).....	31
2.8.5 Volumen minuto mandatorio (MMV) .....	31
2.8.6 Presión de soporte (PS).....	32
2.8.6.1 Ley de Poiseuille.....	33
2.8.7 Control de presión.....	34
2.8.8 Ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas(APRV).....	34
2.9 Dispositivos Primarios .....	35
2.9.1 Válvulas de retención (Check Valves).....	35
2.9.2 Solenoides proporcionales .....	35
2.9.3 Válvulas reguladoras de presión .....	36
2.9.4 Capacitor de Aire .....	36
2.9.5 Jet Venturi .....	36
2.9.6 Dispositivos de detección y transductores .....	37
<b>3. Modelos matemáticos.....</b>	<b>38</b>
3.1 Sistema respiratorio .....	38
3.1.1 Las vías respiratorias.....	39
3.1.2 Los pulmones.....	39
3.1.3 La respiración.....	40

3.1.3.1	El intercambio en los pulmones.....	40
3.1.4	Transporte de los gases .....	41
3.1.4.1	La respiración de las células .....	41
3.1.5	Monitoreo de la Función Pulmonar .....	42
3.1.6	Química de la respiración .....	44
3.1.6.1	Eventos químicos y fisiológicos que afectan la difusión de oxígeno y bióxido de carbono .....	45
3.1.6.2	Intercambio de oxígeno y CO <sub>2</sub> durante la Respiración .....	47
3.1.6.3	Transporte de oxígeno en la sangre .....	48
3.1.6.4	Transporte de CO <sub>2</sub> en la sangre .....	48
3.1.6.5	Mediciones del sistema respiratorio.....	49
3.2	Modelando el Sistema Respiratorio .....	51
3.2.1	Transporte de gas .....	52
3.2.2	Mecánica .....	53
3.2.3	Modelo de mecánica respiratoria normal durante respiración tranquila .....	55
3.2.4	Variables medibles en el sistema respiratorio.....	59
3.2.5	Medición del grado de flujo de gas.....	59
3.2.6	Requerimientos para medidores respiratorios de flujo de gas .....	60
3.3	Modelos básicos del respirador.....	61
3.3.1	Sistemas físicos.....	62
3.3.2	Sistemas neumáticos .....	63
a.	Resistencia neumática .....	63
b.	Capacitancia neumática .....	64
c.	Inertancia neumática .....	65
3.3.3	Modelando sistemas neumáticos.....	67

3.4 Simulaciones en Matlab .....	69
3.4.1 Tanques .....	69
3.4.2 Pressure switch & check valve.....	69
3.4.3 Regulador .....	70
3.4.4 Solenoide proporcional .....	70
3.4.5 Solenoide nebulizador.....	71
3.4.6 Safety/check valve .....	71
3.4.7 BUV Pressure switch .....	72
3.4.8 Sistema BUV.....	73
<b>4. Pruebas al simulador .....</b>	<b>74</b>
4.1 Sistema principal.....	74
4.1.1 Tanques de aire y O <sub>2</sub> .....	75
4.1.2 Check valve & pressure switch.....	76
4.1.3 Regulador .....	77
4.1.4 Solenoide proporcional.....	79
4.1.5 Safety/check valve.....	80
4.1.6 BUV pressure switch.....	82
4.2 Sistema BUV (respaldo) .....	84
4.3 Sistema final.....	86
4.4 Simulación del pulmón .....	89
<b>5. Diseño del respirador .....</b>	<b>92</b>
5.1 Especificaciones del diseño.....	92
5.2 Procedimientos generales para seleccionar la programación.....	93
5.3 Panel de control.....	94
5.3.1 Sección configuración del ventilador .....	94
5.3.1.1 Controles del ventilador .....	95
5.3.1.2 Umbral de las alarmas.....	95
a . Limite de presión elevada .....	95
b.Presión de inspiración baja .....	95

d. Volumen tidal exhalado bajo.....	95
e. Volumen exhalado por minuto bajo .....	95
f. Volumen tidal.....	95
g. Rango de respiración .....	96
h. Flujo pico.....	96
i. O <sub>2</sub> % .....	96
5.3.2 Modos, submodos, formas de onda.....	96
5.3.2.1 Modos.....	96
a. CMV Ventilación continua mandataria .....	96
b. SIMV Ventilación sincronizada intermitente mandataria.....	96
c. CPAP Presión positiva continua del flujo de aire .....	96
5.3.2.2 Formas de onda.....	97
a. Cuadrada .....	97
b. Desacelerada .....	97
c. Seno.....	97
d. Nebulizador.....	97
e. 100% O <sub>2</sub> .....	97
5.3.3 Sección datos del paciente .....	98
5.3.3.1 Volumen exhalado.....	98
5.3.3.2 Presión de flujo de aire.....	98
5.3.3.3 PEEP/CPAP .....	98
5.3.3.4 Presión principal de flujo de aire .....	98
5.3.3.5 Presión de flujo pico .....	98
5.3.3.6 Presión de meseta.....	98
5.3.3.7 Rango BPM.....	99
5.3.3.8 Relación I:E .....	99
5.3.3.9 Volumen tidal .....	99
5.3.3.10 Volumen por minuto y minuto espontáneo.....	99
5.3.3.11 Indicadores del tipo de respiración .....	99

5.3.4 Sección estado del respirador.....	99
5.3.4.1 Limite de presión elevada.....	100
5.3.4.2 Volumen tidal exhalado bajo .....	100
5.3.4.3 Presión de O <sub>2</sub> de entrada baja .....	100
5.3.4.4 Presión baja de inspiración .....	100
5.3.4.5 Volumen exhalado por minuto bajo.....	100
5.3.4.6 Presión baja de aire de entrada.....	100
5.3.4.7 Bajo PEEP/CPAP.....	100
5.3.4.8 Rango de respiración elevado .....	100
5.3.4.9 Batería baja .....	100
5.3.4.10 Apnea .....	100
5.3.4.11 Escape en válvula de exhalación.....	101
5.3.4.12 Silencio de alarma.....	101
5.3.5 Modos de emergencia del respirador .....	101
5.3.5.1 Ventilación de apnea.....	101
5.3.5.2 Ventilación desconectada.....	101
5.3.5.3 Ventilación de soporte .....	101
5.4 Símbolos del equipo.....	103
5.5 Operación del respirador.....	107
5.5.1 Botones de membrana .....	107
5.5.1.1 Silencio de alarma .....	107
5.5.1.2 Restablecimiento de alarma .....	107
5.5.1.3 Congelar.....	107
5.5.1.4 Sostén inspiratorio .....	107
5.5.1.5 Sostén espiratorio.....	108
5.5.1.6 Respiración manual.....	108
5.5.1.7 Nebulizador sincronizado .....	108
5.5.1.8 100% O <sub>2</sub> .....	109
5.5.1.9 Bloqueo del panel .....	109
5.5.1.10 Aceptar.....	110
5.5.1.11 Cancelar .....	110

5.5.1.11 Cancelar.....	110
5.1.12 Encendido.....	110
5.6 Pantallas Principales del Respirador.....	111
5.6.1 Funciones Extendidas.....	111
a. Eventos.....	112
b. Datos transductor.....	112
c. Pruebas transductor.....	112
d. Versión.....	112
e. Fecha/Hora.....	113
f. Calibración monitor FIO2.....	113
g. Configuración respirador.....	113
h. Volumen minuto bajo OFF desactivado.....	113
i. Bloqueo de panel.....	113
j. Monitor de FIO2.....	113
k. Unidades de medida de altitud.....	113
l. Programación de la altitud.....	113
m. Botones de idioma.....	113
5.6.2 Selección del paciente.....	114
5.6.3 Configuración del respirador.....	114
5.6.3.1 Humidificador activo.....	115
5.6.4 Identificación del paciente.....	115
5.6.5 Configuración del tipo y modo de ventilación.....	116
5.6.5.1 Modos de ventilación disponibles.....	116
a. Volumen A/C.....	116
b. Presión A/C.....	116
c. Volumen SIMV.....	117
d. Presión SIMV.....	117
e. CPAP / PSV.....	117
f. APRV / Bifásico.....	117
g. PRVC A/C.....	117
h. PRVC SIMV.....	117



i. NPPV A/C.....	117
j. NPPV / SIMV .....	117
k. NPPV / CPAP PSV .....	117
5.7 Características físicas de los componentes .....	118
5.7.1 Circuito paciente.....	118
5.7.2 Elementos necesarios para instalar el respirador.....	119
5.7.2.1 Fuente de alimentación .....	119
5.7.2.2 Oxígeno presurizado.....	119
5.7.2.3 Oxígeno a bajo flujo.....	119
5.7.2.4 Suministro de oxígeno presurizado.....	119
5.7.3 Instalación de la parte delantera del respirador.....	120
5.7.3.1 Conexión del diafragma de espiración y del cuerpo de la válvula.....	120
5.7.3.2 Conexión del sensor de flujo de orificio variable .....	121
5.7.3.3 Conexión del circuito paciente.....	122
5.7.3.4 Conexión de un nebulizador.....	122
5.7.3.5 Sensor de oxígeno .....	123
5.7.3.6 Conexión de las fuentes de oxígeno.....	124
5.7.3.7 Conexión de una manguera de oxígeno a alta presión .....	124
5.7.3.8 Conexión de las tubuladuras de oxígeno a baja presión.....	124
5.7.3.9 Conexión del sistema de aviso al personal de enfermería.....	125
5.8 Requerimientos de mantenimiento.....	125
5.8.1 Limpieza .....	125
5.8.1.1 Limpieza de superficies externas.....	126
5.8.1.2 Limpieza de los accesorios y partes del respirador .....	126
a. Accesorios .....	126
b. Método de limpieza para el montaje de la válvula expiratoria.....	126

c. Para limpiar el cuerpo de la válvula expiratoria, el sensor de flujo y el diafragma .....	126
5.8.2 Esterilización .....	127
5.8.2.1 Método de esterilización.....	127
5.8.3 Mantenimiento periódico recomendado.....	128
5.8.4 Pruebas de verificación de funcionamiento.....	129
5.8.5 Mantenimiento de las baterías .....	130
5.8.6 Prioridad de utilización .....	130
5.8.6.1 Indicadores de estado de las baterías .....	131
5.8.6.2 Alarmas acústicas de estado de baterías .....	131
5.8.6.3 Fallo de carga.....	132
5.8.6.4 Fusibles.....	132
5.8.6.5 Fusibles de las baterías .....	132
5.8.6.6 Fusibles de la fuente de alimentación de CA .....	132
5.8.6.7 Sustitución de los fusibles de CA.....	133
5.9 Análisis Económico .....	135
<b>6. Conclusiones .....</b>	<b>142</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>144</b>
<b>Apéndice A.....</b>	<b>145</b>
<b>Apéndice B.....</b>	<b>146</b>

## Índice de Figuras

Fig. 1.1 Pulmón de acero (espiroesfera).....	7
Fig 1.2 Generador de presión mediante pistón.....	8
Fig. 1.3 Pulmón de acero (ventilador con presión negativa para la inspiración y positiva para la espiración).....	9
Fig. 1.4 Sala de respiradores artificiales .....	9
Fig. 1.5 Fase inspiratoria en un ventilador de presión positiva.....	10
Fig. 1.6 Fase espiratoria en un ventilador de presión positiva .....	11
Fig. 2.1 Respirador de anestesia.....	14
Fig. 2.2 Respirador de transporte .....	14
Fig. 2.3 Respirador de cuidado critico en pacientes neonatales.....	15
Fig. 2.4 Respirador de cuidado critico pediátrico- adulto .....	16
Fig. 2.5 Equipo de respiración artificial.....	19
Fig. 2.6 Diagrama de bloques funcionales de un respirador artificial .....	20
Fig. 2.7 Diagrama de bloques de un respirador artificial .....	25
Fig. 2.8 Diagrama del respirador artificial Puritan Benett 7200 .....	27
Fig. 2.9 Modo de ventilación controlada .....	29
Fig. 2.10 Modo de ventilación asistida / controlada .....	29
Fig. 2.11 Modo de ventilación mandatoria intermitente .....	30
Fig. 2.12 Modo de ventilación mandatoria intermitente sincronizada.....	31
Fig. 2.13 Modo de ventilación presión de soporte .....	32
Fig. 2.14 Explicación de la ley de Poiseuille .....	33
Fig. 2.15 Modo de ventilación control de presión .....	34
Fig. 2.16 Diagrama de una Válvula Check .....	35
Fig. 2.17 Diagrama de un solenoide proporcional .....	35
Fig. 2.18 Diagrama de una válvula reguladora de presión.....	36
Fig. 2.19 Diagrama de un Jet Ventura.....	37
Fig. 3.1 Diagrama del sistema respiratorio .....	39
Fig. 3.2 Sistema respiratorio .....	40

Fig. 3.3 Diagrama del proceso de la respiración.....	41
Fig 3.4 Diagrama de bloques simplificado del control de la respiración.....	42
Fig 3.5 El efecto en la sangre de $P_{CO_2}$ y $P_{O_2}$ en el rango normal de respiración .....	43
Fig. 3.6 Volúmenes de aire pulmonar importantes para el diagnostico clínico .....	44
Fig. 3.7 Representación del sistema pulmonar.....	52
Fig 3.8 Modelo eléctrico del pulmón .....	54
Fig 3.9 Sistema Neumático de presión.....	67
Fig. 3.10 Sistema eléctrico análogo .....	68
Fig. 3.11 Simulación en Matlab de los tanques .....	69
Fig. 3.12 Simulación en Matlab del pressure switch y de la check valve.....	69
Fig. 3.13 Simulación en Matlab del regulador.....	70
Fig. 3.14 Simulación en Matlab de los solenoides proporcionales .....	70
Fig. 3.15 Simulación en Matlab del solenoide nebulizador.....	71
Fig. 3.16 Simulación en Matlab de la safety check valve.....	71
Fig. 3.17 Simulación en Matlab del BUV pressure switch.....	72
Fig. 3.18 Simulación en Matlab del sistema BUV.....	73
Fig.4.1 Representación en Mat lab del sistema principal.....	75
Fig.4.2 Grafica de la señal proporcionada por el tanque de aire.....	75
Fig.4.3 Grafica de la señal proporcionada por el tanque de $O_2$ .....	76
Fig.4.4 Representación en Mat lab de la check valve & pressure switch .....	76
Fig.4.5 Nivel de $O_2$ que estará pasando a la siguiente etapa a la entrada del regulador .....	76
Fig.4.6 Nivel de aire que estará pasando a la siguiente etapa a la entrada del regulador .....	77
Fig.4.7 Representación en Mat lab del regulador .....	77
Fig.4.8 Nivel de aire fijado por el regulador.....	78
Fig.4.9 Nivel de $O_2$ fijado por el regulador.....	78
Fig.4.10 Representación en Mat lab del solenoide proporcional .....	79
Fig.4.11 Nivel de la mezcla entregada por el solenoide proporcional .....	80
Fig.4.12 Representación en Mat lab del Safety/check valve .....	81
Fig.4.13 Forma de onda producida por el respirador .....	81

Fig.4.14 Representación en Mat lab del BUV pressure switch.....	82
Fig.4.15 Forma de onda errónea debido a una falla presentada en el solenoide proporcional .....	83
Fig.4.16 Forma de onda errónea debido a que no se tiene señal de ningún tipo.....	83
Fig.4.17 Forma de onda errónea debido a disturbios presentes en la señal final.....	84
Fig.4.18 Representación en Mat lab del sistema BUV .....	84
Fig.4.19 Forma de onda entregada por el sistema de respaldo (valores preestablecidos).....	85
Fig.4.20 Representación en Mat lab del sistema final .....	86
Fig.4.21 Forma de onda final acondicionada para poder ser suministrada al paciente .....	87
Fig.4.22 Forma de onda teórica del modo de un respirador operando como controlador .....	88
Fig.4.23 Ampliación de la forma de onda obtenida por simulación en Mat lab.....	88
Fig.4.24 Forma de onda teórica del proceso de la respiración.....	89
Fig.4.25 Representación en Mat lab del pulmón.....	90
Fig.4.26 Forma de onda obtenida de la simulación del proceso de la respiración.....	91
Fig. 5.1 Posiciones del interruptor de alimentación.....	110
Fig. 5.2 Pantalla de selección de pantallas .....	111
Fig. 5.3 Menú de funciones extendidas.....	112
Fig. 5.4 Pantalla de selección del paciente.....	114
Fig. 5.5 Pantalla de configuración del respirador .....	114
Fig. 5.6 Pantalla de identificación del paciente.....	115
Fig. 5.7 Pantalla de selección de modo.....	116
Fig. 5.8 Montaje del circuito del paciente.....	118
Fig. 5.9 Diafragma de espiración .....	120
Fig. 5.10 Alineación del cuerpo de la válvula.....	120
Fig. 5.11 Ajuste del cuerpo de la válvula.....	121
Fig. 5.12 Conexión del sensor de flujo .....	121
Fig. 5.13 Conexiones del circuito paciente.....	122
Fig. 5.14 Icono que indica uso de nebulizador.....	122

Fig. 5.15 Conexión de los tubos del nebulizador.....	123
Fig. 5.16 Conexión de la manguera de O <sub>2</sub> a alta presión.....	124
Fig. 5.17 Conexión de los tubos de oxígeno a baja presión.....	124
Fig. 5.18 Retirar la cubierta protectora del cable de alimentación .....	133
Fig. 5.19 Retirar el soporte del fusible haciendo palanca .....	133
Fig. 5.20 El soporte de los fusibles con las lengüetas metálicas mirando hacia arriba .....	134

## Índice de Tablas

Tabla. 3.1 Presiones parciales de gases respiratorios en el aire (Los valores que aparecen entre paréntesis son las concentraciones en porcentaje).....	45
Tabla 3.2 Coeficientes de solubilidad (valores de $\alpha$ ) de gases respiratorios a 37°C y 1 atm de presión .....	46
Tabla 3.3 Presiones y tensiones parciales en mm de Hg de oxígeno, CO <sub>2</sub> y agua en el aparato respiratorio .....	48
Tabla 3.4 Comparación del contenido calculado con el contenido real (en ml/100ml) de oxígeno, CO <sub>2</sub> y nitrógeno en la sangre.....	49
Tabla 5.1 Fusibles de la fuente de alimentación de CA.....	133

## **Lista de Acrónimos.**

<b>PC</b>	Computadora personal
<b>VM</b>	Ventilación mecánica
<b>EPOC</b>	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
<b>PS</b>	Presión de soporte
<b>MMV</b>	Volumen Minuto Mandatorio
<b>IPPV</b>	Ventilación Intermitente con Presión Positiva
<b>CMV</b>	Ventilación Continua Mandatoria
<b>CPAP</b>	Presión positiva de flujo de aire
<b>SIMV</b>	Ventilación Sincronizada Intermitente Mandatoria
<b>PEEP</b>	Presión Final Positiva de Expiración
<b>MMV</b>	Volumen Minuto Mandatorio
<b>IMV</b>	Ventilación Mandatoria Intermitente
<b>APRV</b>	Ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas
<b>TV</b>	Volumen Tidal
<b>IRV</b>	Volumen Inspiratorio de Reserva
<b>ERV</b>	Volumen Expiratorio de Reserva
<b>VC</b>	Capacidad Vital
<b>RV</b>	Volumen residual
<b>FRC</b>	Capacidad Funcional Residual
<b>TLC</b>	Capacidad Pulmonar Total
<b>PFT</b>	Examen de la función pulmonar
<b>ICU</b>	Unidad de cuidados intensivos
<b>BUV</b>	Ventilación de soporte
<b>IHC</b>	Intercambiador de Humedad y Calor
<b>BTPS</b>	Presión Saturada y Temperatura del cuerpo.

## Introducción

Actualmente el índice demográfico del país continúa siendo mayor que uno, por lo que la población aún aumenta considerablemente. Consecuentemente, la demanda de una mejor atención médica, tanto en las instituciones de salubridad pública como en hospitales del sector privado aumenta a un ritmo aún mayor. Es por esto que se requiere de equipo médico de diagnóstico y de atención especializada con la más alta tecnología para poder desarrollar así una medicina preventiva y curativa que brinde una mayor esperanza de vida que esté al alcance de la gran mayoría de los mexicanos.

Por otro lado el área biomédica adquiere mayor importancia cada día, ya que se ha observado que en otros países incluyendo a México, existe una continua investigación en lo referente a instrumentación biomédica, obteniendo así beneficios como lo son el contar con mejores equipos para salvar vidas y consecutivamente mayor calidad en los servicios de atención médica. Es evidente que se requiere de suficientes conocimientos para desarrollar equipos de calidad que sean seguros para el paciente como para el médico que los utiliza. Los equipos de los hospitales y clínicas hoy en día son fundamentales para prestar servicios de atención médica de calidad, esto hace que sus costos sean exageradamente elevados, que solo algunos hospitales cuenten con ellos y que los manuales que los acompañan además de ser muy técnicos vienen en otros idiomas, lo que dificulta a los operadores un óptimo manejo de los equipos. Es muy importante que se plantee el desarrollo de una industria mexicana capaz de producir suficientes equipos a un menor costo para todas las clínicas y hospitales del país.

Dentro de los elementos con los que actualmente cuenta la industria biomédica, está el respirador artificial, utilizado para el tratamiento de pacientes en estado crítico. El respirador artificial aún genera cierto temor en el médico del área de cuidados intensivos, la razón, es que al utilizar este equipo se reemplaza parcial o totalmente la función pulmonar del paciente, convirtiéndose en ese momento el respirador en uno de los actores principales del cual depende la vida del mismo.



La mezcla de mangueras, válvulas y de circuitos electrónicos parece confundir a los médicos y al personal de enfermería que comienzan a utilizar estos equipos, por lo que en la mayoría de los casos aprenden a través de consejos y enseñanzas que les aportan los compañeros que poseen más experiencia.

Por ello la intención al realizar el presente trabajo ha sido el proporcionar un diseño de un respirador de cuidados intensivos para pacientes pediátricos y adultos que satisfagan los mínimos requerimientos médicos, además de poder lograr que en este diseño se realicen las funciones de monitoreo y control de los signos vitales desde una computadora personal (PC), recibiendo todos los registros en un ambiente gráfico, tratando de minimizar la electrónica de interfase al respirador.

Todo esto orientado a disminuir los costos sin reducir la calidad y funciones principales de los sistemas más modernos y que dicho diseño pueda ser utilizado en cualquier tipo de clínicas y hospitales sin importar en que región del país se localicen dichas dependencias.

Podemos realizar una división de este trabajo en seis capítulos claramente diferenciados:

El primer capítulo consiste en una breve introducción de lo que es la ventilación mecánica y de su corta pero vertiginosa historia y evolución.

El segundo capítulo enumera los tipos de respiradores artificiales que existen donde se establecen formalmente las funciones principales y términos referentes al uso y operación de los ventiladores mecánicos, al conocimiento de su mecánica y neumática (presiones, volúmenes, flujos, FIO<sub>2</sub> trigger, PEEP, etc.), así como los modos ventilatorios de uso más común hoy en día. También describe los dispositivos primarios por los que esta conformado un equipo de respiración artificial.

El tercer capítulo consiste en un repaso de la anatomía, fisiología y física que se relacionan directamente con el aparato respiratorio, a la obtención de los modelos matemáticos del paciente y el respirador, utilizando las ecuaciones de los componentes todo con el fin de lograr una simulación del comportamiento del respirador durante su operación en MATLAB.

El cuarto capítulo se dedica a lo referente a las pruebas que se le realizan al simulador, se explican cada una de las pruebas realizadas a los módulos que constituyen el respirador propuesto así como del comportamiento integral del mismo.

En el quinto capítulo se describe el diseño propuesto, El modo de operación, se exponen las especificaciones del diseño (globales y para componentes), las propuestas de solución, características físicas de los componentes, los requerimientos de mantenimiento y el análisis económico.

En el último capítulo se exponen las conclusiones que se obtuvieron del presente trabajo, además de exponer la viabilidad del diseño propuesto y discutir sobre los objetivos planteados al inicio de este trabajo.

## Capítulo 1

### La ventilación mecánica

Hoy día se salvan las vidas de una gran cantidad de pacientes gracias a la ayuda de la ventilación mecánica, ya que sin esta sería imposible el mantenimiento de pacientes graves, principalmente cuando existe una disfunción de órganos vitales

La ventilación mecánica se hace necesaria cuando se tiene que sustituir la respiración durante el tiempo suficiente para que el propio sistema respiratorio del paciente sea capaz de realizar su función normal.

Otras causas que llevan a un paciente a depender de la VM en una Unidad de Cuidados Intensivos son: La E.P.O.C. (Enfermedad pulmonar obstructiva crónica) en su fase de reagudización; Neumonías; Traumatismo torácico; Enfermedades del tallo cerebral (hemorragias traumatismos, etc. ); Trastornos neuromusculares (Poliomielitis, Síndrome de Guillain\_Barré, Miastenia grave, etc. ); Lesiones medulares; Enfermedades cardiovasculares y post operatorio inmediato en cirugía extracorpórea, torácica y otras que por su importancia y envergadura, no es recomendable la reversión de los efectos anestésicos y la extubación inmediatamente después de la cirugía, estos pacientes que suelen ser trasladados a Unidades de Cuidados Intensivos, continúan dependiendo de la VM hasta que en función de criterios gasométricos, del nivel de conciencia y mantenimiento de los reflejos, se decide la extubación o destete.

Podríamos denominar la VENTILACIÓN MECÁNICA como un procedimiento de sustitución temporal de la función respiratoria normal, y se emplea en situaciones en que ésta, por diversos motivos, no cumple los objetivos fisiológicos que le son propios, y tal procedimiento es ejercido por medio de los Ventiladores Mecánicos.

## **1.1 Historia y evolución de la ventilación mecánica.**

No hay ningún acto humano más íntimamente ligado a la vida que el sencillo acto de respirar. Por eso no es de extrañar que tan pronto como se empezó a estudiar la fisiología del aparato respiratorio, se dieran también los primeros intentos por lograr simular artificialmente la respiración.

La respiración artificial, llamada también ventilación mecánica (VM), es una técnica de apoyo artificial de la respiración, utilizada desde el siglo XIX, y cuyo objetivo es suplir las funciones de la inspiración (el diafragma y los músculos respiratorios se expanden, creando en el interior de los pulmones una presión inferior a la atmosférica, lo que da lugar a la entrada del aire en el interior de los pulmones) y de la expiración (cuando sucede prácticamente lo contrario a la inspiración: el diafragma y los músculos respiratorios se comprimen creando una presión superior a la atmosférica y dando lugar a la salida o expulsión del aire a la atmósfera).

Cuando un paciente no puede desarrollar estas funciones espontáneamente (por motivos ajenos a él, como puede ser el uso de relajantes musculares, o por patologías propias, ya sean fisiológicas o neurológicas), el uso de la ventilación mecánica se convierte en necesidad. En estas circunstancias las deficiencias sufridas por el paciente pueden ser superadas con éxito utilizando los llamados respiradores o ventiladores, quienes sustituirán de forma parcial o total la función respiratoria que el paciente no puede llevar a cabo por sí mismo de manera satisfactoria.

Por lo tanto podemos decir que el objetivo de la ventilación mecánica es lograr mantener al paciente con la función respiratoria en las mejores condiciones posibles, durante el tiempo necesario para corregir la causa que origina su trastorno respiratorio.

## 1.2 Los inicios de la ventilación mecánica.

Entre los primeros antecedentes relacionados con la ventilación mecánica de los que tenemos constancia, hay que destacar los experimentos llevados a cabo por un médico suizo conocido como **Paracelso**. Si bien sus principales éxitos los obtuvo en experimentos relacionados con la anestesia, en 1532 utilizó un tubo rígido colocado en la boca de un paciente recién fallecido para insuflar aire con un fuelle. En 1543 **Andreas Versalius** consiguió conectar la tráquea de un perro a un sistema de fuelles consiguiendo mantener la función respiratoria del animal y así lograr mantenerlo con vida durante un tiempo.

El científico **Juan Mayow** en 1670 consiguió demostrar que el aire que entraba en los pulmones aumentaba la cavidad torácica. Incluso llegó a construir un artificio que consistía en un fuelle en cuyo interior había una vejiga, impidiendo que el aire dentro de la vejiga estuviera en contacto con el aire exterior.

Estos y algunos otros intentos de insuflar aire de forma “invasiva” fueron perdiendo fuerza e interés mientras que los métodos “no invasivos” de presión negativa fueron adquiriendo cada vez más importancia.

## 1.3 Ventilación por presión negativa.

Podemos definir la ventilación por presión negativa como el método de ventilación en el cual la superficie externa de la caja torácica del paciente se expone a una presión negativa durante la inspiración. Esta presión negativa causa la expansión del tórax lo que conlleva en el interior de los pulmones una diferencia de presión con respecto al ambiente, provocando la entrada de aire hacia los pulmones (reproduciríamos así el acto de la inspiración). Para reproducir el acto de la expiración, deberemos hacer cesar la presión negativa en el exterior de los pulmones.

Esto provocará la salida del aire de forma pasiva, al intentar el diafragma y los músculos respiratorios relajarse. Algunos equipos de los que hablaremos mas adelante administran presión positiva para facilitar el proceso. No fue hasta un Siglo XIX cuando realmente empezó el interés médico por mantener artificialmente la función respiratoria mediante métodos de presión negativa, utilizando como primer dispositivo eficaz el llamado pulmón de acero.

### 1.3.1 Pulmón de acero.

En 1876, en París, el **Dr. Woillez** construyó el primer prototipo o el primer pulmón artificial más o menos práctico llamado espirosfera, compuesto por un habitáculo donde se introducía, mediante una cama deslizante, al paciente acostado, apoyando su cabeza sobre un soporte y ajustándole a nivel del cuello un manguito de goma con el objeto de hacer que dicho habitáculo quedase estanco. Mediante un gran fuelle y de forma manual, se generaba una presión negativa en el interior del habitáculo. Una característica curiosa de esta espirosfera consistía en una barra de material ligero que descansaba sobre el pecho del paciente y que con su movimiento de subida y bajada, permitía comprobar visualmente la expansión y contracción de los pulmones.

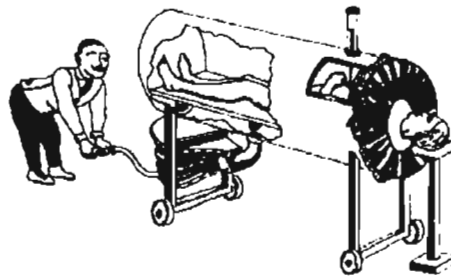


Fig. 1.1 Pulmón de acero (espirosfera)

Con el tiempo se fueron llevando a cabo nuevas investigaciones dando lugar al que fue considerado verdaderamente el primer pulmón de acero. Este dispositivo fue desarrollado en 1928 por **Philip Drinker** y **Louis Shaw**, de la Harvard Medical School, que trabajaron por encargo de la New York Consolidated Gas Company.

Su trabajo dio como resultado un dispositivo muy voluminoso y pesado, formado por un habitáculo que a intervalos regulares generaba en su interior presiones negativas (en la inspiración) y presiones positivas (en la expiración). Al igual que en la espiroesfera el cuerpo de paciente (excepto la cabeza) quedaba en el interior del habitáculo perfectamente sellado alrededor de cuello. La presión se generaba por medio de un pistón neumático. Este respirador significó un gran éxito en la lucha contra la polio a finales de los años veinte.

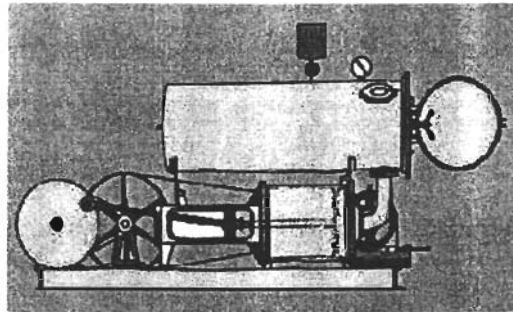


Fig 1.2 Generador de presión mediante pistón

No todos los dispositivos o respiradores artificiales de presión negativa eran de tipo llamados “pulmón de acero”, también se desarrollaron de tipo "coraza": colocada en el pecho y conectada mediante un tubo flexible al generador que producía la presión negativa intermitentemente, muy difícil de adaptar al paciente, poco eficaz y su principal ventaja radica en un menor tamaño, peso y sobre todo accesibilidad al paciente.

Otro tipo de modelo era el llamado “bath cabinet”, el paciente estaba sentado con todo el cuerpo dentro del habitáculo excepto la cabeza, en este caso la fuente era un sistema de vacío que el paciente accionaba manualmente desde el interior conmutando una válvula al sistema de vacío para la inspiración y a la atmósfera para la expiración.

La epidemia de la poliomielitis (que deterioraba la capacidad de los pacientes de respirar paralizando los músculos del diafragma) surgida en algunos países, dio lugar a un número elevado de pacientes a depender de la respiración mecánica, por lo tanto eso suponía una mayor fabricación, estudio y perfeccionamiento del pulmón de acero.

En 1931 **John Emerson** fue el precursor de este perfeccionamiento hasta tal punto que su modelo se convirtió en el estándar para todos los respiradores artificiales de este tipo. Este pulmón de acero era bastante más silencioso, usaba el fuelle para crear cambios de presión accionado por un motor eléctrico, por lo tanto más rápido de ejecución, y con la opción de funcionamiento manual en caso de fallo de la corriente eléctrica

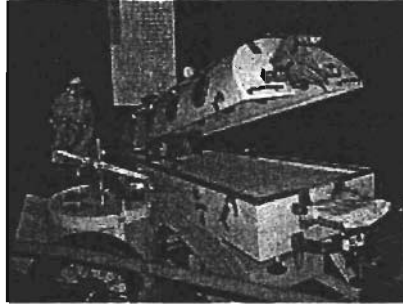


Fig. 1.3 Pulmón de acero (ventilador con presión negativa para la inspiración y positiva para la espiración)



Fig. 1.4 Sala de respiradores artificiales

A medida que se fueron haciendo estudios se demostró la deficiencia de este tipo de dispositivos. Estas deficiencias estaban relacionadas principalmente con hiperventilación y con el inadecuado intercambio gaseoso, con la consiguiente retención de carbónico y la subsiguiente necesidad de suministro de oxígeno. Diversas investigaciones realizadas con animales demostraron también importantes cambios hemodinámicos cuando la ventilación era con presión negativa; estos cambios eran menos significativos cuando se utilizaba ventilación con presión positiva.



## 1.4 Ventilación con presión positiva

La epidemia de poliomielitis en Dinamarca en 1952 marcó el comienzo de la ventilación mecánica con presión positiva. La ventilación por presión positiva consiste en crear una diferencia de presión desde el inicio de las vías aéreas con respecto a los pulmones, o más concretamente con respecto a los alvéolos, durante la inspiración se genera un flujo de aire hacia el interior de las vías aéreas, el flujo inspirado cesa dependiendo de las características del respirador; una vez finaliza la inspiración se inicia la expiración de forma pasiva por la acción de la presión elástica del sistema respiratorio.

Un año mas tarde **Lassen** comprueba que en los pacientes tratados con respiradores de presión positiva, el nivel de mortalidad es muy inferior a los tratados con presión negativa. Desde entonces el uso de este tipo de respiración fue ganando popularidad relegando a la respiración con presión negativa a casos muy concretos.

### 1.4.1 Respiradores de presión positiva.

Los respiradores de Newcastle, llamados también los respiradores de la poliomielitis, fueron los primeros prototipos utilizados para este tipo de respiración. Consistían básicamente en una bolsa de plástico colocada entre un soporte fijo y otro móvil a los que se le colocaba un peso para variar el volumen de la bolsa, al otro lado del soporte móvil había un imán encargado de abrir la válvula, dependiendo si estaba en la fase inspiratoria o expiratoria.

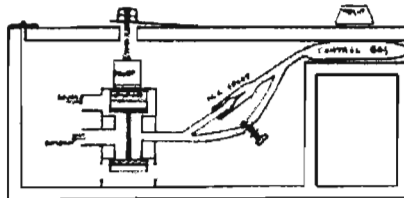


Fig. 1.5 Fase inspiratoria en un ventilador de presión positiva

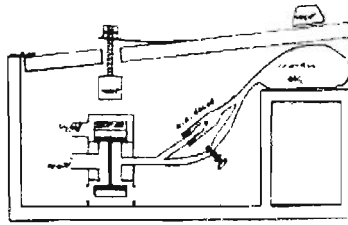


Fig. 1.6 Fase espiratoria en un ventilador de presión positiva

En 1952, un médico sueco de nombre **Engstrom**, (considerado hoy en día como uno de los padres de la ventilación por presión positiva), diseñó y construyó un respirador que fue usado para los pacientes que sufrían poliomielitis durante la epidemia de Dinamarca.

Las autoridades de la vecina Suecia decidieron continuar con la fabricación de este ventilador al observar que todos los pacientes con escasez respiratoria debido a la epidemia podrían ser tratados mediante respiración mecánica usando los respiradores de Engstrom.

Durante los siguientes años se produjo una gran evolución y desarrollo en los respiradores de presión positiva con la aparición de nuevas modalidades en la forma de aplicar la ventilación, lo que llevó a dividir a los respiradores mecánicos en diferentes categorías.

## Capítulo 2

### Los respiradores artificiales

#### 2.1 El equipo de respiración artificial.

Como parte de los cuidados intensivos, los pacientes a menudo requieren respiración asistida, un respirador artificial puede ser usado para proveer aire enriquecido en oxígeno y / o aire medicado al paciente a una temperatura controlada.

La respiración asistida se puede utilizar en cualquiera de las dos circunstancias:

- Respiración controlada por tiempo mecánicamente

Se utiliza en pacientes que no pueden respirar por si mismos, provee inspiración y expiración con rangos fijos y por ciertos intervalos de tiempo

- Respiración artificial.

Se brinda a pacientes a los que se les dificulta la respiración pues por su misma condición física presentan cierta resistencia al paso del aire.

#### 2.2 Funciones básicas.

Las funciones básicas de un respirador pueden dividirse de la siguiente manera:

- Proveer gas al paciente según determinadas condiciones de volumen, presión, flujo y tiempo.
- Acondicionar el gas que se entrega al paciente, filtrándolo y modificando su temperatura y humedad
- Entregar medicación que se incorpora por vía inhalatoria.
- Monitorear la ventilación del paciente y su mecánica respiratoria.

- Proveer sistemas de seguridad para ventilar al paciente en caso de que se presenten situaciones anormales.
- Avisar al operador, a través de sus sistemas de alarma audiovisual, que se ha presentado alguna condición diferente de la esperada o deseada.
- Facilitar al personal tratante ciertas funciones auxiliares que lo ayuden en la realización de determinadas maniobras vinculadas con la ventilación del paciente.
- Elaborar la información que maneja y mostrarla de manera adecuada al operador o enviarla a sistemas periféricos conectados al equipo.

## 2.3 Tipos de respiradores

Considerando el tipo de aplicación, los respiradores se pueden clasificar de la siguiente manera:

- De anestesia.
- De transporte.
- De alta frecuencia.
- De uso domiciliario.
- De cuidado crítico en pacientes neonatales.
- De cuidado crítico en pacientes pediátricos y adultos
- Equipos que utilizan presiones negativas extratorácicas.

Según su evolución histórica, los respiradores pueden clasificarse en:

- Primera generación (neumáticos).
- Segunda generación (controlados electrónicamente, pero sin microprocesadores).
- Tercera generación (controlados electrónicamente por microprocesadores).

### 2.3.1 Respirador de anestesia.

Son unidades muy sencillas que en general están adosadas o en algunos casos integradas al aparato de anestesia. Dado que el médico que maneja estos equipos está presente durante todo el término de la asistencia respiratoria mecánica y que se realiza un cuidadoso monitoreo del paciente a través de equipos independientes de los respiradores, éstos no poseen muchas alarmas. Los ventiladores de anestesia se utilizan durante períodos cortos, por lo cual no

incluyen aquellos modos respiratorios normalmente utilizados para destete (proceso en el que el paciente abandona el uso de la máquina para retornar a su función respiratoria natural).

Existen, sin embargo, algunos que incorporan **presión de soporte** y **volumen minuto mandatorio MMV** como instrumentos que facilitan al paciente la recuperación de su respiración espontánea luego del proceso anestésico.

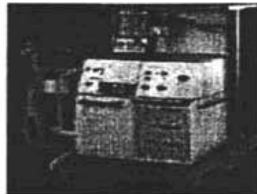


Fig. 2.1 Respirador de anestesia

### 2.3.2 Respiradores de transporte.

Los ventiladores de transporte se subdividen en aquellos usados en traslados cortos, ya sea en situaciones de emergencia o para uso intra-hospitalario, y aquellos necesarios para traslados prolongados. Los primeros se caracterizan por ser en general totalmente neumáticos, de pequeño tamaño, liviano y muy sencillo de utilizar. Su capacidad de monitoreo es sumamente limitada y su funcionamiento depende de la provisión de aire y/u oxígeno a alta presión desde una fuente externa. Los respiradores usados en transportes prolongados, en cambio, son en general equipos cuyo funcionamiento no depende de una fuente de aire comprimido, sino que son accionados eléctricamente mediante fuentes externas o baterías incorporadas a la unidad.

Poseen monitores de presión y sistemas de alarma que los hacen muy seguros; además, disponen de varios modos respiratorios que permiten un uso muy flexible.



Fig. 2.2 Respirador de transporte

### 2.3.3 Respiradores de alta frecuencia.

Este grupo de respiradores se presenta como alternativa a los tradicionales. Si bien durante las últimas décadas se han realizado gran cantidad de estudios aplicando este tipo de unidades, que generan inspiraciones de muy bajo volumen a frecuencias muy superiores a las normales (hasta 3000 ciclos por minuto), su utilización se mantiene en la actualidad limitada a algunos casos particulares en los que sí ha demostrado tener ventajas respecto de la ventilación convencional.

### 2.3.4 Respiradores de uso domiciliario.

Los equipos para uso en el hogar se asemejan a los utilizados en transportes prolongados, pero son más sencillos dado que se emplean sin la presencia continua de un operador adiestrado. No incluyen sistemas internos para enriquecimiento de oxígeno y, en caso de requerirse el aporte adicional de este gas, se incorpora mediante fuentes de baja presión que se conectan a la unidad a través de sistemas de reservorio donde se realiza la mezcla con el aire.

### 2.3.5 Respirador de cuidado crítico en pacientes neonatales.

Estas unidades son cicladas por tiempo y limitadas por presión. Es decir, los períodos inspiratorios y espiratorios son controlados por temporizadores y limitados por los valores máximos de presión medidos en las vías aéreas. Utilizan flujo gaseoso continuo que reduce el tiempo de respuesta del respirador ante la detección de respiraciones naturales del bebé. La incorporación de monitoreo de volumen y otros parámetros de uso corriente es muy reciente en este tipo de unidades.



Fig. 2.3 Respirador de cuidado crítico en pacientes neonatales.

### 2.3.6 Respirador de cuidado crítico pediátrico- adulto.

Son los respiradores más complejos que existen en la actualidad, con gran capacidad de monitoreo, alarmas audiovisuales muy completas y una importante variedad de modos respiratorios.

En la fotografía se puede observar un moderno respirador que se utiliza en las áreas de cuidado crítico pediátricas y para adultos. Es el modelo 7200ae de la empresa Puritan Bennett. Este ventilador tiene todas sus funciones controladas por microprocesador y muestra los distintos parámetros a través de una pantalla adosada al mismo. Además posee interfase RS-232C para comunicarse con otros dispositivos. Se le pueden agregar módulos opcionales que incrementan las, de por sí numerosas, características de este equipo.

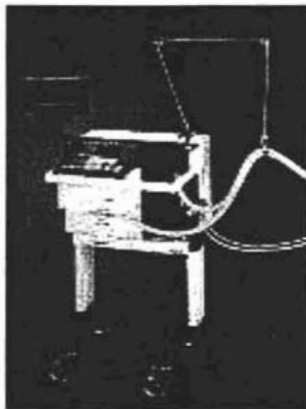


Fig 2.4 Respirador de cuidado critico pediátrico- adulto

### 2.3.7 Equipos que utilizan presiones negativas extra-torácicas.

Todos los equipos citados anteriormente pertenecen a un grupo de respiradores denominado de **IPPV** (Intermittent Positive Pressure Ventilation). Es decir, aquellos que generan presión positiva en forma intermitente en la vía aérea (durante la inspiración). Existen también equipos que aplican una presión negativa extratorácica.

Cuando se trata de personas que han perdido la capacidad de utilizar sus músculos respiratorios, tal como sucede con ciertas víctimas de la poliomielitis, lo más que se puede hacer es mantener su respiración, aun cuando no podamos devolverles la movilidad. Por esto, el primer respirador artificial, el pulmón de acero, era una máquina bastante grande, dentro de la cual tenía que permanecer el paciente periodos de tiempo con frecuencia bastante largos.

El tipo primitivo era, en esencia, una especie de ataúd en el que se colocaba al paciente, de tal forma que su cabeza salía por un extremo a través de un cuello herméticamente cerrado. Entonces, la función de la musculatura respiratoria era estimulada mediante alteraciones de la presión dentro de la caja. Al reducir la presión se hacía que el tórax del paciente se expandiese, succionando de esta forma el aire a través de la nariz y la boca. Al elevar la presión hasta el nivel atmosférico, el tórax se comprimía expulsando el aire de nuevo.

Muchas personas han permanecido vivas dentro de respiradores de este tipo a lo largo de muchos años y se consiguieron fabricar modelos que les permitiesen un cierto grado de movilidad: Corazas, ponchos, portalungs. Su principal ventaja es la no invasividad, aunque son más complejos de adaptar al paciente y, según los modelos, provocan disturbios en el sistema circulatorio.

## 2.4 Según la evolución tecnológica.

En las últimas cuatro décadas han sucedido importantes cambios en la tecnología de los equipos utilizados para asistir la respiración humana.

En el inicio de los años sesenta los equipos de **IPPV** tenían como sus principales exponentes a los fabricados por Bird (serie Mark) y Puritan Bennett (modelo PR2). A estos equipos que conformaron lo que podríamos denominar primera generación de respiradores se les conectaron otros dispositivos tales como mezcladores aire-oxígeno, espirómetros de fuelle, alarmas de desconexión y compresores de aire, en un intento por agregar mayores funciones a una tecnología que no alcanzaba a satisfacer las necesidades de los usuarios.

A fines de la década de los setentas aparecieron otros equipos, de tecnología superior, que suelen reconocerse como de segunda generación, cuyo primer y principal exponente fue el ventilador MA-1 de Puritan Bennett.



Debido a que estos equipos no conformaban completamente a operadores y fabricantes, la década de los setentas transcurrió con estos últimos intentando agregarles nuevas funciones.

Aparecieron entonces unidades que permitían utilizar otros modos respiratorios, tales como **IMV**, **SIMV** y **CPAP**. Los modelos más utilizados en esa época fueron el Servo 900 de Siemens (Alemania), el modelo 560 de Ohio (Estados Unidos), el modelo 2000 de Engström (Suecia), los MA-1 y MA-2 de Puritan Bennett (Estados Unidos). Sin embargo, todos los agregados y modificaciones llevados a cabo no permiten describir al conjunto de equipos resultante como una nueva generación tecnológica. De hecho, utilizaban la misma tecnología que las primeras máquinas de su generación y, a todas luces, esta tecnología presentaba importantes limitaciones.

Fue en la década de los ochentas en la que se produjo una importante transformación en la tecnología aplicada a los respiradores, y con ello un sorprendente cambio en las técnicas de ventilación y en el monitoreo de los pacientes bajo asistencia respiratoria mecánica.

La utilización de microprocesadores, modernas válvulas de provisión de gases y sensores de flujo permitieron este cambio. Quedó determinada de este modo una tercera generación de equipos.

## **2.5 Modos de operación del respirador.**

### **CMV ( Continuous Mandatory Ventilation )**

Ventilación continúa mandatoria, inicia cuando el respirador comienza a funcionar, se comienza a suministrar aire al paciente.

### **CPAP ( Continuous Positive Airway Pressure)**

Presión positiva continua del flujo del aire, la respiración es espontánea, hasta que el operador del equipo interviene, lo espontaneidad de las respiraciones es determinada por el mismo paciente. Sin embargo, la mezcla de aire y oxígeno es determinado por la programación del operador en el ventilador.

### **SIMV ( Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation )**

Ventilación intermitente sincronizada mandatoria, estas respiraciones pueden ser inicializadas por el respirador, el operador o el mismo paciente. Las respiraciones pueden ser espontáneas o controladas, si el paciente no tiene en su respiración un periodo de tiempo predeterminado, el respirador solo entregara el aire.

### **PEEP ( Positive End-Expiratory Pressure)**

La presión mantenida por el respirador hasta que el paciente pueda exhalar de nuevo.

### **APNEA**

El paciente ha dejado de respirar

### **SIGH**

Respiro dejado por el respirador que difiere en duración y presión a un valor nominal de respiro.

### **NEBULIZADOR**

Es un dispositivo que produce un spray fino que puede contener medicamento, en el aire que le es suministrado al paciente.



Fig 2.5 Equipo de respiración artificial

## 2.6 Equipos

En general, todos los respiradores existentes están compuestos por los mismos bloques funcionales. Lo que cambia de uno a otro es la tecnología utilizada para implementarlos. Tales bloques pueden observarse en el siguiente gráfico.

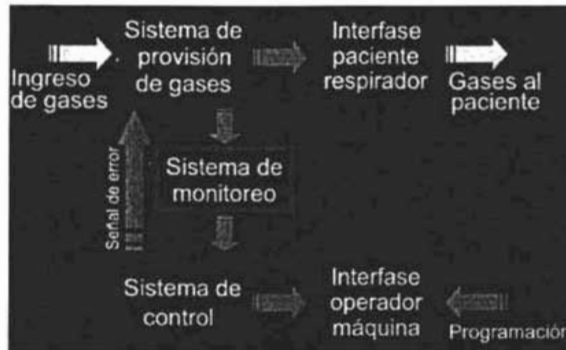


Fig. 2.6 Diagrama de bloques funcionales de un respirador artificial

### 2.6.1 Sistemas de control

Este sistema es el encargado de tomar las órdenes provenientes del operador, procesarlas y transformarlas en acciones concretas por parte del respirador. Es también el encargado de tomar y procesar la información enviada por los sensores, manejar las alarmas, decidir el uso de un sistema respiratorio de respaldo, etc. En resumen, gobierna todas las acciones del equipo. En los respiradores de primera generación el sistema de control está formado por elementos neumáticos, con todas las limitaciones que ello significa. En la generación siguiente se transformó en un conjunto de elementos electrónicos discretos, para convertirse finalmente en las potentes unidades actuales que contienen uno o más microprocesadores.

Los sistemas de control de los equipos microprocesados manejan el funcionamiento de la unidad siguiendo las instrucciones que el fabricante colocó en memorias ROM. Así, ante cada situación que pueda presentarse durante el funcionamiento del equipo, el sistema de control debe tener una indicación de cómo responder.

## 2.6.2 Sistemas de provisión de gases

Aunque compuesto en general por un conjunto de válvulas, reguladores de presión, restricciones, etc., el elemento fundamental del sistema de provisión de gases es aquel que maneja el flujo, volumen, tiempo y/o presión de cada ciclo respiratorio. En los respiradores de segunda generación uno de los sistemas más difundidos es el constituido por un fuelle que se encuentra dentro de una cámara. El gas que será entregado al paciente ingresa al fuelle, donde se mide su volumen.

Durante la inspiración se presuriza el espacio entre el fuelle y las paredes de la cámara, impulsándose el gas hacia el circuito paciente. Modificando la velocidad de compresión de la cámara varía el valor del flujo inspiratorio. Este dispositivo de control de volumen ha caído prácticamente en desuso, con excepción de los respiradores de anestesia, donde este sistema ha mostrado ser muy apropiado por razones de seguridad vinculadas con el uso de gases anestésicos inflamables.

Aún se utiliza, sin embargo, otro dispositivo que, al igual que el sistema de fuelle, actúa por control de volumen. Se trata del sistema de pistón. En éste, un pistón se desplaza dentro de un cilindro. El recorrido del pistón, durante la toma de gas previa a la inspiración, determina el volumen que se entregará al paciente. Un sistema de biela-manivela, gobernado por un motor eléctrico, acciona el pistón tanto durante la toma de gas como en la entrega al paciente durante la inspiración. En la actualidad este sistema es utilizado en respiradores de uso domiciliario (Life Care PLV-100, Puritan Bennett 2801).

En los respiradores de cuidados intensivos de última generación, el más difundido de los sistemas de provisión de gases es el que contiene solenoides proporcionales. Estos dispositivos pueden controlar el flujo de gas suministrado variando de manera muy precisa la apertura del orificio de ingreso de gas. Los solenoides proporcionales del respirador 7200 de Puritan Bennett, por ejemplo, tienen un orificio de algo más de 0.7 mm.

Variando la corriente entregada al bobinado del solenoide, se modifica la posición de la compuerta que gradúa el paso de gas por ese orificio. Esta compuerta puede ocupar más de 4000 posiciones distintas, regulando de esta manera el flujo de gas que pasa por el orificio con gran precisión. Así, el flujo de gas que pasa por el solenoide es proporcional a la corriente que se le entrega, de acuerdo con lo establecido por el sistema de control microprocesado.

Algunos respiradores utilizan dos solenoides proporcionales (uno para aire y otro para oxígeno), mientras que otros utilizan sólo uno, colocado después de un mezclador aire-oxígeno. Los equipos que utilizan dos solenoides proporcionales no necesitan mezclador.

Los respiradores más conocidos que utilizan solenoides proporcionales del tipo descrito son el Evita de Dräger, el Veolar de Hamilton, el Siemens 300 y el citado 7200ae de Puritan Bennett. Respiradores como el Bird 8400 y el Bear 1000 usan solenoides proporcionales pero asociados con un motor paso a paso que controla la apertura del orificio de paso de gas.

Otro sistema, capaz de controlar el flujo inspiratorio aún cuando la presión varía, es el de los motores paso a paso que controlan una válvula de tijeras. La presión del gas y la posición de la válvula determinan el flujo inspiratorio. Este sistema se emplea en el Servo 900 de Siemens.

Los sistemas comentados no son los únicos disponibles en la actualidad; hay equipos que utilizan distintas restricciones variables y otros que combinan un conjunto de válvulas de dos posiciones para controlar el flujo inspiratorio.

### **2.6.3 Sistema de monitoreo interno**

Los sistemas modernos de ventilación están dotados de sensores de flujo y presión que permiten controlar con gran exactitud su funcionamiento interno, asegurándose de que parámetros tales como volumen, frecuencia y presión en la vía aérea sean los normales teniendo en cuenta el modo respiratorio y demás valores programados por el usuario.

Esta característica hace a los respiradores mucho más seguros para el paciente, dado que es sumamente difícil que algo falle en el aparato sin que éste de aviso al usuario o active alguno de los sistemas de seguridad.

La mayor parte de los respiradores están provistos de sensores de presión de estado sólido. Los típicamente utilizados tienen una precisión de  $\pm [0.1 \text{ cm de agua} + 3\% \text{ del valor de la lectura}]$ . Esto significa que cuando se programa un valor de presión de 5 cm de agua, el rango de medición real es de  $[4.75 - 5.25]$  cm de agua. Sin embargo, esta precisión en la medición de presiones es bastante menor cuando el sensor funciona integrado al sistema de monitoreo del respirador.

## 2.6.4 Interfase operador - máquina

Esta es la sección de la máquina que emplea el operador para dar sus órdenes al sistema de control. A su vez, es la que utiliza el propio respirador para informar al usuario. Probablemente sea éste el aspecto más revolucionario introducido por los respiradores de última generación.

Las generaciones previas permitían la comunicación en un solo sentido (del operador al equipo), y era inexistente o muy elemental la información que el equipo ofrecía al operador. En los equipos modernos el sistema de control procesa la información que proviene del sistema de monitoreo y la entrega al usuario con un formato simple.

Este puede entonces comparar los resultados obtenidos con aquellos que esperaba obtener al programar el aparato, y a partir de esa operación, reprogramar la ventilación del paciente.

Probablemente lo único que se puede criticar a las interfases de los respiradores de cuidados críticos de última generación sea el aumento de su complejidad.- Despliegues gráficos en pantallas sensibles al tacto, gran cantidad de teclas, pantallas con información alfanumérica y gráfica son comunes en este tipo de unidades

## 2.6.5 Interfase paciente - respirador

Habitualmente denominada circuito paciente, es la que resulta más familiar a los usuarios. Sin embargo, es también la que produce la mayor parte de las complicaciones operativas, ya que en ella suelen producirse pérdidas, desconexiones, errores en el armado, etc.

Las funciones de esta interfase son:

- Conducir el gas a inspirar desde el respirador al paciente y luego llevar la mezcla espirada desde el paciente al respirador, donde se medirán su volumen, temperatura, etc., y luego se evacuará al ambiente.
- Acondicionar el gas inspirado. Aquí es donde se suele aumentar la temperatura del gas, agregarle humedad y filtrarlo.
- Monitorear ciertos parámetros de la ventilación. Algunos equipos miden el flujo y/o volumen del gas exhalado por el paciente, la presión en la vía aérea y la temperatura del gas inspirado, mediante la incorporación de sensores en este circuito.

## 2.6.6 Sistemas de seguridad

Probablemente uno de los puntos más criticables de los respiradores de generaciones anteriores sea su incapacidad de comunicar al operador la presencia de fallas. Peor aún, en la mayor parte de esos equipos resulta difícil reconocer el origen de aquellas fallas o eventos que sí son reconocidos por la unidad. De esta manera, el operador se encuentra frecuentemente con situaciones de alarma sin poder precisar qué las produce.

Este problema fue en buena medida solucionado en los equipos de última generación merced del agregado de más alarmas; este hecho, aunque paradójico, es fácil de comprender si se considera que con anterioridad una misma alarma podía ser activada ante la presencia de una variada gama de situaciones. Las máquinas actuales poseen más alarmas mucho más específicas, de manera que permiten al usuario identificar rápidamente su origen y, de resultar ello posible, realizar las correcciones necesarias.

Las situaciones de alarma no necesariamente se presentan ante fallas del respirador, también pueden ocurrir en caso de que determinado parámetro respiratorio del paciente varíe de tal manera que supere el valor umbral prefijado por el operador.

Así, por ejemplo, si el paciente está respirando en forma espontánea y por alguna causa aumenta su frecuencia respiratoria por encima del límite prefijado, el equipo dará aviso al operador.

Asociados a ciertos valores de alarma se encuentran algunos modos respiratorios de seguridad. Éstos varían de un equipo a otro, pero básicamente pueden ser descriptos como modos respiratorios alternativos que actúan en caso de que el paciente curse un período de apnea o haya una falla en el suministro de gas o electricidad de la unidad.

## 2.7 Funcionamiento

El diagrama de bloques de la figura 2.7 muestra el sistema de tubos flexibles y la unidad de respiración. El aire proviene del respirador pasa a través de un filtro bacterial y un humidificador durante la inspiración del paciente. Un nebulizador puede suministrar medicamento al aire. Este aire entonces presiona a la válvula I hacia arriba para cerrar el espirómetro y proporcionar aire al paciente.

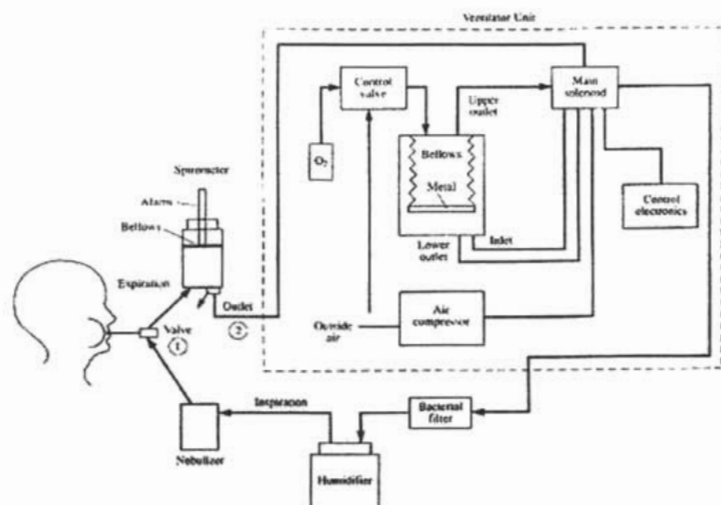


Fig. 2.7 Diagrama de bloques de un respirador artificial

Después de la inspiración, el aire es regresado por el respirador, la válvula 1 baja y el paciente exhala en la bomba de aire (acordeón), que mantiene su válvula de salida cerrada neumáticamente por el respirador. Durante el siguiente ciclo de inspiración, la válvula se vuelve a abrir, causando que la bomba (acordeón) se vacíe. Durante la exhalación del paciente, la dirección del aire dentro del sistema neumático es determinada por el solenoide principal, que cambia de estado por el sistema electrónico, mostrado en el diagrama de bloques.

El aire del cuarto es sacado del filtro del aire por el compresor principal y es mandado a través del solenoide principal para mantener cerrada la válvula de salida superior del dispositivo localizado dentro de la unidad. Después, el peso de la bomba de aire (acordeón) causa que el botón de la cámara de la válvula de salida se abra, como el solenoide principal manda el aire para cerrar la válvula de la cámara de la bomba del aire. El peso del dispositivo caído saca la mezcla enriquecida en oxígeno preparado para el ciclo de inspiración del paciente.

El oxígeno contenido en el aire fluye hacia la bomba de aire, dicho flujo es controlado por una válvula de control porcentual, que regula la resistencia hacia el aire del cuarto y el oxígeno asignado.



Al final de la exhalación del paciente, el sistema electrónico recorre el solenoide principal, con eso se inicia la parte de la inspiración del paciente en el ciclo.

Durante la inspiración del paciente, el compresor saca aire del cuarto por un filtro de aire y después por el solenoide principal. Esto presiona al botón de la válvula de la cámara interna de la bomba a que se abra y a que se cierre el botón de la válvula de salida de la cámara de la bomba. La presión alta en la cámara de la bomba comprime la bomba, forzando a abrir la válvula de salida superior determinada por el solenoide principal.

Esto permite que el oxígeno enriquecido pase a través del filtro bacterial hacia los tubos externos y después a los pulmones del paciente. Un control sensitivo monitorea la presión negativa necesaria para iniciar la inspiración cuando el respirador es usado con un paciente en el modo de ayuda.

Un compresor nebulizador puede sacar aire de la bomba y forzarlo por un aspirador para mezclar medicamento en el aire que inspira el paciente. Cuando la inspiración está completa, el solenoide principal cambia la dirección del aire neumáticamente para repetir el ciclo y así sucesivamente.

Este respirador puede ser operado usando aire comprimido del suministro del aire del hospital. En ese modo, se puede quitar el compresor interno del respirador, pudiendo así disminuir su tamaño; quitando el compresor también se reducen problemas en el control de ruido en el instrumento.

Un diagrama de bloques del respirador aparece en la figura 2.8. Este consiste de tres subsistemas: el compartimiento del motor compresor, de exhalación y neumático. El motor compresor es usado como una opción si el aire del hospital no está disponible o si la presión del aire es menor a 35 psi.

Una descripción más detallada del respirador se puede obtener utilizando la figura 2.8 donde una válvula de comprobación reduce la presión de la fuente de aire a un valor nominal de 10 psi. Una válvula solenoide proporcional ensamblada proporciona el aire y oxígeno mezclados para ser controlado por el sistema electrónico.

Otra válvula de comprobación CV3, dirige aire hacia el paciente durante el ciclo de inspiración. Durante la siguiente fase de espiración, el sistema electrónico abre la válvula de comprobación CV5 para proveer de un desahogo al aire que exhala el paciente.

En este caso, las válvulas operadas neumáticamente de respiradores antiguos han sido reemplazadas por válvulas controladas con electrónica basada en micro procesadores.

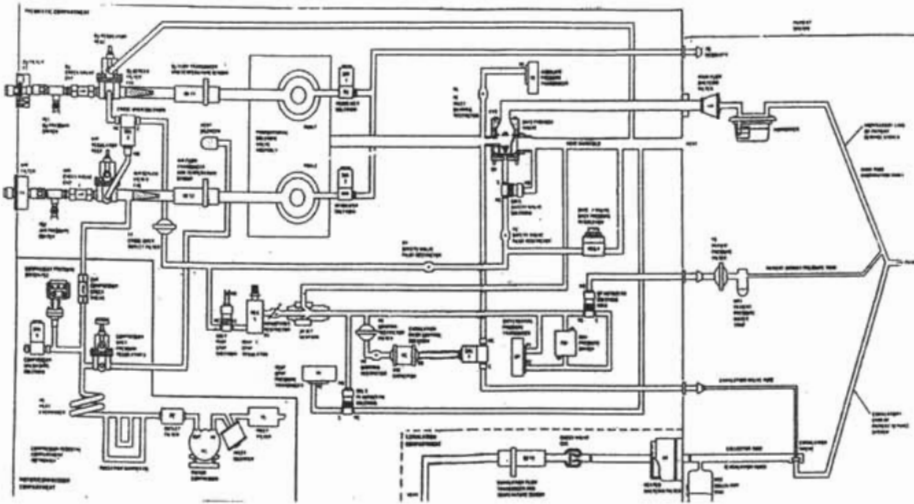


Fig. 2.8 Diagrama del respirador artificial Puritan Bennett 7200

## 2.8 Los modos ventilatorios

Los primeros respiradores mantenían la respiración del paciente de forma autoritaria (no tenían en cuenta los intentos de respiración natural del paciente). Por ello, se dice que eran **controladores**, y la mayoría de ellos tenía una relación Inspiración: Expiración (I:E) de 1:1. Luego, se agregaron mecanismos de asistencia y los respiradores fueron capaces de proveer respiraciones asistidas, funcionando como **asistentes**.

Algunos respiradores también fueron capaces de entregar respiraciones asistidas con un ritmo controlador de seguridad. Éstos se llamaron **asistentes/controladores**.

La **ventilación mandatoria intermitente** (IMV) fue introducida en la década de 1970 junto con la **ventilación mandatoria intermitente sincronizada** (SIMV). Con la IMV, el paciente recibe respiraciones mandatorias, limitadas por volumen, a intervalos temporizados. Las respiraciones mandatorias SIMV están sincronizadas con los esfuerzos inspiratorios del paciente.

Más tarde, se introdujo en Europa el **volumen minuto mandatorio** (MMV). Con MMV, el paciente debe respirar el volumen minuto preseleccionado en el equipo, sino el ventilador agregará a los esfuerzos del paciente, respiraciones mandatorias limitadas por volumen.

La **presión de soporte** apareció al mismo tiempo que el **control de presión**, el cual provee otros métodos respiratorios. La presión de soporte se creó para ayudar a vencer la resistencia de las vías aéreas y ayudar al paciente durante las respiraciones espontáneas. La ventilación con control de presión se introdujo para limitar el pico de presión durante la inspiración. El volumen entregado durante la ventilación puede variar, pero la presión media en las vías aéreas es controlada más eficazmente.

La **ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas** (APRV) apareció en la literatura en 1987. Con este tipo de respiración, el paciente respira sobre un valor de presión algo elevado. Este nivel se libera periódicamente, causando movimiento de gas fuera de los pulmones del paciente.

Actualmente, además de los citados previamente, existen varios modos respiratorios utilizados y en desarrollo. También existen modificaciones respiratorias que se pueden aplicar en los mismos. Los modos que se resumen en el presente documento son los más comunes.

## 2.8.1 Controlador

Como se mencionó previamente, el respirador controlador fue la primera forma de respiración mecánica. Hoy en día, algunos respiradores hogareños y de transporte se diseñan para actuar de esta manera. Un respirador del tipo controlador envía al paciente respiraciones cuya periodicidad y volumen de gas se encuentran prefijados.

La respiración controlada se emplea generalmente en pacientes que no pueden realizar esfuerzos inspiratorios propios, donde su volumen minuto debe ser entregado completamente por el equipo. Ejemplos de los pacientes en los que se utiliza son: pacientes neurológicos y aquellos con sobredosis de drogas.

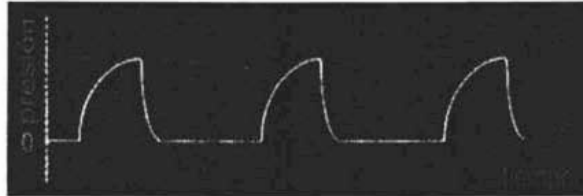


Fig. 2.9 Modo de ventilación controlada

### 2.8.2 Asistente, asistente / controlador

En general, los mecanismos asistentes se diseñan para medir caídas de presión en el circuito paciente, provocadas cuando el paciente intenta comenzar una inspiración, y entregar gas desde reservorios externos. Otros dispositivos, como los termistores, se han utilizado para sensar el flujo de gas como un método de detección de la intención del paciente por respirar. Luego, el mecanismo **asistente** entrega una señal a la **unidad de control** del respirador que iniciará una respiración limitada por volumen. Este tipo de respirador se denomina **asistente**. Debido a que el paciente inicia cada respiración causando una caída en la presión en las vías aéreas, se presentará una pequeña caída en la presión, por debajo de la línea base, al comienzo de cada inspiración.

Además, las respiraciones no ocurrirán a intervalos de tiempo precisos ya que el tiempo entre dichas respiraciones variará siguiendo los intentos inspiratorios del paciente.

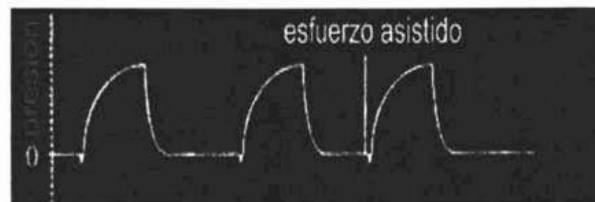


Fig. 2.10 Modo de ventilación asistida / controlada

Los respiradores asistentes también pueden actuar como controladores. Pueden ser capaces de proveer una frecuencia de control (de seguridad) menor a la propia del paciente. En caso de que la frecuencia del paciente disminuya notablemente o, peor aún, en caso de apnea (cuando se interrumpe la respiración natural) el respirador comenzará automáticamente a enviar respiraciones controladas.

Estos respiradores se llaman asistentes / controladores. En los ventiladores más modernos, la ventilación asistida/controlada se denomina también CMV (Continuous Mandatory Ventilation).

Los equipos asistentes /controladores se utilizan en muchas instituciones para soportes respiratorios por períodos cortos, frecuentemente para casos post-operatorios.

### 2.8.3 Ventilación mandatoria intermitente (IMV)

Este modo respiratorio fue creado para proveer respiraciones limitadas por volumen a una frecuencia prefijada, similar a las respiraciones controladas. La diferencia en la IMV es que el paciente es capaz de respirar espontáneamente entre las respiraciones controladas (inspirando desde un reservorio o sistema de demanda), como puede observarse en la gráfica.

La IMV, como modo respiratorio, agrega una nueva dimensión en el soporte respiratorio. Como el paciente colabora con una porción de su propia respiración, el proceso de destete comienza en el mismo momento que se coloca la ventilación mecánica. La frecuencia mandatoria puede reducirse progresivamente para aumentar la contribución del paciente hasta que él mismo suministre todo su volumen por minuto a través de respiraciones espontáneas.



Fig. 2.11 Modo de ventilación mandatoria intermitente

### 2.8.4 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV)

La respiración mandatoria intermitente sincronizada entrega respiraciones mandatorias al paciente en respuesta a sus esfuerzos respiratorios, de manera similar a las respiraciones asistidas. Durante parte de la respiración la máquina proveerá respiraciones mandatorias sincronizadas en respuesta a las caídas de presión (índice de los intentos inspiratorios naturales). Luego, el ventilador ignorará las señales provenientes desde el paciente, dejando que el mismo respire espontáneamente desde un reservorio o sistema de demanda.



Fig. 2.12 Modo de ventilación mandatoria intermitente sincronizada

Como en la IMV, la SIMV comienza el proceso de destete en el momento que el paciente se ubica en el respirador debido a que el mismo respira espontáneamente una porción de su volumen por minuto. La contribución del respirador puede disminuirse progresivamente. Hay que aclarar que, evidentemente, para utilizar este modo respiratorio el paciente debe poseer (o al menos intentar) respiraciones espontáneas.

### 2.8.5 Volumen minuto mandatorio (MMV)

El volumen minuto mandatorio o volumen minuto mínimo (MMV) se inventó para asegurar que el paciente reciba una mínima cantidad de respiración. Aunque los métodos varían de un respirador a otro, el objetivo es prefijar una cantidad de volumen minuto mínima, de manera que la porción de dicho volumen no respirada espontáneamente por el paciente sea entregada por el respirador en forma mandatoria.

La MMV se ha utilizado especialmente en pacientes que requieren respiración por períodos cortos, cuando se sabe que la porción de respiración propia del paciente aumentará en un relativamente corto período de tiempo, como en los casos post-operatorios o en las sobredosis de drogas.

### 2.8.6 Presión de soporte (PS)

La presión de soporte está disponible en la mayoría de los respiradores de última generación. Como la resistencia de las vías aéreas y de las tuberías artificiales puede ser un factor significativo en el destete del paciente, este método respiratorio puede ser muy valioso. La presión de soporte aporta gas a un nivel prefijado por encima del valor de PEEP durante las respiraciones espontáneas. Una vez que se detecta un esfuerzo inspiratorio, el respirador entrega una respiración presurizada. Cuando se alcanza el nivel de presión prefijado o el flujo cae por debajo de un valor determinado, finaliza la inspiración y el paciente exhala. La presión de soporte se basa en la **Ley de Poiseuille**.

Al disminuir el diámetro de las vías aéreas, como cuando se inserta en las mismas un conducto artificial o por causas fisiológicas, la resistencia al flujo gaseoso aumenta de manera importante.

Con la presión de soporte se incrementa teóricamente el gradiente de presión a través del tubo, si el gradiente de presión es lo suficientemente elevado, se contrarresta el efecto de la reducción del diámetro del conducto; por lo tanto no aumenta la resistencia.

La presión de soporte puede ser útil en pacientes difíciles de destetar debido a una debilidad en la musculatura respiratoria o en aquellos que poseen tubos endotraqueales. Además, este modo respiratorio es de utilidad en pacientes pediátricos a causa de la disponibilidad de pequeños diámetros de los tubos endotraqueales

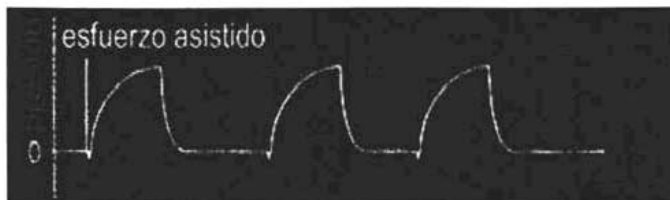


Fig. 2.13 Modo de ventilación presión de soporte

### 2.8.6.1 Ley de Poiseuille

La siguiente expresión

$$\phi = \frac{\pi R^4}{8\eta L} \Delta P$$

Nos da el flujo de un fluido  $\phi$  ( $\text{cm}^3 \text{s}^{-1}$ ) de viscosidad  $\eta$  a través de un tubo de radio  $R$  y longitud  $L$  entre cuyos extremos se establece una diferencia de presiones  $\Delta P$ .

Consideremos ahora un fluido viscoso que circula en régimen laminar por una tubería de radio interior  $R$ , y de longitud  $L$ , bajo la acción de una fuerza debida a la diferencia de presión existente en los extremos del tubo.

$$F = (p_1 - p_2) \pi r^2$$

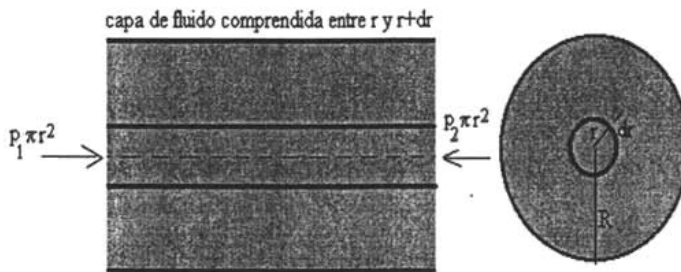


Fig. 2. 14 Explicación de la ley de Poiseuille

Sustituyendo  $F$  en la fórmula (1) y teniendo en cuenta que el área  $A$  de la capa es ahora el área lateral de un cilindro de longitud  $L$  y radio  $r$ .

$$\frac{(p_1 - p_2) \pi r^2}{2 \pi r L} = -\eta \frac{dv}{dr}$$

El signo negativo se debe a que  $v$  disminuye al aumentar  $r$ .

La ecuación de Poiseuille es válida sólo para el régimen laminar, es decir, cuando la diferencia de presiones es pequeña.



### 2.8.7 Control de presión

La respiración con control de presión se introdujo como un método para controlar el pico de presión aplicado en las vías aéreas durante la respiración mecánica. De manera distinta a la presión de soporte, el valor prefijado de presión se mantiene constante hasta que finaliza la inspiración. Esencialmente, se genera una meseta (plateau) de presión hasta que finaliza el tiempo inspiratorio.

La teoría es que esta meseta permite llenar con gas todas las unidades pulmonares, mejorando el intercambio gaseoso.

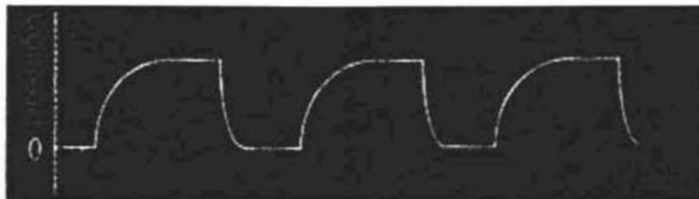


Fig. 2. 15 Modo de Ventilación Control de presión

### 2.8.8 Ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas (APRV)

Este modo respiratorio ha aparecido en los últimos años como una manera de controlar la presión media en las vías aéreas. Se coloca al paciente en una línea base de presión elevada y se le permite respirar espontáneamente. Periódicamente, se libera la presión. Con los métodos convencionales de respiración, se aumenta la presión por encima de la línea base para proveer las respiraciones mecánicas. Con la APRV, la caída de presión desde la línea base permite que el paciente exhale más gas. Cuando se recupera el nivel de presión base, el paciente es ventilado con gas adicional.

## 2.9 Dispositivos primarios

### 2.9.1 Válvulas de retención (Check Valves)

Las válvulas de retención se utilizan para prevenir el flujo de algún fluido (líquido o gas) en una dirección y permitir el flujo en otra dirección, solamente por medio de un resorte y una válvula. Las válvulas de retención son utilizadas comúnmente cuando se requiere entregar una tasa constante de flujo para un análisis exacto.

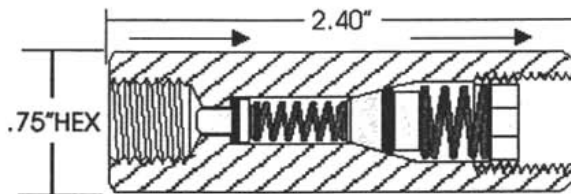


Fig. 2. 16 Diagrama de una válvula check

### 2.9.2 Solenoides proporcionales

Son embobinados que tienen un diámetro de algo más de 0.7 mm. Variando la corriente eléctrica entregada al embobinado del solenoide, se modifica la posición de la compuerta que gradúa el paso del gas por ese orificio. Esta compuerta puede ocupar mas de 400 posiciones distintas, regulando de esta manera el flujo de gas que pasa por el orificio con gran precisión. Así el flujo de gas que pasa por el solenoide es proporcional a la corriente que se le entrega.

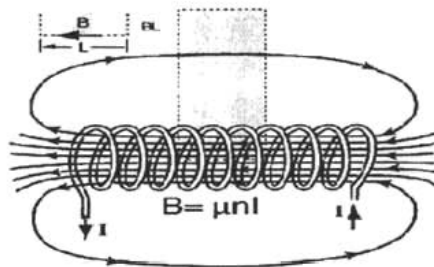


Fig. 2. 17 Diagrama de un Solenoide Proporcional

### 2.9.3 Válvulas reguladoras de presión

La función primordial de un regulador es la de reducir presiones elevadas en un gas dentro de un conducto a un nivel de presión mas bajo utilizable. Cuando un resorte grande se abate por la rotación del maneral, la barra de la válvula baja, permitiendo que el aire fluya del lado primario al secundario. Si la presión en el lado secundario se eleva, el diafragma será empujado hacia arriba. En un paso que tiende a cerrar el conducto de aire. De esta manera se controla la presión en el lado secundario que se mantiene constante.

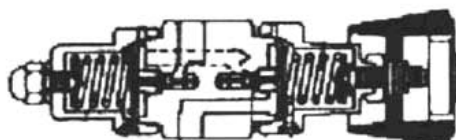


Fig. 2. 18 Diagrama de una Válvula Reguladora de Presión

### 2.9.4 Capacitor de Aire

Es un capacitor variable estable y exacto de aire previsto para utilizarse cuando se requiere de continuamente ajustar el valor de su capacitancia. Uno de sus aplicaciones mas importantes es en las mediciones de puentes de CA.

### 2.9.5 Jet Venturi

Se utilizan para el retiro de partículas sólidos en flujos bajos de gas y en condiciones de absorción de gas, proporcionan capacidad casi infinita de apagado y crean su propia trayectoria eliminando así la necesidad de un ventilador en la mayoría de los usos. Un inyector de alta presión con un volumen aspira el gas a través de la unidad.

En la garganta del inyector, la desintegración del líquido en gotitas crea un área superficial grande para que la absorción del gas ocurra. Las partículas sólidas debajo de 1 micrón de tamaño también se son removidas a través del impacto que se tiene con las gotitas. Estos depuradores pueden ser arreglados en serie para aumentar eficacias de remoción.

Se utilizan para la eliminación de emisiones que se obtienen de los procesos, de los recipientes, reactores y respiraderos de tanque de almacenaje, Recolectar las partículas sólidas de los gases a bajo flujo y la absorción de los diferentes gases sin la necesidad de un ventilador.

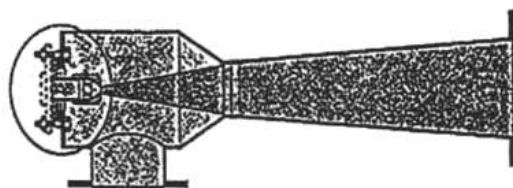


Fig. 2. 19 Diagrama de un Jet Venturi

### 2.9.6 Dispositivos de detección y transductores

La medición de magnitudes mecánicas, térmicas, eléctricas y químicas se realiza empleando dispositivos denominados sensores y transductores. El sensor es sensible a los cambios de la magnitud a medir, como una temperatura, una posición o una concentración química. El transductor convierte estas mediciones en señales eléctricas, que pueden alimentar a instrumentos de lectura, registro o control de las magnitudes medidas. Los sensores y transductores pueden funcionar en ubicaciones alejadas del observador, así como en entornos inadecuados o impracticables para los seres humanos. Algunos dispositivos actúan de forma simultánea como sensor y transductor.

## Capítulo 3

### Modelos matemáticos

#### 3.1 Sistema respiratorio

La respiración es un proceso involuntario y automático, en que se extrae el oxígeno del aire inspirado y se expulsan los gases de desecho con el aire expirado.

El aire se inhala por la nariz, donde se calienta y humedece. Luego, pasa a la faringe, sigue por la laringe y penetra en la traquea. A la mitad de la altura del pecho, la traquea se divide en dos bronquios que se dividen de nuevo, una y otra vez, en bronquios secundarios, terciarios y, finalmente, en unos 250.000 bronquiolos.

Al final de los bronquiolos se agrupan en racimos de alvéolos, pequeños sacos de aire, donde se realiza el intercambio de gases con la sangre. Los pulmones contienen aproximadamente 300 millones de alvéolos, que desplegados ocuparían una superficie de 70 metros cuadrados, unas 40 veces la extensión de la piel.

La respiración cumple con dos fases sucesivas, efectuadas gracias a la acción muscular del diafragma y de los músculos intercostales, controlados todos por el centro respiratorio del bulbo raquídeo. En la inspiración, el diafragma se contrae y los músculos intercostales se elevan y ensanchan las costillas. La caja torácica gana volumen y penetra aire del exterior para llenar este espacio. En las figuras 3.1 y 3.2 se muestran los principales componentes del sistema respiratorio

Durante la expiración, el diafragma se relaja y las costillas descienden y se desplazan hacia el interior. La caja torácica disminuye su capacidad y los pulmones dejan escapar el aire hacia el exterior. Proporciona el oxígeno que el cuerpo necesita y elimina el dióxido de carbono o gas carbónico que se produce en todas las células.

Consta de dos partes:

- Vías respiratorias
- Pulmones

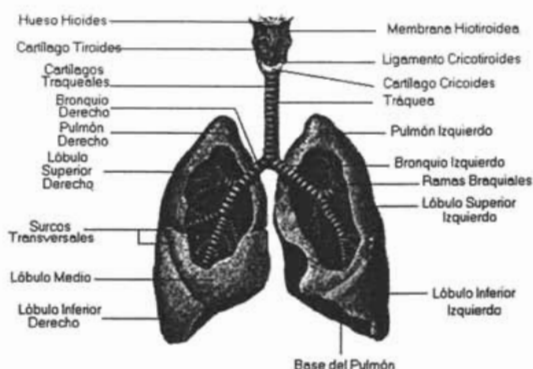


Fig. 3.1 Diagrama del sistema respiratorio

### 3.1.1 Las vías respiratorias

Están formadas por la boca y las fosas nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los bronquiolos.

La laringe es el órgano donde se produce la voz, contiene las cuerdas vocales y una especie de tapón llamado epiglotis para que los alimentos no pasen por las vías respiratorias.

La tráquea es un tubo formado por unos veinte anillos cartilagosos que la mantienen siempre abierta, se divide en dos ramas: los bronquios.

Los bronquios y los bronquiolos son las diversas ramificaciones del interior del pulmón, terminan en unos sacos llamadas alvéolos pulmonares que tienen a su vez unas bolsas más pequeñas o vesículas pulmonares, están rodeadas de una multitud de capilares por donde pasa la sangre y se purifica y se realiza el intercambio gaseoso.

### 3.1.2 Los pulmones

Los pulmones son dos masas esponjosas de color rojizo, situadas en el tórax a ambos lados del corazón, el derecho tiene tres partes o lóbulos; el izquierdo tiene dos partes.

La pleura es una membrana de doble pared que rodea a los pulmones.

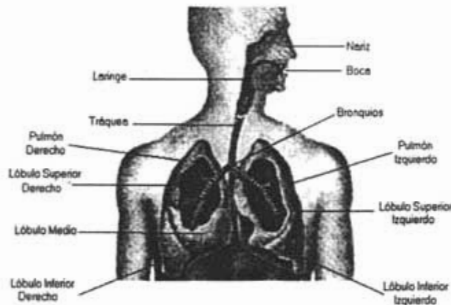


Fig. 3.2 Sistema respiratorio adulto

### 3.1.3 La respiración

Consiste en tomar oxígeno del aire y desprender el dióxido de carbono que se produce en las células.

Tienen tres fases:

1. Intercambio en los Pulmones.
2. El transporte de gases.
3. La respiración en las células y tejidos.

#### 3.1.3.1 El intercambio en los pulmones

El aire entra en los pulmones y sale de ellos mediante los movimientos respiratorios que son dos:

En la inspiración el aire penetra en los pulmones porque estos se hinchan al aumentar el volumen de la caja torácica. Lo cual es debido a que el diafragma desciende y las costillas se levantan. Como se muestra en la figura 3.3.

En la espiración el aire es arrojado al exterior ya que los pulmones se comprimen al disminuir de tamaño la caja torácica, pues el diafragma y las costillas vuelven a su posición normal.

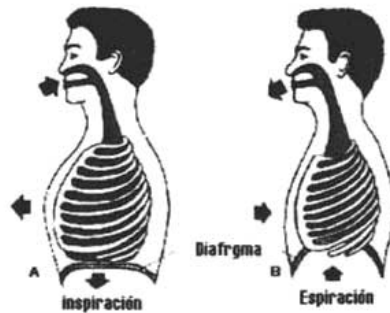


Fig. 3.3 Diagrama del proceso de respiración normal

Respiramos unas 17 veces por minuto y cada vez introducimos en la respiración normal  $\frac{1}{2}$  litro de aire. El número de inspiraciones depende del ejercicio, de la edad etc. la capacidad pulmonar de una persona es de cinco litros. A la cantidad de aire que se pueda renovar en una inspiración forzada se llama capacidad vital; suele ser de 3.5 litros.

Cuando el aire llega a los alvéolos, parte del oxígeno que lleva atraviesa las finísimas paredes y pasa a los glóbulos rojos de la sangre. Y el dióxido de carbono que traía la sangre pasa al aire, así la sangre venenosa se convierte en sangre arterial esta operación se denomina hematosis.

### 3.1.4 Transporte de los gases

El oxígeno tomado en los alvéolos pulmonares es llevado por los glóbulos rojos de la sangre hasta el corazón y después distribuido por las arterias a todas las células del cuerpo.

El dióxido de carbono es recogido en parte por los glóbulos rojos y parte por el plasma y transportado por las venas cavas hasta el corazón y de allí es llevado a los pulmones para ser arrojado al exterior.

#### 3.1.4.1 La respiración de las células

Toman el oxígeno que les lleva la sangre y/o utilizan para quemar los alimentos que han absorbido, allí producen la energía que el cuerpo necesita y en especial el calor que mantiene la temperatura del cuerpo humano a unos 37 grados.



### 3.1.5 Monitoreo de la función pulmonar

Durante el proceso de la respiración, la contracción de los músculos que intervienen en la respiración como el diafragma y los músculos intercostales, entre las costillas expanden el tórax, creando una presión negativa en el pulmón, llenándolo de aire "rico en oxígeno". El alveolo intercambia  $O_2$  por  $CO_2$  en la sangre que fluye dentro del pulmón. La sangre que sale estimula las células sensitivas de  $CO_2$ , llamadas receptoras de  $CO_2$  en las arterias que están cerca de la carótida.

Estas células, junto con la células receptoras, mandan impulsos nerviosos hacia la medula oblongada, región cerebral, la salida de este impulso cerebral es retroalimentada hacia los músculos respiratorios, los cuales controlan todos los rangos respiratorios, mediciones de presiones parciales de  $CO_2$ , llamadas  $P_{CO_2}$ , presiones parciales de  $O_2$  llamadas  $P_{O_2}$ , nos muestran que los rangos de respiración son controlados por estos factores.

Un incremento de  $P_{CO_2}$  incrementa el rango de respiración,  $CO_2$  es un desperdicio producto de la respiración, que necesariamente debe ser expulsado fuera de los pulmones conforme estos se inflan, por el contrario si  $P_{O_2}$  se incrementa, el rango de respiración disminuye, en este caso, la demanda de aire rico en oxígeno decrementa. Estos procesos se ilustran por medio de un diagrama de bloques mostrado en la figura 3.4

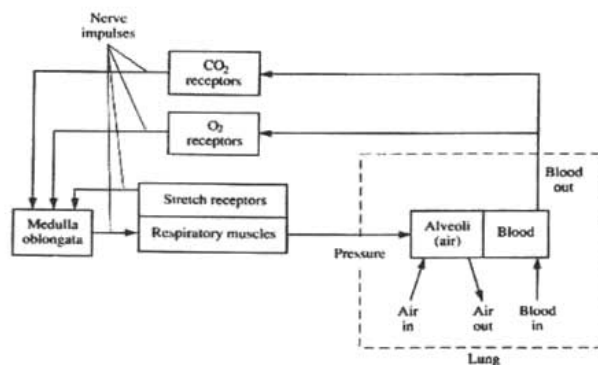


Fig 3.4 Diagrama de bloques mostrando las principales señales del sistema respiratorio<sup>2</sup>

<sup>2</sup> ASTON, RICHARD "Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement" Pág. 372

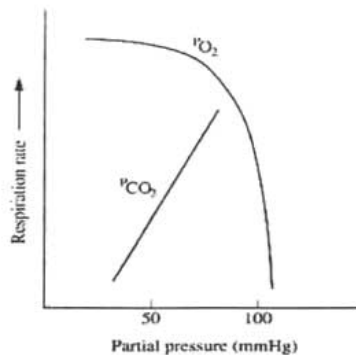


Fig 3.5 El efecto en la sangre de  $P_{CO_2}$  y  $P_{O_2}$  en el rango normal de respiración

Para diagnosticar enfermedades pulmonares como el enfisema pulmonar o bronquitis, los doctores necesitan medir los volúmenes de aire y la presencia de estos fluidos en el cuerpo. Estas mediciones son realizadas comúnmente por espirómetros y pletismógrafos.

Dichas mediciones se definen comúnmente así:

**TV** – Volumen Tidal ( Tidal Volume ) , el volumen de aire intercambiado en una respiración relajada ( condiciones normales ). Nominalmente 0.6 lts.

**IRV** – Volumen Inspiratorio de Reserva ( Inspiratory Reserve Volume ), el aire adicional que puede ser inhalado con el máximo efecto de inspiración sobre una inspiración relajada. Nominalmente 3 lts.

**ERV** – Volumen Expiratorio de Reserva ( Expiratory Reserve Volume ), el aire adicional que puede ser exhalado con el máximo efecto de expiración debajo de una expiración relajada. Nominalmente 1.2 lts.

**VC** – Capacidad Vital ( Vital Capacity ) el volumen total de aire que puede intercambiarse. Nominalmente 5 lts.

**RV** – Volumen residual ( Residual Volume ) el aire que normalmente permanece en el pulmón. Nominalmente 1 lts.

**FRC** – Capacidad Funcional Residual ( Functional Residual Capacity ) la cantidad de aire residual en el pulmón después de una expiración relajada. Nominalmente 2.2 lts.

**TLC** – Capacidad Pulmonar Total ( Total Lung Capacity ). Nominalmente 6 lts.

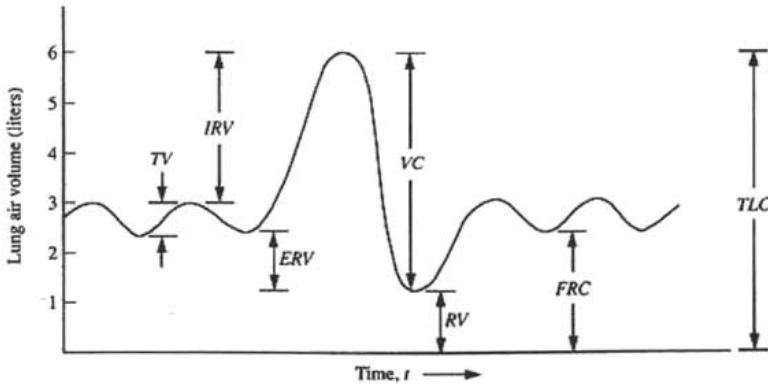


Fig. 3.6 Volúmenes de aire pulmonar importantes para el diagnóstico clínico.<sup>3</sup>

### 3.1.6 Química de la respiración

El término respiración se aplica en este contexto al intercambio de dos gases, oxígeno y bióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ), entre el cuerpo y su ambiente. La respiración puede dividirse en cuatro procesos principales:

1. Ventilación pulmonar, es decir la entrada y salida de aire entre la atmósfera y los alvéolos.
2. La difusión de oxígeno y  $\text{CO}_2$  entre los alvéolos y la sangre.
3. El transporte de oxígeno y  $\text{CO}_2$  de un lado a otro de las células del organismo a través de la sangre.
4. La regulación de la ventilación.

<sup>3</sup> ASTON, RICHARD "Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement" Pág. 373

### 3.1.6.1 Eventos químicos y fisiológicos que afectan la difusión de oxígeno y bióxido de carbono

En un día despejado y fresco, el aire atmosférico contiene 78.62 % de nitrógeno, 20.84 % de oxígeno, 0.04 % de bióxido de carbono y 0.5 % de agua ( porcentajes en masa ). En una mezcla de gases en el aire, cada gas ejerce su presión parcial. Por ejemplo, la presión parcial de oxígeno al nivel de mar sería de 20.84 % de la presión total de 760 mm Hg, o 159 mm Hg.

Sin embargo, cuando el aire atmosférico es aspirado, para el momento en que ha llegado a los alvéolos ha sido saturado con agua en la fase de gas. Puesto que el vapor de agua tiene masa, ocupa espacio y la presión de los pulmones al final de la inspiración será la de la atmósfera (760 mm Hg); se deduce que las presiones parciales de los otros componentes del aire inspirado deben reducirse en forma apropiada. A 37 °C, la presión del vapor de agua es de 47 mm Hg, un número importante de recordar.

Por lo tanto, la suma de las presiones parciales de los otros componentes del aire debe contribuir a 760 menos de 47, o 713 mm Hg. En el cuadro se demuestran las presiones parciales de los gases respiratorios en el aire atmosférico y en el aire humedecido a 37 °C.

	mm Hg				
	N <sub>2</sub>	O <sub>2</sub>	CO <sub>2</sub>	H <sub>2</sub> O	Total
Aire atmosférico	597.0 (78.62)	159.0 (20.84)	0.3 (0.04)	3.7 (0.50)	760.0
Aire humedecido	563.4 (74.09)	149.3 (19.67)	0.3 (0.04)	47.0 (6.2)	760.0
Aire alveolar	569.0 (74.9)	104.0 (13.6)	40.0 (13.6)	47.0 (6.2)	760.0
Aire espirado	566.0 (74.5)	120.0 (15.7)	120.0 (15.7)	47.0 (6.2)	760.0

Tabla. 3.1 Presiones parciales de gases respiratorios en el aire (Los valores que aparecen entre paréntesis son las concentraciones en porcentaje)

En la interfase de líquido-gas, el número de moléculas de gas que entran en fase líquida será igual finalmente al número de moléculas de gas disueltas que abandonan la fase líquida y entran en la fase gaseosa, un estado conocido como **estado de equilibrio estable**.

En el equilibrio, la cantidad de gas disuelto en una fase líquida será determinada por dos factores: la presión parcial de gas que rodea el agua, y la solubilidad del gas en el líquido a una temperatura determinada. Más específicamente, **en equilibrio, el volumen del gas disuelto equivale al producto de la presión parcial de ese gas y su coeficiente de solubilidad ( $\alpha$ ) en ese líquido particular**.

Las solubilidades de los gases respiratorios en el agua a 37° C y 1 atm de presión se muestran en la siguiente tabla.

Oxígeno	0.024
Bióxido de carbono	0.57
Monóxido de carbono	0.018
Nitrogeno	0.012
Helio	0.008

Tabla 3.2 Coeficientes de solubilidad (valores de  $\alpha$ ) de gases respiratorios a 37°C y 1 atm de presión

Según se observa en el primer cuadro, las presiones parciales y las concentraciones en porcentaje de los aires respiratorios son diferentes en el aire alveolar que en el aire humedecido. Estas diferencias son debidas a los siguientes factores:

1. La absorción constante de oxígeno del aire alveolar.
2. La difusión constante de CO<sub>2</sub> de la sangre pulmonar hacia los alvéolos.
3. La reposición relativamente lenta del aire durante la ventilación normal.

Los dos pulmones de una persona normal tienen aproximadamente 300 millones de alvéolos en los que ocurre intercambio de gas. Cada alveolo tiene paredes alveolares en extremo delgadas en una red casi sólida de capilares interconectados de tal manera que los gases alveolares se encuentran en una proximidad extraordinariamente cercana a la sangre de los capilares pulmonares.

El área de superficie total de las membranas respiratorias funcionales se aproxima a  $70 \text{ m}^2$ , un área equivalente a una superficie plana de 10 m de longitud por 7 m de anchura. La cantidad de sangre presente en los capilares pulmonares en cualquier momento es de cerca de 100 ml, cantidad que se difunde efectivamente a través de los  $70 \text{ m}^2$  de área pulmonar.

Según se describió antes para la difusión de un gas en el agua de una cámara, la difusión de los gases respiratorios hacia la sangre en los capilares pulmonares dependerá de: el área alveolar funcional, y la distancia a través de la cual los gases deben difundir, la llamada membrana respiratoria. Evidentemente, los estados patológicos que disminuyen la superficie efectiva para el intercambio de gas (como el enfisema) o producen engrosamiento de la membrana respiratoria funcional efectiva (como en el aumento de líquido intersticial) alteraran gravemente el intercambio de gas y en forma consecutiva el proceso de la respiración.

### **3.1.6.2 Intercambio de oxígeno y $\text{CO}_2$ durante la respiración.**

Según se puede verse en el cuadro de abajo, la presión de  $\text{O}_2$  de la sangre tiene cifras de 40 mm Hg cuando entra al capilar pulmonar, mientras que la presión de  $\text{O}_2$  en el alveolo es de 104 mm Hg. Gracias a la extensa superficie de la membrana respiratoria y al hecho de que la membrana es delgada en extremo, la fijación de oxígeno desde el alveolo hasta la sangre del capilar pulmonar ocurre tan rápidamente que los valores de presión de  $\text{O}_2$  son iguales en el capilar pulmonar y en el alveolo aun antes que la sangre haya llegado al punto central del capilar. La diferencia de presión promedio integrada e tiempo durante la respiración normal es desde cerca de 11 mg Hg.

Durante el ejercicio, el gasto cardiaco aumentado de manera importante reduce el tiempo que la sangre permanece en el lecho capilar pulmonar. Sin embargo, esta distancia de tránsito de reserva dentro del lecho capilar permite aun la saturación casi completa de la sangre con oxígeno para el tiempo en que abandona los capilares pulmonares.

Además la capacidad de difusión para el oxígeno aumenta con el ejercicio, lo cual proporciona un margen de seguridad que permite la difusión rápida de oxígeno a través de la membrana respiratoria. Como se muestra en la tabla 3.3

	Arteria pulmonar	Alveolo	Vena pulmonar
Oxígeno	40	104	104
Bióxido de carbono	45	40	40
Agua	47	47	47

Tabla 3.3 Presiones y tensiones parciales en mm de Hg de oxígeno, CO<sub>2</sub> y agua en el aparato respiratorio

### 3.1.6.3 Transporte de oxígeno en la sangre

De acuerdo a las presiones parciales de los gases respiratorios y sus solubilidades, puede calcularse el contenido esperado de estos gases disueltos en la sangre. Una comparación de este contenido calculado con el contenido real revela que hay una diferencia marcada. Por lo tanto debe ser evidente que cantidades importantes de oxígeno y de CO<sub>2</sub> son transportadas en la sangre en otra forma que no es por simple solución.

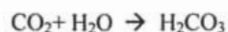
La hemoglobina es la principal molécula que se encarga del transporte de la sangre tanto del oxígeno como del CO<sub>2</sub>. La hemoglobina que se encuentra en los eritrocitos contribuye a todo el contenido de oxígeno “adicional” de la sangre y a una porción importante de CO<sub>2</sub> “adicional”.

Normalmente cerca de 97 - 98% del oxígeno transportado desde los pulmones a los tejidos es llevado en combinaciones reversibles con la molécula de hemoglobina. La combinación de hemoglobina y oxígeno no es la de un compuesto o de una combinación química como la de un óxido. La naturaleza de la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno en realidad no fue comprendida sino hasta los descubrimientos de los eventos moleculares del intercambio de hemoglobina y oxihemoglobina efectuados por Perutz.

### 3.1.6.4 Transporte de CO<sub>2</sub> en la sangre

De acuerdo a los datos del cuadro de abajo, es evidente que el contenido de CO<sub>2</sub> en la sangre, como del oxígeno, depende de otros factores además de su simple solución en el componente acuoso de la sangre entera. De hecho, solo cerca de 6% de CO<sub>2</sub> presente en la sangre se encuentra en la forma de CO<sub>2</sub> disuelto.

De acuerdo a la siguiente ecuación:



El  $\text{CO}_2$  reacciona con agua en la sangre para formar ácido carbónico ( $\text{H}_2\text{CO}_3$ ), aunque la reacción es muy lenta en ausencia de actividad catalítica. La enzima anhidrasa carbónica presente en los eritrocitos cataliza el equilibrio rápido de esta reacción. El ácido carbónico se disocia en forma rápida y espontánea en ion hidrógeno y ion bicarbonato y, en virtud de que va a una consumación de cerca de 99.9%, sólo 0.1% del ácido carbónico permanece en la forma no disociada. Puesto que un aumento en la concentración de ion hidrógeno es gravemente nocivo para un organismo. Debe disponerse de un amortiguador para eliminar el protón libre.

La hemoglobina es el principal amortiguador en la sangre que elimina el ion hidrógeno libre en la sangre para formar la hemoglobina protonada, "liberando" una cantidad equimolar de ion bicarbonato.

	Oxígeno	Bióxido de carbono	Nitrogeno
Contenido calculado	0.33	3.0	0.9
Contenido real			
Sangre arterial	20.0	50.0	1.7
Sangre venosa	14.0	56.0	1.7

Tabla 3.4 Comparación del contenido calculado con el contenido real (en ml/100ml) de oxígeno,  $\text{CO}_2$  y nitrógeno en la sangre.

### 3.1.6.5 Mediciones del sistema de respiración.

Este capítulo está enfocado al proceso en los pulmones relacionado con el intercambio de gases entre la sangre y la atmósfera. La medición de las variables asociadas con este proceso permite al físico ejecutar dos tareas clínicas relevantes: acceder al estado funcional del sistema respiratorio (pulmones, conductos de ventilación y las paredes del pecho) e intervenir en sus funciones.



El objetivo de asistir la función respiratoria es clínicamente ejecutado en dos escalas de tiempo. Una es relativamente larga, envolviendo observaciones discretas en intervalos en el orden de días a años. Las observaciones hechas en estos intervalos están usualmente en la forma de PULMONARY FUNCTION TEST (PFT). Éstas son combinaciones de condiciones experimentales específicas, grupos de mediciones, y procedimientos computacionales usados para evaluar parámetros de la función respiratoria. Las pruebas de la función pulmonar son usadas para:

1. Mostrar la población general por enfermedad.
2. Servir como parte de exámenes físicos periódicos, especialmente en individuos con condiciones pulmonares crónicas.
3. Evaluar cambios fuertes durante los episodios de la enfermedad.
4. Dar un seguimiento después de ser curado.

La segunda escala de tiempo de la función de la respiración es muy corta, con observaciones hechas cada una continuamente o en intervalos en el orden de minutos a horas. Esta actividad viene bajo el encabezado de PATIENT MONITORING (monitoreo del paciente), y es utilizado en un hospital, usualmente en una unidad de cuidados intensivos (ICU).

Está garantizado en situaciones de crisis tales como fuertes resultados de un trauma accidental, sobredosis de drogas, cirugía mayor, o enfermedad.

Modificaciones terapéuticas de la función respiratoria pueden provocarse a través de cirugía, el uso de drogas, o intervención física con dispositivos de respiración asistida.

Las mismas variables usadas para evaluar la función del pulmón pueden ser monitoreadas para proveer información objetiva de la retroalimentación de su sistema de control externo.

En la literatura respiratoria,  $V$  representa el volumen geométrico de un contenedor, como los pulmones, y  $\dot{V}$  representa la razón de cambio del volumen del contenedor. Sin embargo, como el gas puede ser comprimido en los pulmones,  $\dot{V}$  no es necesariamente igual a la razón de flujo de volumen de gas entrando a los pulmones a través de la nariz y boca, también, en muchas circunstancias,  $\dot{V}$  es bien aproximado por este flujo.

No obstante, para enfatizar la diferencia entre razón de cambio de volumen en un contenedor y la razón de flujo de un fluido (gas o líquido), usamos el símbolo  $Q$  para razón de flujo, como es comúnmente hecho en física y fluidos mecánicos. No usaremos  $F$ , porque es comúnmente usado en fisiología respiratoria para denotar la fracción molar (concentración fraccional) de una especie de gas en una mezcla.

### 3.2 Modelando el sistema respiratorio

La decisión de cuál de las muchas variables respiratorias serán medidas se basa en el tipo de condición del paciente bajo estudio así como en un concepto de la forma en que funciona el sistema. Ideas acerca de la forma de funcionamiento del sistema respiratorio son usualmente formalizadas en abstractos (verbales o matemáticos) modelos. No solo son las variables medidas las que se especificarán por modelos del sistema respiratorio, pero modelos semejantes también definen parámetros de función respiratoria y son las bases para el diseño de experimentos para evaluar estos parámetros.

Además, motivan estrategias de control y dispositivos que son usados para producir asistencia respiratoria efectiva. Las definiciones y discusiones de la fisiología del pulmón son basadas en modelos del pulmón.

Por lo tanto, debemos entender las características esenciales del sistema respiratorio y algunas aproximaciones del modelo que podemos usar no sólo por el sistema respiratorio sino también por algunos de los dispositivos usados para probarlo.

Al diseñar un dispositivo de ayuda o control respiratorio es indispensable determinar ¿Como es la función respiratoria que será evaluada?, ¿Cómo hacer que las mediciones sean mínimamente invasivas?, causar molestias mínimas, y ser aceptables para su uso en un ambiente clínico. Esto limita grandemente el número y tipo de mediciones que pueden ser realizadas y lleva al uso de modelos de parámetros mezclados. Por motivo de la discusión, es conveniente dividir la función respiratoria en dos categorías:

- Transporte de gas en los pulmones (incluyendo conductos de aire extrapulmonares y capilares pulmonares).
- Mecánica de los pulmones y de las paredes de los pulmones.

Los modelos describen el transporte de gas tratando primero con cambios en la concentración de gas y el flujo de volumen de gas, considerando otros modelos con presión relativa, volumen del pulmón, y flujo de volumen de gas. Teniendo en mente que estas dos categorías están fuertemente relacionadas.

### 3.2.1 Transporte de gas

Modelos de transporte de gas, ambos en la fase de gas y a través de la membrana capilar-alveolar en la sangre, son desarrollados de un balance de masa por el sistema pulmonar representado como un grupo de compartimientos. Se puede considerar como una unidad básica de transporte de gas a la representación de los pulmones mostrada en la figura 3.7 (a).

La cual consiste de un compartimiento alveolar de volumen variable, con su contenido bien mezclado por difusión; una buena mezcla, flujo a través del compartimiento de sangre que intercambia gases con el compartimiento alveolar por difusión; y un espacio muerto de volumen constante.

El gas se mueve por convección a través del espacio muerto, que actúa sólo como un retardo de tiempo conducido entre su abertura exterior y su volumen alveolar asociado. Un par de pulmones normales durante una respiración tranquila puede ser representada satisfactoriamente por el sistema en la figura 3.7 (a). Descripciones de pulmones normales experimentando cambios de volumen máximo o pulmones enfermos experimentando transporte de gas anormal puede requerir sistemas más complicados, hecho de combinaciones de cada unidad, sea en paralelo o en serie o ambas.

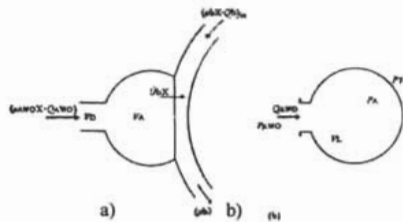


Fig. 3.7 Representación del sistema pulmonar<sup>4</sup>

<sup>4</sup> WEBSTER, JOHN G. "Medical instrumentation Application and Design" Pág.437

Un balance dinámico de masa puede ser escrito por cualquier especie química X o grupo de especies del gas mezclado respirado. Si la producción de X por reacción química en un sistema fuese insignificante, un balance de especies de masa puede ser escrita como:

$$\begin{array}{l} \text{Porcentaje de} \\ \text{acumulación} \\ \text{de X en el sistema} \end{array} = \sum_{i=1}^n \begin{array}{l} \text{Porcentaje de} \\ \text{Transmisión de} \\ \text{X a través del puerto i} \end{array} - \begin{array}{l} \text{Porcentaje neto} \\ \text{de difusión} \\ \text{en el sistema} \end{array}$$

También puede ser escrito como un balance molar, donde el número de moles N es el cociente de la masa de X a su peso molecular (en unidades de masa). Definir  $\rho_{AWOX}$  como la densidad molar (moles por unidad de volumen) de especies X y  $Q_{AWO}$  como su flujo de volumen (volumen por unidad de tiempo), cada medición en los conductos de aire abiertos.

Después de un balance molar para X en la fase de gas en el modelo de los pulmones en la figura 3.7 (a) será:

$$\frac{d(N_{LX})}{dt} = (\rho_{AWOX} \cdot Q_{AWO}) - \dot{U}_{bX}$$

En donde  $\dot{U}_{bX}$  es la razón molar neta de lo tomado de X por la sangre. El número de moles de X en los pulmones,  $N_{LX}$ , es la suma de los moles en el volumen de espacio muerto,  $N_{DX}$ , y el compartimiento alveolar,  $N_{AX}$ .

### 3.2.2 Mecánica

Podemos convenientemente modelar el comportamiento mecánico del sistema respiratorio como una combinación de elementos neumáticos y mecánicos. La figura 3.7 (b) muestra una unidad mecánica ideal de los pulmones. Consiste en un recipiente deformable por presión hecho de un material que presenta comportamientos elásticos y plásticos y un conducto de aire no rígido que tiene una resistencia variable para transmitir el fluido. El sistema contiene una mezcla saturada de gases ideales que presentan inercia durante la aceleración a través de los conductos de aire y eso experimenta un proceso isoterma durante cambios de estado.

Sin embargo cada uno de los millones de alvéolos y conductos de aire terminales pueden potencialmente actuar como una unidad mecánica separada, ha sido encontrado que la mecánica de un par de pulmones normales durante una respiración tranquila puede ser representado por la unidad simple de la figura 3.7 (b).

Sin embargo, en altas razones de respiración, sistemas pulmonares normales y anormales pueden requerir modelos que contengan combinaciones de cada unidad.

Sólo en raros casos, como cuando hay solo un espacio de gas simple en cada modelo, hacer compartimientos de la unidad de transporte de gas (figura 3.7 (a)) corresponde uno a uno a unidades mecánicas (figura 3.7 (b)) en los mismos pulmones.

Un recipiente deformable por presión adicional representando las paredes del pecho rodeando los pulmones ha sido adherido al sistema en la figura 3.2 (a). Las paredes del pecho incluyen todas las estructuras extrapulmonares, como músculos respiratorios y contenidos abdominales, los cuales pueden experimentar movimientos como resultado de la respiración. El espacio entre la unidad de pulmón y la pared del pecho representa el espacio interpleural ocupado por líquido.

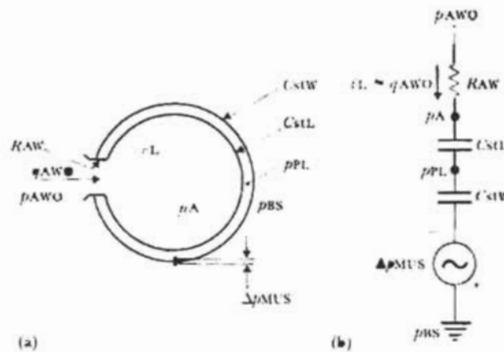


Fig 3.8 Modelo eléctrico del pulmón<sup>5</sup>

La mecánica del sistema respiratorio es descrita por la relación entre diferencias de presión a través de varios subsistemas y los cambios de volumen y flujo de gas a través de ellos.

<sup>5</sup> WEBSTER, JOHN G. "Medical instrumentation Application and Design" Pág. 438

Los subsistemas son definidos entre puntos en el sistema en el cual presiones representativas pueden ser computadas o medidas.

Consecuentemente, la diferencia en presión a través de todo el sistema puede ser expresada como la suma algebraica de diferencia de presiones a través de subsistemas.

Balances de masa pueden ser usados para seguir la trayectoria del flujo de gas a través del subsistema, y restricciones geométricas determinan la distribución de cambios de volumen.

### 3.2.3 Modelo de mecánica respiratoria normal durante respiración tranquila.

Cuando los flujos, cambios de volumen, o sus respectivas derivadas de tiempo son largas, las ecuaciones que describen el funcionamiento mecánico del sistema respiratorio son altamente no lineales. Sin embargo, para flujos pequeños y cambios de volumen como aquellos que ocurren durante la respiración tranquila, aproximaciones lineales describen adecuadamente el sistema respiratorio. Estas aproximaciones lineales definen las propiedades familiares como resistencia e inercia que están para ser evaluadas por pruebas del funcionamiento del pulmón.

Las siguientes convenciones serán aplicadas para facilitar la escritura de ecuaciones linealizadas. Letras pequeñas para variables indicarán perturbaciones finitas sobre un punto de operación o nivel de referencia:

$$y = Y - \hat{Y}$$

Donde  $\hat{Y}$  indica algún valor de referencia fijo para Y. Todas las ecuaciones linealizadas, por lo tanto, son escritas en variables pequeñas. Una delta  $\Delta$  indicará diferencia entre dos puntos espaciales:

$$\Delta Y = Y_i - Y_j$$

Donde i y j indican posiciones diferentes, por ejemplo, AWO y PL. Por lo tanto, el cambio en la diferencia de presión a través de los pulmones (presión transpulmonar) será:

$$(P_{AWO} - P_{PL}) - (\hat{P}_{AWO} - \hat{P}_{PL}) = \Delta P_L - \Delta \hat{P}_L = \Delta_{pL}$$

Si el alveolo presenta predominantemente un comportamiento elástico, el siguiente grupo de ecuaciones lineales puede ser usado como un modelo simple de la mecánica del sistema respiratorio para una respiración normal en la atmósfera figura 3.8(a):

$$P_{AWO} - P_A = R_{AW} q_{AWO} \quad (3.1a)$$

$$P_A - P_{PL} = \frac{1}{C_{st.}} V_L \quad (3.1b)$$

$$\Delta P_{MUS} + (P_{PL} - P_{BS}) = \frac{1}{C_{st.}} V_L \quad (3.1c)$$

En donde letras pequeñas son usadas para designar cambios en las siguientes variables con respecto a un punto de operación.

$P_{AWO}$	Presión hidrostática en los conductos de aire abiertos.
$P_A$	Presión representativa en pulmones (presión alveolar).
$P_{PL}$	Representación de la fuerza promedio por unidad de área actuando en la superficie pleural (presión interpleural).
$\Delta P_{MUS}$	Representación de la fuerza promedio por unidad de área en las paredes del pecho, que producirá los mismos movimientos producidos por la contracción activa de los músculos respiratorios durante la respiración (diferencia de presión muscular).
$P_{BS}$	Presión Hidrostática actuando en la superficie del cuerpo, excepto en la abertura de los conductos de aire.
$Q_{AWO}$	Flujo volumétrico de gas en la abertura de los conductos de aire.
$V_L$	Volumen del espacio de gas en el sistema, se asume que está enteramente dentro de los pulmones y conductos de aire.

Tres propiedades mecánicas son incluidas en (3.1): la resistencia del conducto de aire,  $R_{AW}$ , capacitancia pulmonar estática,  $C_{stL}$ , y la capacitancia estática en las paredes del pecho,  $C_{stW}$ . Podemos evaluar estos parámetros aplicando las definiciones generales del flujo resistivo a través de un conducto y capacitancia de una estructura deformable:

$$R \equiv \frac{\partial \Delta P}{\partial Q} \quad (3.2)$$

y

$$C_{st} \equiv \frac{\partial V}{\partial(\Delta P)} \quad (3.3)$$

en donde  $\Delta P$  es la diferencia de presión a través del sistema bajo estudio. Por consiguiente,

$$R_{AW} = \frac{\partial(P_{AWO} - P_A)}{\partial Q_{AWO}} \quad (3.4)$$

Las derivadas parciales de (3.2) a (3.4) son usadas para indicar que todas las otras variables deben ser constantes cuando estos parámetros son evaluados. En particular,  $C_{st}$  puede ser evaluado sólo cuando el sistema está en equilibrio estático, i.e., cuando todos los flujos y razones de cambio de volumen y presión en el sistema son cero. En esta situación,  $P_{AWO} - P_A = 0$ , y  $(P_A - P_{PL})$  pueden ser medidas como  $(P_{AWO} - P_{PL})$ .

Así, la capacitancia pulmonar estática puede ser evaluada como:

$$C_{stL} \equiv \frac{VL(t_2) - VL(t_1)}{\Delta PL(t_2) - \Delta PL(t_1)} \quad (3.5)$$

en donde

$$\Delta_{PL} = (P_{AWO} - P_{PL}) \quad (3.6)$$

La diferencia de presión transpulmonar; y  $t_2$  y  $t_1$  son dos instantes de tiempo en el cual el sistema es completamente inmóvil.



Es imposible medir la diferencia de presión en el músculo,  $\Delta P_{MUS}$ , directamente. Consecuentemente, la capacitancia estática en las paredes del pecho puede ser evaluada sólo cuando  $\Delta P_{MUS} = 0$ . Esto ocurre por definición cuando los músculos respiratorios están completamente relajados. Definiendo la diferencia en presión a través de las paredes del pecho como:

$$\Delta P_W \equiv P_{PL} - P_{BS} \quad (3.7)$$

Obtenemos la capacitancia estática de las paredes del pecho de:

$$C_{stW} \equiv \frac{VL(t_4) - VL(t_3)}{\Delta P_W(t_4) - \Delta P_W(t_3)} \quad (3.8)$$

en donde  $t_4$  y  $t_3$  son dos instantes donde el sistema está estático y los músculos respiratorios están completamente relajados.

Como los pulmones cambian en volumen y pierden o ganan gas a través de la apertura de los conductos de aire, el gas adentro es comprimido y expandido.

Para cambios de volumen rápidos, esto produce una desigualdad entre la razón de cambio de volumen  $V_L$  y el flujo de volumen de gas en la boca,  $Q_{AWO}$ . No obstante, normalmente, respirando, este efecto puede ser despreciado y  $Q_{AWO}$  puede ser tomado como una buena aproximación de  $V_L$ . Por esto (3.1a) y (3.1b) pueden ser combinados y reescritos como:

$$P_{AWO} - P_{PL} = \frac{1}{C_{stL}} V_L + R_{AW} \dot{V}_L \quad (3.9)$$

Ecuaciones (3.1c) y (3.9), que describen la figura 3.8(a), pueden ser también representadas por el circuito análogo equivalente en la figura 3.8(b).

### 3.2.4 Variables medibles en el sistema respiratorio.

Aún cuando un número de variables son incluidas en el modelo simple de transporte de gas y la mecánica en la figura 3.7 y 3.8, sólo un muy limitado grupo puede ser medido directamente. Este grupo incluye: flujo volumétrico de gas a través de la boca y nariz; presión cerca de la boca, nariz y superficie del cuerpo; presiones parciales o concentraciones de varios gases en la mezcla de gas que pasa el conducto de aire abierto y en muestras discretas de sangre; y temperatura (incluyendo temperatura en el centro del cuerpo).

Los valores de cualquier otra variable en las ecuaciones anteriores no pueden ser medidos directamente, pero deben ser deducidos con ayuda de mediciones de otras variables. Un claro ejemplo es un cambio en el volumen del pulmón, que es continuamente obtenido del flujo de gas o volumen.

### 3.2.5 Medición del grado de flujo de gas

Cuando el volumen de los pulmones cambia durante la respiración, una gran cantidad de gas es transferido a través de los conductos de aire abiertos por el flujo transmitido. La medición de variables asociadas con el movimiento de este gas es de mayor importancia en estudios del sistema respiratorio. El grado de flujo volumétrico y el tiempo íntegro de grado de flujo volumétrico son usados para estimar la razón de cambio del volumen del pulmón y cambios de volumen en el pulmón, respectivamente.

Sin embargo, los dispositivos que serán descritos adelante son calibrados y usados para medir el grado de flujo volumétrico o estimarlo íntegramente, el primordial proceso físico relacionado es flujo másico. El grado de flujo volumétrico es igual al flujo másico dividido por la densidad del gas en el lugar de la medición.

El volumen ocupado por una masa dada (número de moles) de gas bajo condiciones conocidas de temperatura y presión es usualmente determinada usando un espirómetro.

Aún cuando los movimientos respiratorios son cíclicos por naturaleza y envuelven alternadamente (bidireccional) flujo de gas, algunas pruebas de la función pulmonar, como aquellos que envuelven fallas en la respiración simple, la maniobra forzada de expiración de capacidad vital, y la máxima capacidad respiratoria requieren la medición de flujo en una sola dirección.

Además, la precisión y exactitud demandadas en mediciones de flujo varían grandemente, dependiendo del ambiente en que actúan, de laboratorios con funciones fisiológicas y clínicas a centros de abundantes pantallas con unidades e cuidados intensivos. Consecuentemente, hay una variedad de instrumentos que pueden actuar como instrumentos útiles de medición en aplicaciones particulares.

### 3.2.6 Requerimientos para medidores respiratorios de flujo de gas

Medición en el hecho de material pasando a través de un sistema requiere que el transductor esté colocado en una posición atravesado por una fracción conocida de material. En experimentos respiratorios, especialmente aquellos que incluyen medición de gas respirado, la práctica continua es tener el flujo entero que pasa a través o hacia el instrumento. Esto produce severos problemas potenciales. Cualquier presión impuesta en el conducto de aire durante la medición en el conducto abierto -por ejemplo, por una prueba de oscilación forzada o con ventilación asistida incluyendo presión positiva y expiratoria (PEEP) o presión positiva y continua en conductos (CPAP)- debe ser tolerado por el instrumento que no presenta daños, distorsión, o fuga. También, el dispositivo no debe obstruir la respiración o producir un cambio en presión durante el flujo que puede afectar la acción respiratoria.

El instrumento de medida de flujo de gas debe tener una línea de base extremadamente estable (salida de referencia) y de magnífica sensibilidad para que así, las mediciones sean exactas.

Aún así, cambios en la composición y temperatura del gas pueden afectar los factores de calibración de varios medidores de flujo. Estos cambios ocurren entre el gas inspirado y expirado y durante la expiración.

Además de todo, partículas de polvo y suciedad inhalada de la atmósfera y partículas orgánicas del sistema respiratorio se pueden depositar en partes sensibles de los transductores y contaminarlos. Esto no solo afecta la calibración, pero puede también transmitir una enfermedad. Es por esto que el instrumento debe estar esterilizado y disponible.

### 3.3 Modelos básicos del respirador

Un factor importante en la terapia respiratoria es ser capaz de asistir al paciente ventilando sus pulmones. Varios dispositivos mecánicos han sido desarrollados a través de los años para brindar esta función. Estos dispositivos, conocidos como ventiladores o respiradores, pueden ser separados en dos categorías generales: el controlador y el asistente.

Cuando el paciente es conectado a un ventilador de tipo controlador, su ventilación respiratoria está determinada por la máquina. El dispositivo establece el ciclo de respiración, y cualquier tendencia hacia una respiración espontánea de parte del paciente no afecta a la máquina, y de hecho se puede oponer a esta. El asistente, por otra parte, es controlado por el paciente y usado para aumentar sus propias actividades ventilatorias. El asistente detecta la intención del paciente de respirar y aumenta su mecanismo. Así, éste asiste mejor que los controles al paciente en la ventilación.

Podemos clasificar los ventiladores como dispositivos de presión positiva o negativa.

Los ventiladores de presión negativa son más fisiológicos, en éstos, el cuerpo del paciente está contenido en una cámara sellada en donde la presión puede ser reducida. Esta presión negativa es transferida al espacio entre el tórax, produciendo un gradiente de presión a lo largo de la tráquea que resulta en aire entrando a los pulmones.

Después la presión es regresada a atmosférica, permitiendo a los pulmones regresar a su forma original y sacar una porción de su aire. Los ventiladores de presión positiva, por otra parte, introducen aire en los pulmones incrementando la presión en la tráquea.

Esto causa que los pulmones se expandan debido a la presión interna y después al regreso natural, sacando una porción del aire una vez que la presión positiva es removida.

Los ventiladores pueden basar su ciclo de trabajo en tiempo, volumen o presión. Los ventiladores de presión negativa están basados usualmente en el tiempo. Esto significa que la presión negativa es aplicada al cuerpo en un periodo de tiempo dado y después retirada por otro periodo de tiempo dado, antes que el proceso se repita una y otra vez. Ventiladores modernos de ciclo por tiempo son controlados electrónicamente.

Circuitos multivibradores estables son usados para establecer el ciclo o grado de ventilación, así como la razón entre el tiempo de inspiración y expiración. Estos circuitos electrónicos activan válvulas solenoides que regulan el flujo de aire.

En el ventilador controlado por volumen, la progresión de los ciclos de ventilación es controlada por el volumen de aire administrado al paciente. Así mismo, si una máquina es preparada para un volumen dado, no lo hace hasta que ese volumen de aire haya sido administrado al paciente.

También tiene una válvula de exceso de presión, así que si, mientras la máquina está en el proceso de administrar el volumen establecido, la presión excede el valor máximo predeterminado, el ventilador en todo caso administrará el volumen apropiado. Esta es una consideración de seguridad importante, ya que presiones incontroladas pueden causar un daño serio. En el ventilador de ciclo por presión, el aire es administrado al paciente hasta que la presión alcance un límite predeterminado, en este momento el ventilador cambia a la parte de expiración del ciclo, y el proceso es entonces repetido.

La mayoría de los ventiladores modernos pueden ser operados en cualquier de estos modos; pueden usar control neumático o eléctrico.

### **3.3.1 Sistemas físicos**

Como hemos visto en los capítulos anteriores, el funcionamiento del respirador es en su mayoría mecánico, neumático y eléctrico. Es por esto que para el correcto entendimiento de su funcionamiento debemos abordar en primera instancia los principios teóricos de estos sistemas para estar en posibilidades de conjuntarlos, así como aplicarlos para su estudio y explicación en los sistemas de nuestro interés.

Los sistemas físicos se constituyen de tres tipos de elementos básicos (resistivos, capacitivos y de inercia). Los modelos matemáticos de estos sistemas pueden escribirse en términos de los tres.

### 3.3.2 Sistemas neumáticos

Estos sistemas utilizan el aire como el medio para la transmisión de señales y de potencia. Aunque el fluido más común en estos sistemas es el aire, en nuestro caso trabajaremos con aire y  $O_2$ , lo cual no afecta en nada el manejo y funcionamiento de los dispositivos.

Comenzaremos obteniendo expresiones específicas de los elementos básicos de los sistemas neumáticos basadas en las definiciones generales de la resistencia, capacitancia e inercia expuestas anteriormente.

#### a. Resistencia neumática

La resistencia al flujo de aire en tubos, orificios, válvulas y cualesquiera otros dispositivos restrictores de flujo puede definirse como el cambio en la presión diferencial (existente entre la corriente arriba y la corriente abajo de un dispositivo restrictor de flujo) ( $N/m^2$ ) necesaria para hacer un cambio unitario en la razón de flujo de masa ( $kg/s$ ) o

$$Resistencia R = \frac{\text{cambio en la presión diferencial}}{\text{cambio en la razón de flujo de masa}} \quad \frac{N/m^2}{kg/s}$$

o también  $\frac{N-s}{kg-m^2}$

Por lo tanto, la resistencia puede expresarse como

$$R = \frac{d(\Delta p)}{dq}$$

donde  $d(\Delta p)$  es un cambio en la presión diferencial y  $dq$  es un cambio en la razón de flujo de masa.

Para flujo estable:

$$\Delta p = \text{constante} = \Delta p$$

$$q = \text{constante} = \bar{q}$$

Cuando la caída de presión en un dispositivo restrictivo del flujo (como un orificio y una válvula) es lo suficientemente pequeña, la razón de flujo de masa  $q$  es proporcional a:

$$q = K\sqrt{\Delta p} = k\sqrt{(p_1 - p_2)}$$

Entonces, la resistencia  $R$  en cualquier punto de operación  $\Delta p = \Delta p$ ,  $q = \dot{q}$  se encuentra como:

$$R = \left\langle \frac{d(\Delta p)}{dq} \Big|_{\Delta p = \Delta p, q = \dot{q}} \right\rangle$$

#### b. Capacitancia neumática.

En un recipiente de presión neumática, la capacitancia puede definirse como el cambio en la masa de aire (kg) en el recipiente, requerido para hacer un cambio unitario en la presión ( $N/m^2$ ) o

$$\text{Capacitancia } C = \frac{\text{cambio en la masa de aire}}{\text{cambio en la presión}} \quad \frac{\text{kg}}{N/m^2} \quad \text{ó} \quad \frac{\text{kg} \cdot m^2}{N}$$

lo cual puede expresarse como:

$$C = \frac{dm}{dp} = V \frac{d\rho}{dp} \quad \frac{\text{kg}}{N/m^2}$$

donde:

$m$  = masa del aire en el recipiente, Kg.

$p$  = presión absoluta del aire,  $N/m^2$

$V$  = volumen del recipiente,  $m^3$

$\rho$  = densidad de masa del aire,  $kg/m^3$

La capacitancia puede calcularse mediante el uso de la ley del gas perfecto. Para el aire tenemos:

$$p v = \frac{p}{\rho} = \frac{R}{M} T = R_{\text{aire}} T$$

donde:

$p$  = presión absoluta del aire,  $\text{N/m}^2$

$v$  = volumen específico del aire,  $\text{m}^3/\text{kg}$

$M$  = peso molecular del aire por mol,  $\text{kg}/\text{kg-mol}$

$R$  = Constante del gas universal,  $\text{N-m}/\text{kg-mol K}$

$R_{\text{aire}}$  = constante de gas del aire,  $\text{N-m}/\text{kg K}$

$T$  = temperatura absoluta del aire,  $\text{K}$

### c. Inertancia neumática.

La inertancia en un sistema neumático se refiere al cambio de presión ( $\text{N/m}^2$ ) requerido para hacer un cambio de razón unitario en la razón de flujo de masa (esto es, el cambio en la razón de flujo de masa por segundo) ( $\text{kg/s}^2$ ) ó:

$$\text{Inertancia } I = \frac{\text{cambio en la presión}}{\text{cambio en razón de flujo de masa por segundo}} \quad \frac{\text{N/m}^2}{\text{kg/s}^2} \quad \text{ó} \quad \frac{1}{\text{m}}$$

Supóngase que el área de la sección transversal de un tubo es constante e igual a  $A \text{ m}^2$  y que la diferencia de presión entre dos secciones del tubo es  $\Delta p \text{ N/m}^2$ . Entonces la fuerza de  $A, \Delta p$  acelerará el aire entre las dos secciones de acuerdo con la segunda ley de Newton ó:

$$M \frac{dv}{dt} = A \Delta p$$

donde:

$M$  = masa del aire en el tubo entre dos secciones,  $\text{kg}$

$v$  = velocidad del aire,  $\text{m/s}$



Observando que:

$$M = \rho AL$$

donde :

$\rho$  = densidad del aire,  $\text{kg/m}^3$

$L$  = distancia entre dos secciones, m

Sustituyendo estas ecuaciones:

$$\rho AL \frac{dv}{dt} = A \Delta p$$

En términos de la razón de flujo de masa  $Q = \rho Av$   $\text{kg/s}$ , esta ecuación puede escribirse

$$L \frac{dQ}{dt} = A \Delta p$$

Entonces la inercia  $I$  del flujo de aire se obtiene como:

$$\text{Inercia del flujo de aire } I = \frac{\Delta p}{dQ/dt} = \frac{L}{A} \frac{\text{N/m}^2}{\text{kg/s}^2} \quad \text{ó} \quad \frac{1}{\text{m}}$$

### 3.3.3 Modelando sistemas neumáticos

Para un sistema neumático constituido de un recipiente a presión y un tubo de conexión con una válvula como el mostrado en la figura, se tiene

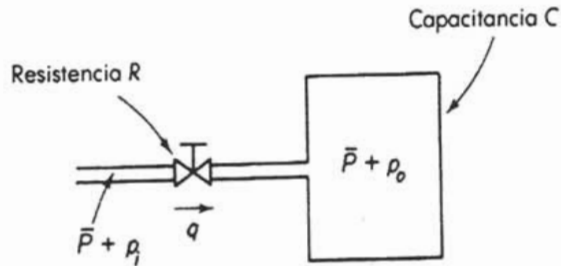


Fig.3.9 Sistema neumático de presión

$\bar{P}$  = presión en estado estable del sistema,  $N/m^2$

$p_i$  = pequeño cambio en la presión del flujo de entrada,  $N/m^2$

$p_o$  = pequeño cambio en la presión de aire en el recipiente,  $N/m^2$

$V$  = volumen del recipiente,  $m^3$

$m$  = masa del aire en el recipiente,  $kg$

$q$  = razón de flujo de masa,  $kg/s$

Obteniendo un modelo matemático de este sistema neumático de presión. Suponiendo que el sistema opera de tal modo que el flujo promedio a través de la válvula es cero, o que la condición de operación normal es corresponde a  $p_i - p_o = 0$  y  $q = 0$ .

En relación con la figura, la resistencia de la válvula puede escribirse:

$$R = \frac{p_i - p_o}{q}$$

La capacitancia del recipiente puede escribirse:

$$C = \frac{dm}{dp_0}$$

o bien:

$$C dp_0 = dm$$

Esta ecuación establece que el producto de la capacitancia  $C$  veces el cambio de presión  $dp_0$  (durante  $dt$  segundos) es igual a  $dm$ , el cambio de la masa de aire en el recipiente (durante  $dt$  segundos).

El cambio en la masa  $dm$  es igual al flujo de masa durante  $dt$  segundos, o  $q dt$ . Por lo tanto,

$$C dp_0 = q dt$$

Al sustituir  $q = (p_i - p_0) / R$  en esta última ecuación, tenemos:

$$C dp_0 = \frac{p_i - p_0}{R} dt$$

Reescribiendo:

$$RC \frac{dp_0}{dt} + p_0 = p_i$$

Este sistema de presión neumática es análogo al sistema eléctrico mostrado en la figura,

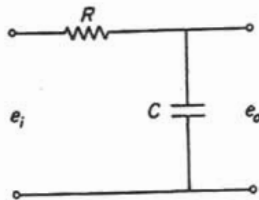


Fig. 3.10 Sistema eléctrico análogo

cuyo modelo matemático es:

$$RC \frac{de_0}{dt} + e_0 = e_i$$

### 3.4 Simulaciones en Matlab

#### 3.4.1 Tanques

Físicamente, el respirador es provisto de los gases necesarios mediante unos tanques previamente ajustados para obtener el valor de presión necesaria, para nuestro estudio, la analogía eléctrica es la siguiente:

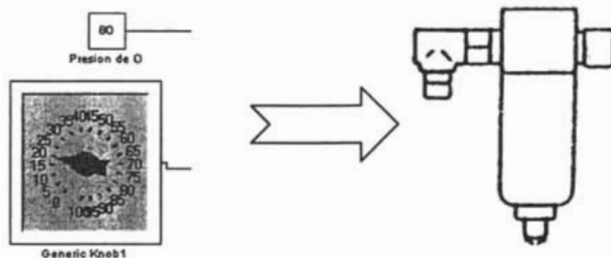


Fig. 3.11 Simulación en Matlab de los tanques ✕

En donde los valores de presión iniciales pueden ser ajustados, lo que nos da un mayor manejo para así obtener un funcionamiento óptimo.

#### 3.4.2 Pressure switch & check valve

La función principal del switch de presión y la válvula check es recibir el gas proporcionado por el tanque y verificar que esté en el valor de presión en el cual debe de trabajar, una vez verificado esto, deja pasar el gas a la siguiente etapa.

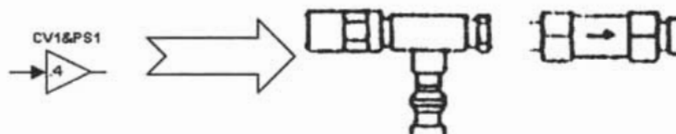


Fig. 3.12 Simulación en Matlab del pressure switch y de la check valve

Eléctricamente esto se logra ajustando el valor de la ganancia que deseamos para nuestra señal y dejándola pasar cuando el valor es el deseado.

### 3.4.5 Solenoide nebulizador

Como se mencionó anteriormente, el funcionamiento de esta parte depende de las necesidades del paciente, cuando el paciente requiere ciertos medicamentos, estos se suministran mediante el nebulizador y se mezclan con el aire y el  $O_2$ . La dosis y cantidad son establecidas por el médico, por lo tanto en nuestra analogía se tomarán como valores constantes.

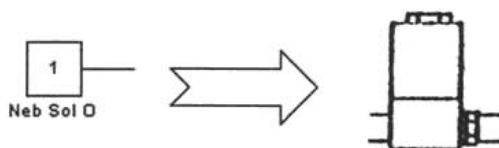


Fig. 3.15 Simulación en Matlab del solenoide nebulizador

### 3.4.6 Safety/check valve

Antes de que la mezcla de gases llegue al paciente se hace una última revisión de las propiedades del gas. El dispositivo está diseñado para dejar pasar el gas sólo si los valores medidos son los establecidos por el médico. Es por esto que si la presión del gas es la requerida pasará para llegar finalmente al paciente, en caso contrario es expulsada al exterior y el ciclo se repite para obtener los valores deseados.

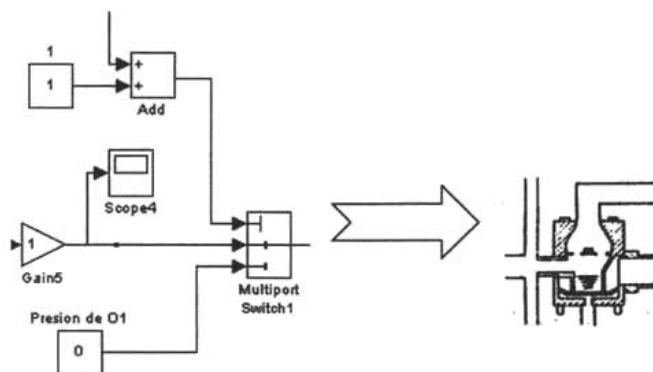


Fig. 3.16 Simulación en Matlab de la safety check valve

### 3.4.3 Regulador

Hasta esta parte, este dispositivo es el de mayor importancia, ya que mediante éste se puede modificar de forma más precisa los niveles de presión manejados por el respirador. Se compara el valor de presión registrado a la entrada para saber si es el adecuado, en caso de que así sea el aire pasa a la siguiente etapa, de caso contrario aquí se puede modificar de forma directa el nivel de presión para proceder a la mezcla en el solenoide.

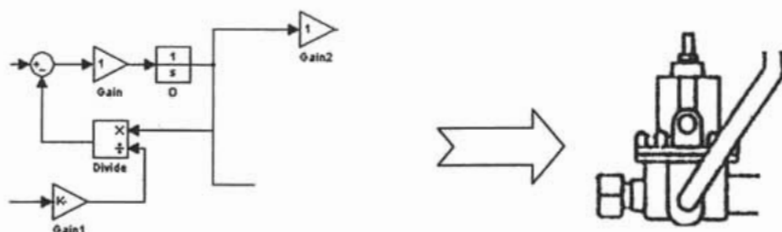


Fig. 3.13 Simulación en Matlab del regulador

### 3.4.4 Solenoide proporcional

En la etapa normal de funcionamiento del respirador, el solenoide proporcional es la clave de todo el proceso, aquí se lleva a cabo la mezcla de los gases involucrados en la respiración del paciente, por una parte llega el aire y el  $O_2$ , cuyo camino es el descrito por los dispositivos mencionados anteriormente, de igual forma aquí llegan las sustancias del nebulizador que funcionará o no dependiendo de las necesidades médicas del paciente.

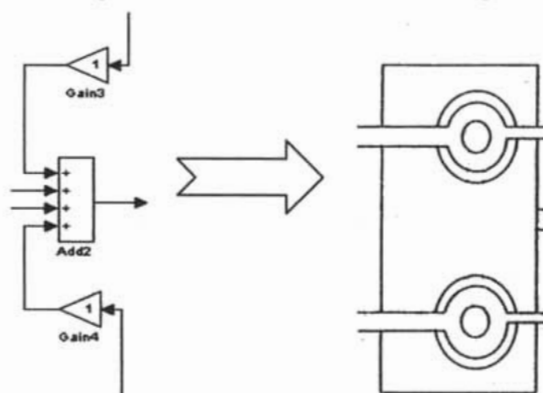


Fig. 3.14 Simulación en Matlab de los solenoides proporcionales.

### 3.4.7 BUV Pressure switch

Esta parte es de respaldo y como tal es de suma importancia su correcto funcionamiento. Cuando se presenta una falla en el suministro de gas hacia el paciente, éste switch lo detecta y de inmediato manda una señal para que el sistema de respiración de respaldo entre en operación. Está conectado directamente al tubo de inspiración del paciente, por lo tanto si se registra una presión negativa por falta de aire se activa.

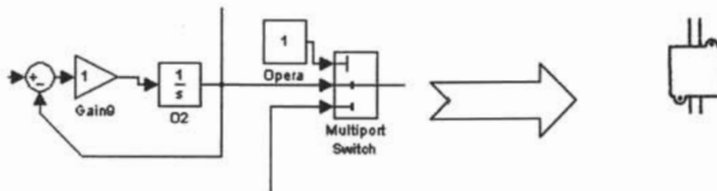


Fig. 3.17 Simulación en Matlab del BUV pressure switch

### 3.4.8 Sistema BUV

Esta parte está generalmente fuera de operación, sólo se activa en circunstancias en la que no hay suministro de gases hacia el respirador. Cuando se presenta este error en el sistema, es de vital importancia que el paciente pueda seguir recibiendo ayuda en su proceso de respiración. Este “subsistema” trabaja de forma independiente del resto de los dispositivos, por lo tanto no se tiene control sobre el. Los valores del gas suministrado al paciente están previamente ajustados y no pueden ser modificados, no se puede hacer ningún tipo de mezcla de gases y el aire que llega al paciente servirá sólo para mantenerlo respirando, tomando en cuenta que se requiere el pronto funcionamiento del sistema controlado.

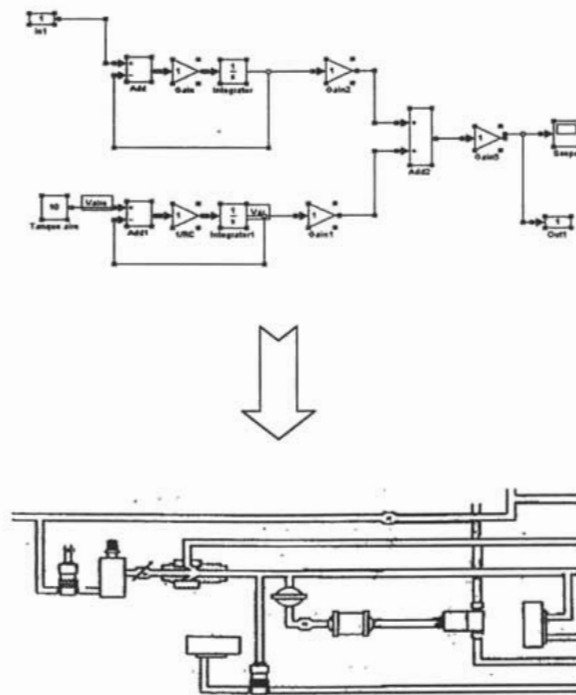


Fig. 3.18 Simulación en Matlab del sistema BUV



## Capítulo 4

### Pruebas al simulador

El simulador diseñado consta de tres módulos. El primer módulo es el que permite el control de las funciones y acciones del respirador y es el que opera en condiciones normales, ya que aquí se pueden establecer los niveles de gas deseados bajo diferentes métodos de inspiración y expiración, además de que se tiene un constante monitoreo de las condiciones o variables del paciente como de los componentes del respirador para detectar posibles errores y estar en posibilidad de corregirlos inmediatamente.

El segundo módulo sólo opera cuando se presenta alguna anomalía en el funcionamiento del respirador o cuando se detecta un problema en el suministro de energía eléctrica, la desventaja de este módulo es que no tenemos control sobre el respirador, ya que los niveles de gas están preestablecidos para operar sin apoyo de la electrónica o del controlador y dichos valores sólo ayudan a mantener en un nivel de respiración básico al paciente sin poder suministrar medicamentos.

El tercer módulo del respirador simulado está compuesto de los despliegues gráficos que permiten operarlo por medio de iconos gráficos y menús sin necesidad de ir al programa o diagrama de los sistemas componentes. (Dichas interfaces gráficas se explican con mayor detalle en el siguiente capítulo).

A continuación analizaremos las respuestas de los módulos del simulador mencionadas y de forma detallada en cada uno de los componentes del sistema.

#### 4.1 Modulo principal

Este sistema es el más complejo debido a que en él se lleva a cabo el proceso de control de la respiración del paciente, se establecen los niveles de aire y de O<sub>2</sub> requeridos, se suministra el medicamento necesario y se hace la mezcla de ellos obteniendo una respuesta monitoreada y comparada con la respuesta necesaria para después pasar al paciente.

La analogía de este sistema y el sistema físico se estudió en el capítulo pasado, por lo que trabajaremos directamente con este modelo sin detenernos en mencionar su equivalente físico.

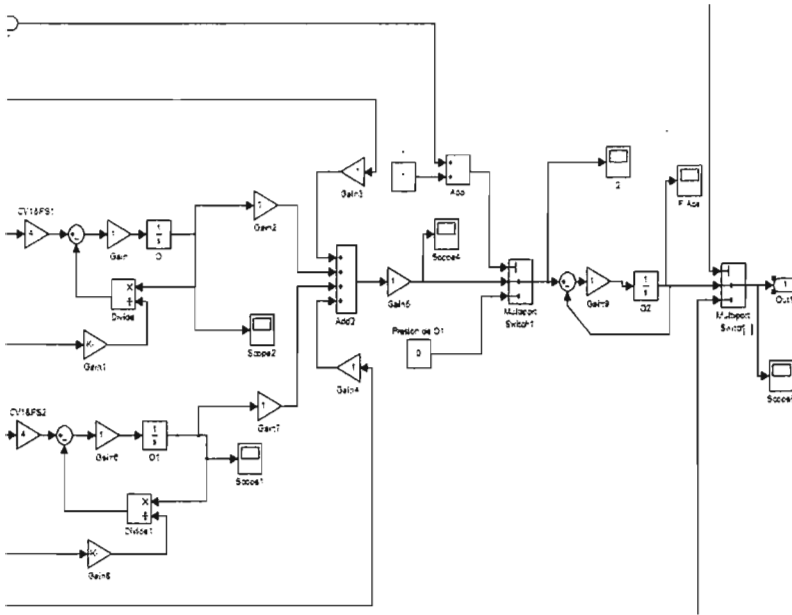


Fig.4.1 Representación en Mat lab del sistema principal

### 4.1.1 Tanques de aire y O<sub>2</sub>

Las señales de entrada de nuestro sistema, son proporcionadas por dos tanques, uno de aire y otro de O<sub>2</sub>, los niveles de entrada pueden ser o no controlados, ya que más adelante en el sistema se hará el ajuste de la entrada al nivel necesario.

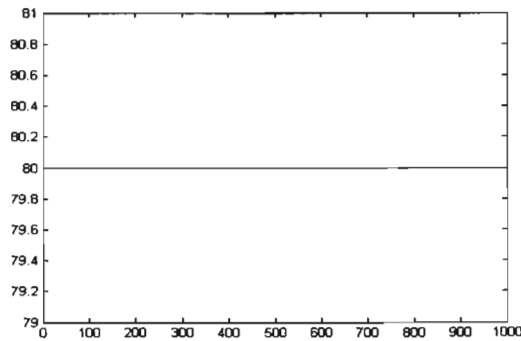


Fig.4.2 Grafica de la señal proporcionada por el tanque de aire

La diferencia entre estos valores puede variar sin importar su nivel ya que se debe tener en cuenta que sea cual sea el valor proporcionado por los tanques, este valor siempre se verá modificado más adelante.

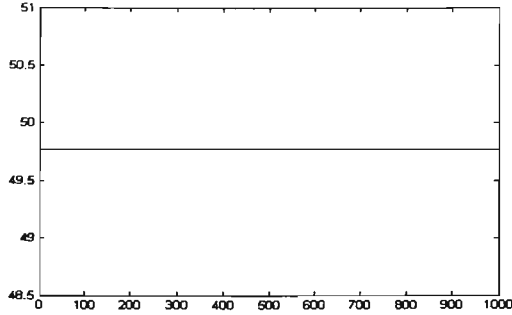


Fig.4.3 Gráfica de la señal proporcionada por el tanque de O<sub>2</sub>

#### 4.1.2 Check valve & pressure switch

Como se puede observar en la gráfica, este dispositivo ajustará el valor de la presión de entrada al valor necesario para la situación del paciente. Esto se logra ajustando el valor de la ganancia y pasando el valor deseado.

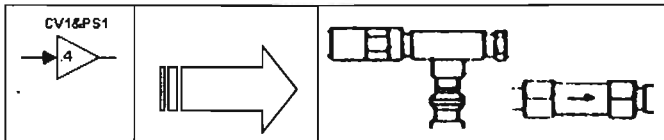


Fig.4.4 Representación en Mat lab de la check valve & pressure switch

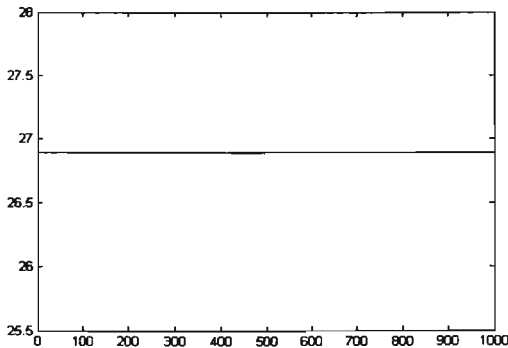


Fig.4.5 Nivel de O<sub>2</sub> que estará pasando a la siguiente etapa a la entrada del regulador

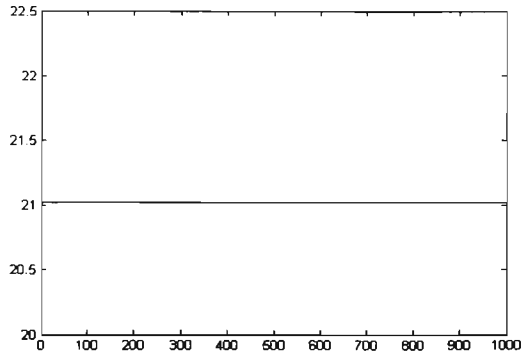


Fig.4.6 Nivel de aire que estará pasando a la siguiente etapa a la entrada del regulador ↗

Es importante mencionar que la check valve y el pressure switch, sólo hacen una aproximación al valor deseado, es por esto que el siguiente dispositivo es un regulador, el cual llevará a cabo el ajuste final.

### 4.1.3 Regulador

Esta parte es de gran relevancia en el funcionamiento del sistema ya que es la encargada de administrar la cantidad correcta de  $O_2$  y aire. Se obtiene la señal de entrada integrada y multiplicada por una ganancia. Después de esto se realiza el producto de este resultado con la entrada que es modificada manualmente, dando como resultado una señal constante que representa el valor necesario de gas.

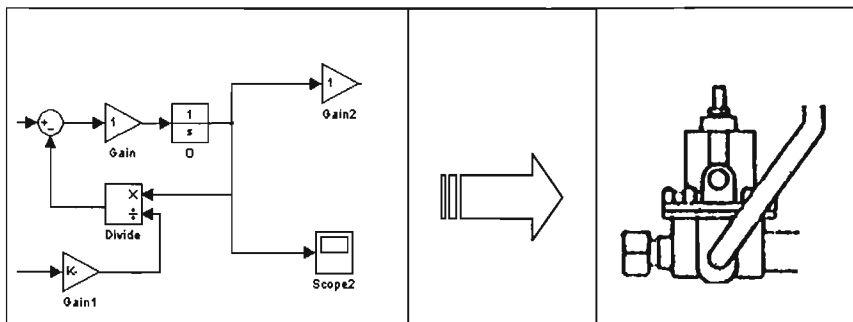


Fig.4.7 Representación en Mat lab del regulador ↗

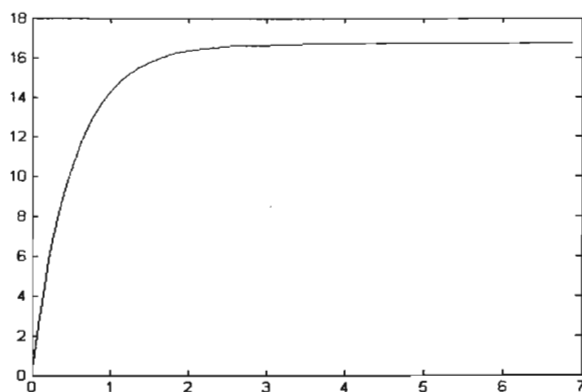
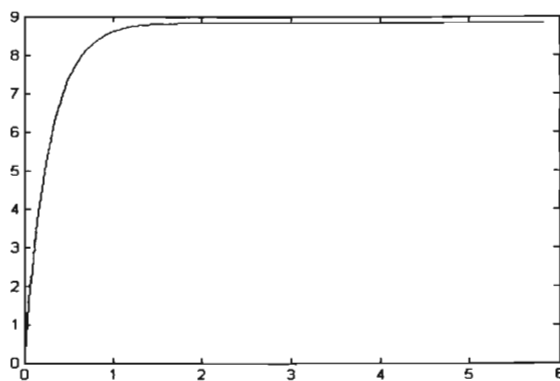


Fig.4.8 Nivel de aire fijado por el regulador ↵

Este proceso se lleva a cabo de igual forma tanto del lado del aire como del  $O_2$  ya que no hay diferencia en el manejo de estos gases, sólo cambiarán los parámetros de ganancia que se usarán.

Fig.4.9 Nivel de  $O_2$  fijado por el regulador

#### 4.1.4 Solenoide proporcional

Aquí es donde se lleva a cabo la mezcla de los gases (aire y  $O_2$ ), tomando en cuenta que en algunas ocasiones se necesita suministrar medicamentos al paciente, si estos pueden ser suministrados mediante la respiración, se hace por medio de los nebulizadores, es así que estos gases llegan al solenoide para su mezcla, en el simulador esto se hace con la ayuda de un sumador.

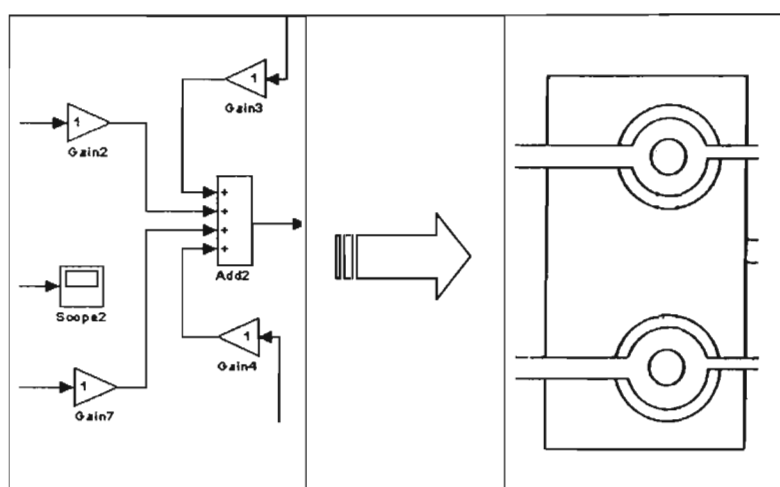


Fig.4.10 Representación en Mat lab del solenoide proporcional

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

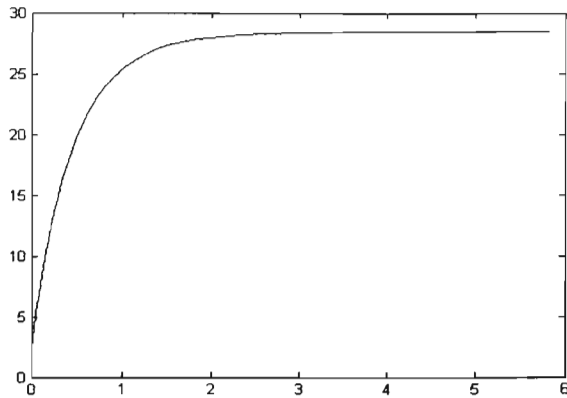


Fig.4.11 Nivel de la mezcla entregada por el solenoide proporcional

Como se puede observar, la señal es la suma del resultado del proceso de aire y  $O_2$  por separado, pero también se están sumando las señales de los nebulizadores que corresponden a 1 en cada uno de ellos.

#### 4.1.5 Safety/check valve

Hasta este momento hemos trabajado con señales con variaciones asíncronas o que se dan cuando el operador del equipo establece nuevas condiciones o formas de control de los flujos de aire por ello las consideramos que son constantes durante la operación normal ininterrumpida del respirador, pero la respiración del paciente no es constante ya que se repite periódicamente y al analizarla de forma más específica, nos podemos dar cuenta que el proceso de inspiración es mayor que el de expiración por lo cual la forma de la señal es específica.

Para obtener esta señal, nos auxiliamos de un generador de pulsos cuyo valor máximo estará acotado por la señal constante con la que hasta ahora se cuenta y que tendrá un retardo en la parte de subida.

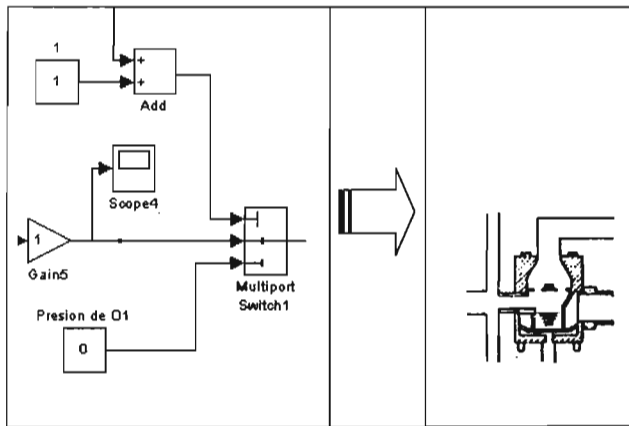


Fig.4.12 Representación en Mat lab del Safety/check valve

Después de este proceso obtendremos la onda de la señal deseada que pueda ser suministrada al paciente

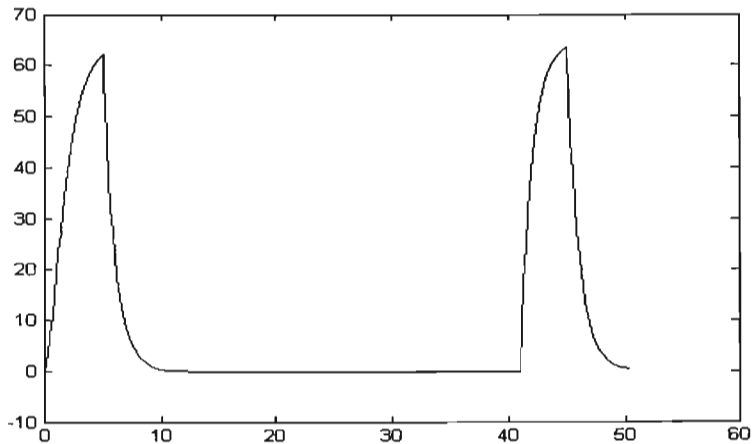


Fig.4.13 Forma de onda producida por el respirador



#### 4.1.6 BUV pressure switch

En esta parte se llevan a cabo tres pasos importantes, el primero es la adecuación exacta de la forma de la señal para dar el tiempo necesario entre pulso y pulso, el segundo es la comprobación de los niveles de O<sub>2</sub> y aire que llegará al paciente y por último se comprobará que todos estos parámetros sean los adecuados para así dejar pasar el gas al paciente.

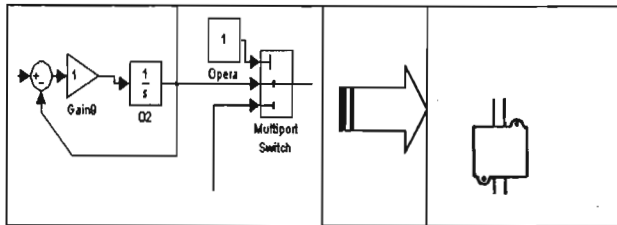


Fig.4.14 Representación en Mat lab del BUV pressure switch

Si los valores que llegan hasta esta instancia no son los adecuados, este gas se ventilará al exterior por una salida alterna y entonces se mandará una señal de error que hará que se repita el proceso para localizar y arreglar aquello que haya ocasionado el error.

Si este error persiste o si se presenta una falla en el suministro de energía eléctrica, el funcionamiento del sistema principal se suspenderá y entrará en acción el sistema de soporte o secundario.

Las siguientes gráficas son ejemplos de señales de error que se pueden generar en nuestro sistema si algún dispositivo no está funcionando correctamente.

La primera muestra, una señal cuyo problema se genera en el solenoide, ya que si las señales de entrada son las mismas que el caso analizado, la suma está presentando una pérdida que disminuye el valor de la señal.

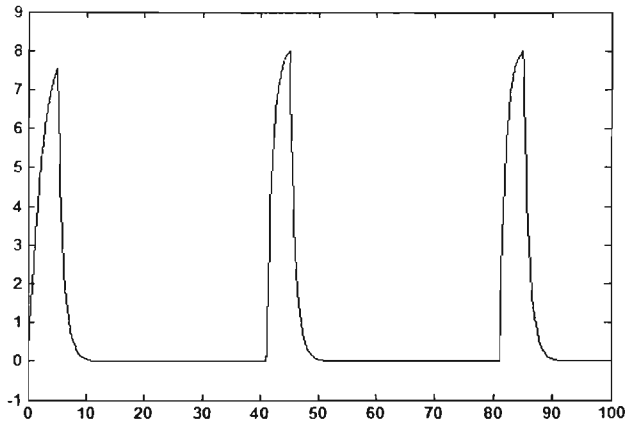


Fig.4.15 Forma de onda errónea debido a una falla presentada en el solenoide proporcional

Esta segunda gráfica muestra el mayor problema que se podría presentar, esto es no tener ninguna señal a la salida de nuestro sistema, tendríamos que empezar revisando la salida de los tanques y así parte por parte ya que la pérdida de la señal puede ser generada en cualquier etapa del proceso.

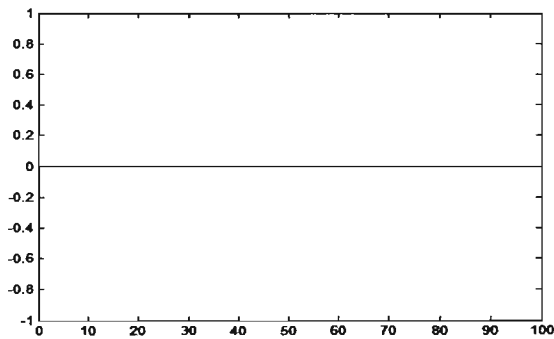


Fig.4.16 Forma de onda errónea debido a que no se tiene señal de ningún tipo

Este último ejemplo muestra en error más complejo ya que aquí intervienen diversos dispositivos que podrían estar generando esta señal ya sea por separado o interactuando entre ellos, lo cual nos obligaría a revisar el proceso parte por parte, pero poniendo atención principalmente en el safety/check valve y BUV pressure switch que es donde se genera la forma de la señal requerida y en los niveles proporcionados por el regulador.

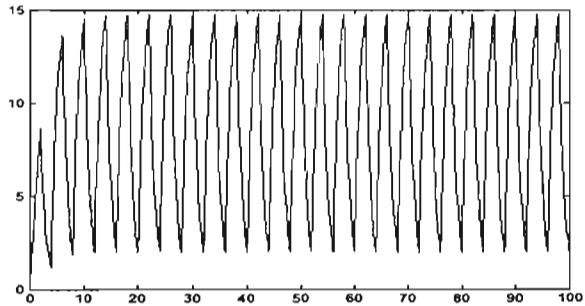


Fig.4.17 Forma de onda errónea debido a disturbios presentes en la señal final

## 4.2 Sistema BUV (respaldo)

Este sistema de respaldo toma control del respirador bajo las circunstancias mencionadas anteriormente. La desventaja de este modo de operación es que no tenemos ningún control sobre su accionar, teniendo valores de salida previamente establecidos como valores estándar que sólo ayudarán a mantener un nivel básico de respiración en el paciente sin poder suministrar medicamentos y sin poder modificar estos valores.

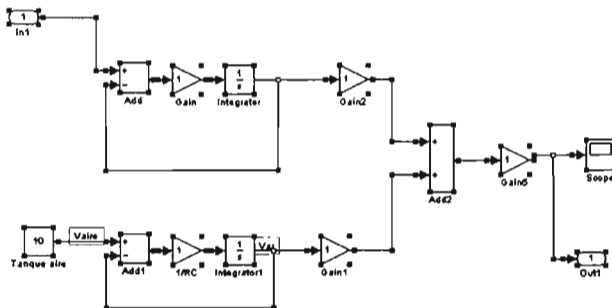


Fig.4.18 Representación en Mat lab del sistema BUV

El aire con el que trabaja el respirador es proporcionado de dos formas básicas, la primera y más usada es mediante un motor compresor que se encuentra dentro del respirador y la segunda mediante una toma de aire del exterior.

Cuando se presenta una falla en el suministro de energía, la compresora que provee del aire necesario dejará de funcionar, por lo que el sistema BUV cuenta con una toma de aire alterna que se encuentra en el sistema de ventilación del cuarto en el que está el paciente y el  $O_2$  se tomará del mismo tanque que en el sistema principal.

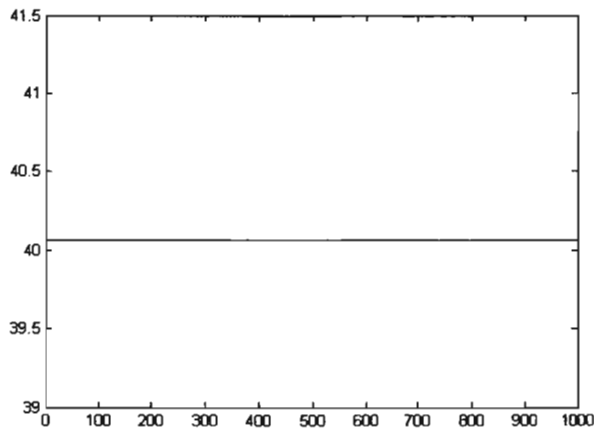


Fig.4.19 Forma de onda entregada por el sistema de respaldo ( valores preestablecidos )

El valor de aire será menor al del sistema principal, pero será suficiente para mantener estable al paciente por un periodo de tiempo limitado, dando el tiempo necesario para resolver el problema y regresar al modo de operación del sistema principal.

### 4.3 Sistema final

En el siguiente diagrama se simplifican los dos sistemas anteriores, el “subsistema” es el sistema principal y el “subsistema 1” es el sistema de respaldo. En estos bloques están insertados los sistemas pertinentes y su función es exactamente igual a la descrita en todo este capítulo. Como se puede observar, las entradas son sólo los tanques de aire y O<sub>2</sub>, los nebulizadores y un generador de pulsos cuyo propósito es ayudarnos a generar la forma de onda que el paciente requiere.

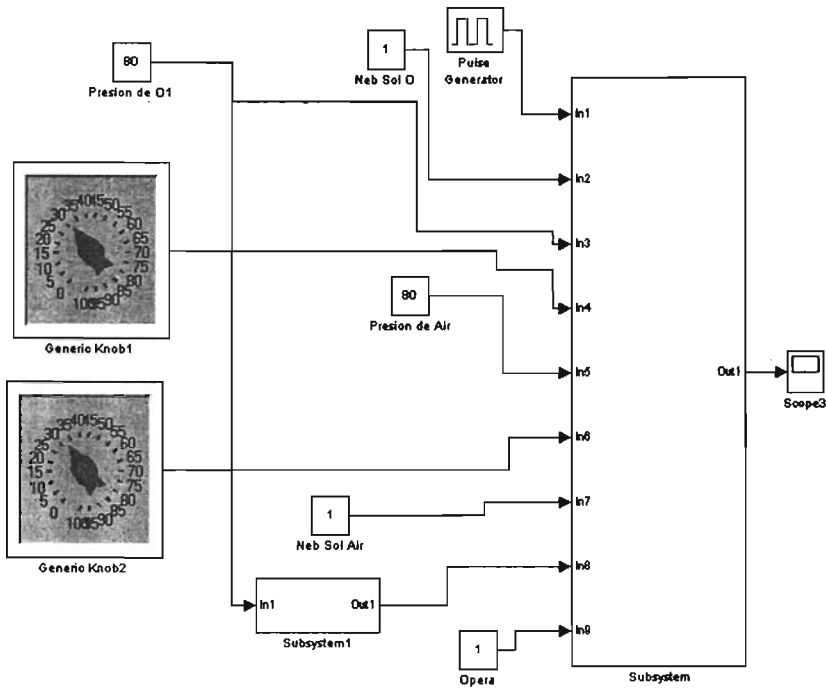


Fig.4.20 Representación en Mat lab del sistema final

La entrada 9, es para identificar el sistema que esta operando, en este caso el "1" nos indica que el respirador está funcionando mediante el sistema principal, un cero nos indicaría que el sistema secundario es el que lleva a cabo el proceso.

La salida en el osciloscopio 3 es la que llega al paciente, el modelo del paciente será analizado a continuación usando como señal de entrada al paciente la señal de salida de este sistema.

Esta señal es la que llegará al paciente, el valor de la presión en este caso es de 27 y el tiempo entre cada respiro es de 30 segundos. El proceso total de la respiración entre la inspiración y expiración es de 10 segundos. Estos valores pueden ser modificados cuando se trabaja en el modo principal, dando la facilidad de cambiar cualquiera de los tres parámetros mencionados.

Como parte de una comparación de nuestro sistema con la señal teórica, se presenta la siguiente gráfica, la cuál se mencionó anteriormente en este trabajo. Como se puede observar hemos llegado a una respuesta satisfactoria, ya que las formas de onda son semejantes, la única variación se presenta en las escalas de tiempo y amplitud.

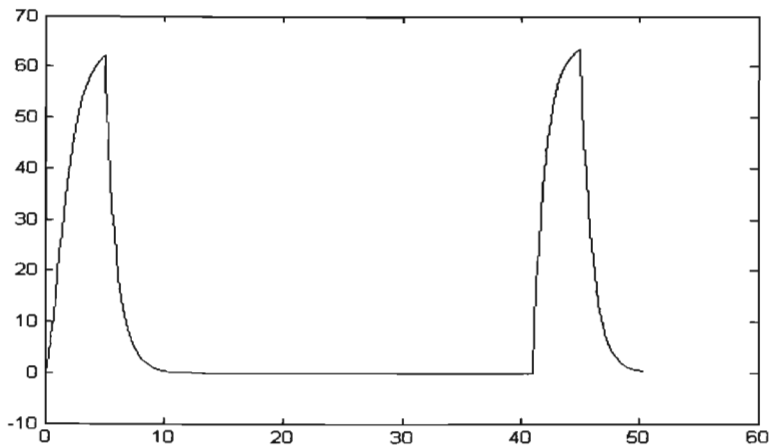


Fig.4.21 Forma de onda final acondicionada para poder ser suministrada al paciente.

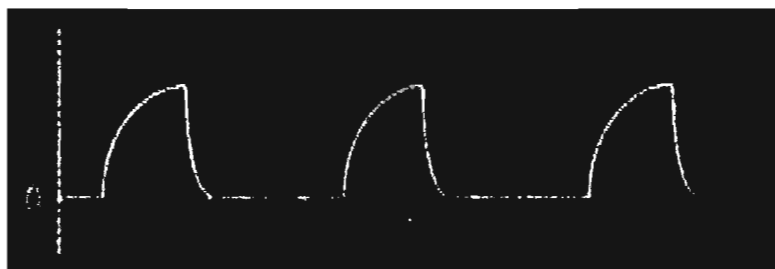


Fig.4.22 Forma de onda teórica del modo de un respirador operando como controlador.

En esta gráfica se muestra un intervalo de nuestra señal con las escalas ampliadas lo cual nos muestra una forma más parecida a la señal que buscábamos aproximarnos.

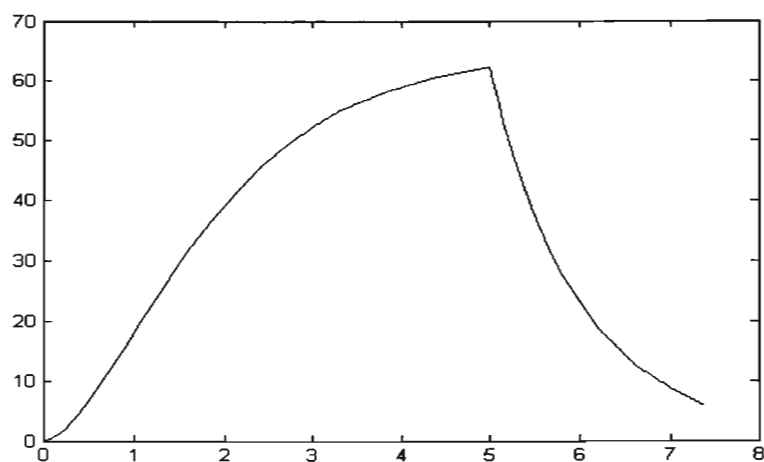


Fig.4.23 Ampliación de la forma de onda obtenida por simulación en Mat lab

Estas escalas pueden ser modificadas directamente en el funcionamiento del respirador por el operador, lo cual nos provee de los argumentos necesarios para afirmar que el respirador diseñado funciona correctamente.

#### 4.4 Simulación del pulmón

Para la comprobación del correcto funcionamiento de nuestro sistema, procederemos a la obtención de la señal que resulta del proceso de respiración en los pulmones. De acuerdo a la información de los capítulos anteriores, la señal que esperamos encontrar es la siguiente:

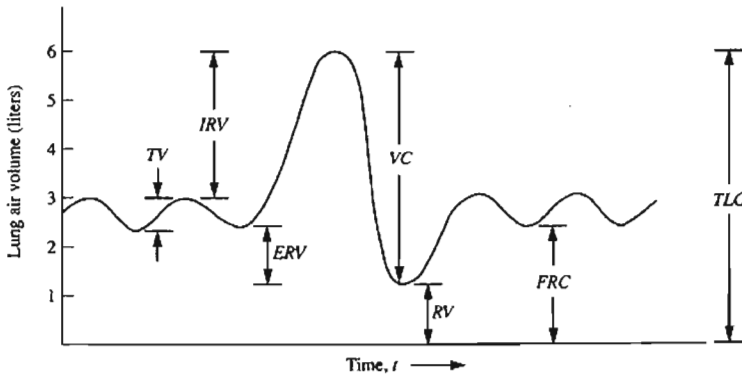


Fig.4.24 Forma de onda teórica del proceso de la respiración.

El siguiente sistema de simulación es el correspondiente al funcionamiento del pulmón. Como primer punto se tiene una señal  $P_a$ , que es la correspondiente a la señal final del respirador que llegará al paciente.

En la sección B hemos formado la señal que nos ayudará a simular el momento en que se lleva a cabo la respiración, esto es, la forma de onda que llevará a cabo la modificación de la señal proveniente del respirador para llegar a la forma de onda deseada.

La sección A es la encargada del proceso de ambas señales, la del respirador y la de respiración (sección B). Aquí simplemente se hace el producto de estas dos señales.



Como se puede observar, tenemos dos osciloscopios en las salidas que sólo nos ayudan a comparar las respuestas que se presentan para diversos valores de resistencia de salida, lo cual sólo modificará la ganancia de la señal final. Para este análisis se ha tomado la señal correspondiente al osciloscopio 4.

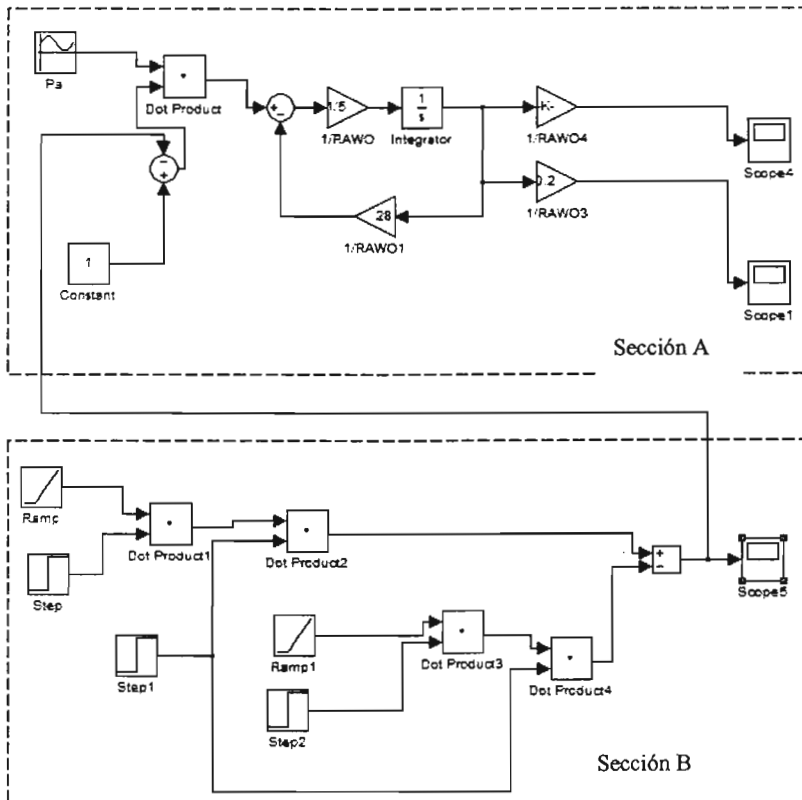


Fig.4.25 Representación en Mat lab del pulmón.

Como resultado del proceso llevado a cabo por el sistema anterior, hemos obtenido la siguiente señal:

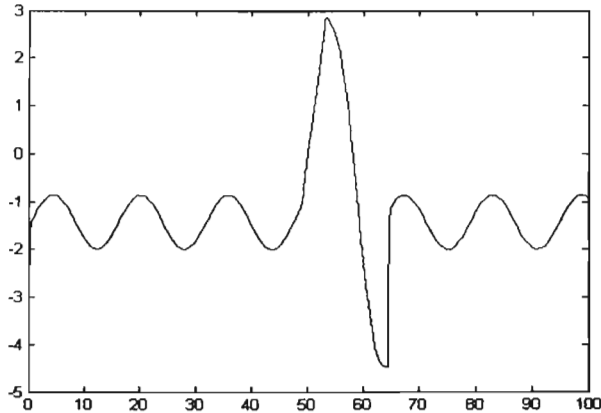


Fig.4.26 Forma de onda obtenida de la simulación del proceso de la respiración.

En la comparación de esta señal con la señal que buscábamos podemos concluir que los resultados cubren de manera más que satisfactoria con los objetivos propuestos.

La señal obtenida en este sistema comparada con la señal esperada, son aproximadas y para el objeto de este trabajo, consideramos que los resultados obtenidos en esta investigación son de gran avance para el objeto de estudio y comprensión del funcionamiento del respirador. Los valores pueden ser variados a voluntad lo cual nos ayuda a tener una señal con las condiciones deseadas.

## Capítulo 5

### Diseño del respirador

#### 5.1 Especificaciones del diseño

En este capítulo se presentan las especificaciones funcionales y pruebas que deben realizarse al respirador propuesto, así como un breve análisis económico para su construcción.

El sistema de ventilación de un respirador controlado y operado desde una PC debe ser fácil de utilizar, auto-contenido, servo controlado y 100% gestionado mediante software. Debe contar con un rango dinámico de suministro de gas respiratorio válido para pacientes desde pediátricos hasta adultos. Su interfaz de usuario ofrecer la máxima flexibilidad y una sencilla interacción con el operador. Contar con despliegues a color con capacidades para gráficos en tiempo real y monitoreo digital – sensible al tacto para una interacción sencilla sería conveniente pero no indispensable, botones de membrana y de perilla simulados para cambiar la configuración. Debe presentar una gran variedad de características para el entorno de cuidados intensivos.

El respirador aquí propuesto consta fundamentalmente de tres módulos: el sistema de respiración, una tarjeta de interfase con la PC y el software para PC con el cual se monitorea y controla la operación integral del respirador. El sistema de respiración debe ser una unidad compacta y de poco peso que dispone de todas las características de los grandes respiradores:

El ajuste del flujo del gas en el respirador debe realizarse a través de dos solenoides proporcionales que administran un volumen preciso de una mezcla de aire/oxígeno de acuerdo a la programación que se haya designado en el panel virtual de control del respirador.

La presión en las paredes de salida que se requiere para que puedan operar las partes neumáticas del respirador es de 35 a 100 psi. El suministro de aire puede ser entregado por un compresor de aire externo o interno.

El respirador debe ser capaz de entregar respiraciones mecánicas en tres diferentes formas de onda, senoidal, rampa desacelerada y cuadrada. También debe de entregar respiraciones espontáneas de acuerdo a la demanda del paciente en el modo CPAP y en el modo SIMV.

El respirador debe contar con cuatro modos de ventilación: Ventilación Continua Mandatoria CMV, Ventilación Sincronizada Intermitente Mandatoria SIMV, Presión Positiva Continua de Flujo de Aire CPAP y Presión de Soporte PS.

Cuando el respirador es encendido por primera vez, debe realizarse una auto prueba de encendido de 10 segundos (POST) automáticamente para verificar la operación de los componentes electrónicos. Una autoprueba extendida (EST) o mas corta también debe permitirse para verificar el estado de los componentes neumáticos y el humidificador.

La tarjeta de interfase con la PC debe permitir el ingreso de al menos ocho señales analógicas y el mismo numero de señales digitales las cuales estarán acondicionadas convenientemente para permitir el monitoreo del respirador. Las señales de salida son similarmente de al menos ocho analógicas y otras tantas digitales.

El software para controlar, probar y operar el respirador así como la tarjeta de interfase deben poder instalarse en cualquier sistema con requerimientos generales de un procesador Pentium de al menos 300 Mhz con 64 Mb de memoria y suficiente espacio en disco para poder guardar registros de varios pacientes (unos 20 Gb).

El sistema operativo es Windows para el diseño de este trabajo pero posteriormente podrá probarse con Linux y otros elementos de software libre.

## **5.2 Procedimientos generales para seleccionar la programación**

Excepto para PEEP/CPAP, todos los modos, submodos, formas de onda, parámetros y el umbral de alarma pueden ser seleccionados presionando la tecla apropiada en la sección de programación de respirador del panel del despliegue del teclado.

Para hacer una selección, siempre se debe “presionar” (mantener la orden doble clic en) el centro de una tecla con la suficiente fuerza para producir un beep audible.

Un beep significa que el respirador ha reconocido pero todavía no ha aceptado la selección. Después de esto presionando la tecla ENTER en respuesta al mensaje que aparece en la VENTANA DE MENSAJES. Siempre y cuando el respirador despliegue la nueva selección, continuará operando con los parámetros ya existentes.

Si el parámetro que se desea cambiar es un valor numérico, entonces primero se selecciona el parámetro que se desea cambiar (volumen tidal, rango, flujo pico, etc.) y después la tecla del valor numérico deseado. Mirar la VENTANA DE MENSAJES para verificar la nueva selección.

“Presionar” la tecla ENTER para programar el nuevo valor en el ventilador. Dos beeps después de “presionar” la tecla ENTER indica que el respirador ha aceptado el cambio deseado.

Si se escuchan cuatro beeps después de haber “presionado” la tecla ENTER entonces el cambio deseado no se puede hacer sin primero cambiar otro parámetro del ventilador.

Dos excepciones al procedimiento que se señala arriba es el procedimiento para seleccionar la INSPIRACION MANUAL. Este submodo se selecciona presionando cada tecla directamente. No se necesita “presionar” la tecla ENTER.

### **5.3 Panel de control**

El Panel de control se divide en tres diferentes secciones. DATOS DEL PACIENTE, ESTADO DEL RESPIRADOR Y CONFIGURACION DEL RESPIRADOR

La sección DATOS DEL PACIENTE permite al operador monitorear el comportamiento del paciente y el respirador.

La sección ESTADO DEL RESPIRADOR permite al operador mirar el estado de las alarmas del paciente y del ventilador.

La sección CONFIGURACION DEL VENTILADOR permite al operador revisar y cambiar la programación del respirador.

#### **5.3.1 Sección configuración del ventilador**

Esta sección permite al operador revisar y cambiar la programación del respirador. Los valores para el volumen tidal, el rango de respiración, el flujo espiratorio pico y el porcentaje de oxígeno (O<sub>2</sub>%) siempre aparecen en sus despliegues gráficos designados.

### 5.3.1.1 Controles del ventilador

Volumen Tidal: .10 - 2.50 litros

Rango Respiratorio : .5 - 70 BPM

Flujo Inspiratorio Pico : 10 - 120 LPM Espontáneos 180 LPM

Sensibilidad: 0.5 - 20 cm H<sub>2</sub>O

O<sub>2</sub>% : 21 - 100%

Meseta (pausa de insp.): 0 - 2.0 segundos

Presión PEEP/CPAP : 0 - 45 cm H<sub>2</sub>O

### 5.3.1.2 Umbral de alarmas

#### a. Límite de presión elevada

Indica que la presión de flujo de aire es igual o excede al valor programado para esta alarma. El rango es de 10 - 120 cm H<sub>2</sub>O.

#### b. Presión de inspiración baja

Indica que la presión de flujo del aire es igual o menor al valor programado para esta alarma. El rango es de 3 - 99 cm H<sub>2</sub>O.

#### c. Presión PEEP/CPAP baja

Indica que la presión de flujo del aire es igual o menor al valor programado para esta alarma. El rango es de 0 - 45 cm H<sub>2</sub>O.

#### d. Volumen tidal exhalado bajo

El respirador monitorea un tipo de respiro para el Volumen Tidal de Expiración Bajo (basado en el promedio de cuatro respiros): El monitoreo del respiro depende del modo de ventilación.

#### e. Volumen exhalado por minuto bajo

Mantiene el valor del volumen exhalado para ambos tipos de respiros, mandatorio y espontáneo. Debe usar el valor de los ocho respiros mas recientes.

#### f. Volumen tidal

Muestra el Volumen Tidal programado en litros.

**g. Rango de respiración**

Muestra el valor digital programado par el rango.

**h. Flujo pico**

Muestra el valor digital programado para el flujo inspiratorio pico. .

**i.  $O_2\%$** 

Muestra el valor digital programado para el  $O_2\%$  de gas inspirado.

**5.3.2 Modos, submodos, formas de onda****5.3.2.1 Modos****a. CMV Ventilación Continua Mandatoria.**

Durante este modo de respiración la fase de inspiración debe poder ser iniciada por el respirador o el paciente. El volumen tidal recibido por el paciente, siempre será igual al volumen tidal programado. La función permite al paciente iniciar un respiro, es un modo de ventilación asistido controlado.

**b. SIMV Ventilación Sincronizada Intermitente Mandatoria.**

Durante el modo SIMV el respirador opera en el modo mandatorio y en el modo espontáneo, en otras palabras, el paciente puede respirar espontáneamente a través del circuito del respirador en intervalos predeterminados, con subsecuentes respiros espontáneos asistidos por la maquina con flujos dimensionados al volumen tidal programado, entonces se convierte en respiros mandatorios.

**c. CPAP Presión Positiva Continua de Flujo de Aire.**

Durante el modo CPAP todas las respiraciones son espontáneas, Las presiones de flujo de aire de inspiración y expiración son mantenidas sobre una presión base superiora cero. CPAP es a las respiraciones espontáneas lo que PEEP es para las respiraciones de la maquina.

### 5.3.2.2 Formas de onda

#### a. Cuadrada

El flujo inspiratorio es constante lo que resulta en un patrón de inspiración similar a una onda cuadrada.

#### b. Desacelerada

El flujo inspiratorio inicialmente es igual al flujo de pico programado entonces decrece a un valor 20% menor que al flujo de pico programado inicial.

#### c. Seno

Es un patrón no constante en el flujo inspiratorio.

#### d. Nebulizador

Presionando la tecla NEBULIZADOR y después ENTER se activa el nebulizador en el circuito del respirador. La nebulización ocurre solo durante la fase de inspiración en el ciclo de respiración. El FI02 de la fuente de gas del nebulizado es entre 21% o 100% dependiendo el FI02 del volumen tidal de la maquina.

Si el O2% programado en el panel de PROGRAMACIÓN DEL VENTILADOR es menor al 60%, el 21% de la fuente del gas es usado para encender el nebulizador. Si no se usa una fuente de gas, el FI02 del gas que el paciente recibe siempre es igual al valor de 02% programado en el panel de PROGRAMACIÓN DEL VENTILADOR. Se apagará automáticamente después de 30 minutos de operación.

#### e. 100% O<sub>2</sub>

Presionando la tecla 100% O<sub>2</sub> y después la tecla ENTER cambia en FI02 cualquier porcentaje que se muestre en el desplegue gráfico de O<sub>2</sub>% al 100%, Automáticamente cambiara al valor anterior de O<sub>2</sub>% después de 2 minutos.



### **5.3.3 Sección datos del paciente**

Esta sección permite al operador monitorear el comportamiento del paciente y el respirador.

#### **5.3.3.1 Volumen exhalado**

La lectura del volumen exhalado mostrado por el medidor de volumen exhalado analógico es igual al volumen total exhalado sin el ajuste por el volumen compilado (la cantidad de gas comprimido en el sistema de servicio al paciente) y sin la corrección de BTSP. El volumen exhalado en el medidor analógico usualmente es mayor al mostrado por el despliegue digital. El volumen indicado por el Volumen Exhalado Analógico es medido por un transductor de flujo.

#### **5.3.3.2 Presión de flujo de aire**

La presión medida en el sistema de servicio del paciente y mostrada continuamente durante un ciclo de respiración.

#### **5.3.3.3 PEEP/CPAP**

Para programar PEEP o CPAP, primero se selecciona el despliegue analógico para leer la presión de flujo de aire, después se enciende el contador de PEEP/CPAP para incrementar el nivel de PEEP/CPAP o el contador de PEEP/CPAP para decrementar el nivel y leer el nivel de PEEP/CPAP correspondiente en el despliegue gráfico analógico.

#### **5.3.3.4 Presión principal de flujo de aire**

Es un valor calculado que se deriva promediando la presión de flujo durante todo el ciclo respiratorio. El flujo principal es actualizado y mostrado al final de cada ciclo de inspiración.

#### **5.3.3.5 Presión de flujo pico**

Muestra la presión máxima de flujo medida en el sistema de servicio del paciente.

#### **5.3.3.6 Presión de meseta**

Muestra el promedio de las últimas cuatro muestras de las presiones medidas durante la meseta.

### 5.3.3.7 Rango BPM

El promedio del rango de respiración calculado para el paciente previo a 10 respiros.

### 5.3.3.8 Razón I:E

La razón I:E es mostrada al final de cada ciclo de respiración y es calculada para respiros mandatorios únicamente.

### 5.3.3.9 Volumen tidual

El valor BTPS corregido para el volumen tidual exhalado el cual aparece en la ventana del despliegue gráfico digital de litros es un promedio de cuatro respiros corridos. El cálculo del valor del despliegue gráfico digital se deriva de tomar el valor medido en el transductor de flujo de exhalación y restándole el volumen del gas adicionado automáticamente para compensar por comprensibilidad.

#### Ejemplo

Programación de la maquina compresora

Factor de volumen de salida

1.00L 175ml ----- > 1.175

1.175 minutos

Volumen de comprensibilidad = 175 ml

### 5.3.3.10 Volumen por minuto y minuto espontáneo

El valor del volumen exhalado mandatorio y espontáneo mostrado se basa en el promedio de ocho respiros proyectados corrientes.

### 5.3.3.11 Indicadores del tipo de respiración

Se encienden de acuerdo a cada respiro individual.

### 5.3.4 Sección estado del respirador

Esta sección permite al operador observar el estado de las alarmas del paciente y el respirador. Las 12 alarmas de monitoreo, además de la desconexión de energía. El respirador muestra el estado de su operación como: NORMAL, ALARMA, o PRECAUCIÓN.

#### **5.3.4.1 Limite de presión elevada**

Indica cuando la presión de flujo de aire es igual o mayor al limite programada.

#### **5.3.4.2 Volumen tidal exhalado bajo**

Indica cuando el promedio de las cuatro respiraciones corrientes es igual o menor al mínimo programado.

#### **5.3.4.3 Presión de O<sub>2</sub> de entrada baja**

Indica cuando la presión de entrada del oxigeno es menor o igual a 35 psig.

#### **5.3.4.4 Presión baja de inspiración**

Indica cuando la presión de flujo de aire es menor a la mínima programada.

#### **5.3.4.5 Volumen exhalado por minuto bajo**

Indica cuando el volumen por minuto del muestreo de diez respiraciones es menor a la mínima programada.

#### **5.3.4.6 Presión baja de aire de entrada**

Indica cuando la presión de entrada del aire es menor o igual a 35 psig cuando se conecta al suministro del hospital o 7.5 psig cuando se conecta a un compresor de aire opcional.

#### **5.3.4.7 Bajo PEEP/CPAP**

Indica cuando la presión del flujo del aire es menor a la mínima programada o cuando el sistema neumático detecta una respiración espontánea mayor a 4 litros.

#### **5.3.4.8 Rango de respiración elevado**

Indica cuando el promedio de las diez respiraciones corrientes promedio es mayor a la máxima programada.

#### **5.3.4.9 Batería baja**

Indica cuando la batería interna esta baja para sostener una hora las alarmas y la memoria de respaldo.

#### **5.3.4.10 Apnea**

Indica cuando un respiro no es detectado durante la APNEA INTERNA.

#### **5.3.4.11 Escape en válvula de exhalación.**

Activa la alarma cuando el volumen de gas fluyendo más allá de la válvula de exhalación durante una inspiración excede el 10% del volumen entregado o 50 ml., que es siempre mayor.

#### **5.3.4.12 Silencio de alarma.**

Presionando este botón se silenciará la alarma audible por dos minutos.

### **5.3.5 Modos de emergencia del respirador**

#### **5.3.5.1 Ventilación de Apnea.**

El ventilador cambiará a ventilación apnea cuando menos de 50cc de gas pase a través del transductor de flujo de exhalación durante un intervalo de apnea. Los valores para índice de respiración, flujo pico, volumen tidal y FI02, estarán establecidos de acuerdo con los valores predeterminados por el operador en la función de parámetros de apnea.

#### **5.3.5.2 Ventilación desconectada.**

El ventilador cambiará a este modo de ventilación siempre que el procesador detecte la desconexión del paciente o si el ventilador detecta una discrepancia entre el transductor de presión de inspiración y expiración. Los valores para índice de respiración, flujo pico, volumen tidal y FI02, estarán establecidos de acuerdo con los valores predeterminados por el operador en la función de parámetros de apnea.

#### **5.3.5.3 Ventilación de soporte.**

El ventilador cambiará a este modo siempre que un aviso de ERROR EN EL SISTEMA provoca el inicio de una prueba con la falla del ventilador, o siempre que un ERROR de SISTEMA se detecte por tercera vez en el plazo de 24 horas en que ocurre uno de estos acontecimientos, el BUV (BACK UP VENTILATION) espera 10 segundos antes de asumir el control del procesador.

Durante este tiempo el ventilador funciona a energía de auto-prueba (POST) para verificar la operación de la electrónica, del sistema de adquisición y control de los componentes del respirador. Si la POST no es aprobada, VENTILACIÓN DE SOPORTE (BUV) asume el control del ventilador.

El ventilador opera completamente libre del control del procesador cuando este falla o se presentan fallas en el sistema eléctrico del ventilador.

Una vez que la ventilación de soporte es iniciada, la respiración espontánea no estará disponible y el ventilador opera usando valores preestablecidos de fábrica. No se tiene acceso a los controles, llaves o despliegues, excepto el interruptor de encendido.

Los parámetros que serán sustituidos por la BUV son los siguientes:

Forma de onda: Cuadrada

Volumen tidal: 500cc

Índice de respiración: 12 BPM

Flujo pico: 45 lpm


Sensibilidad: Valores actuales

FIO<sub>2</sub>: 100%




La única forma de salir de la Ventilación de Soporte es apagar el ventilador por 5 segundos y después de esto prenderlo de nuevo.

## 5.4 Símbolos del equipo






En el respirador o en la documentación que lo acompaña se hace referencia a los siguientes símbolos.

Símbolo	Origen/Cumplimiento	Significado
	Símbolo #03-02 IEC60878	Indica ATENCIÓN, consulte los DOCUMENTOS ADJUNTOS.
	Símbolo #5016 IEC 60417	Este símbolo corresponde a un FUSIBLE.
	Símbolo #5034 IEC 60417 Símbolo #01-36 IEC 60878	Este símbolo indica ENTRADA
	Símbolo #5035 IEC 60417 Símbolo #01-37 IEC 60878	Este símbolo indica SALIDA.
	Símbolo #5031 IEC 60417	Este símbolo indica CORRIENTE CONTINUA (CC).
	Símbolo #5019 IEC 60417 Símbolo #01-20 IEC 60878	Este símbolo indica una protección de descarga a TIERRA.

Símbolo	Origen/cumplimiento	Significado
	Símbolo #5021 IEC 60417 Símbolo #01-24 IEC 60878	Este símbolo corresponde a la conexión EQUIPOTENCIAL que se utiliza para conectar varias partes del equipo o de un sistema al mismo potencial, que no es necesariamente el de tierra (TIERRA) (por ejemplo, para conexiones locales).
	Símbolo #5333 IEC 60417 Símbolo #03-02 IEC 60878	Este símbolo corresponde al equipo del TIPO BH, lo que indica que dicho equipo proporciona un grado de protección específico contra descargas eléctricas, particularmente en lo que se refiere a la corriente de fuga permitida y la confiabilidad de la conexión a tierra física.
	Símbolo #5032 IEC 60417 Símbolo #01-14 IEC 30878	Este símbolo indica que el equipo es apropiado para corriente alterna.
	Símbolo #5049 IEC 60417	Este símbolo indica la condición de ENCENDIDO de parte del equipo. Si lo presiona, el respirador funcionará con la tensión de la fuente de alimentación de CA (si está conectado a ella) o con baterías internas o externas si la carga de la batería cumple las especificaciones de funcionamiento.
	Símbolo del respirador	Este símbolo indica RESPIRACIÓN MANUAL.
	Símbolo #5007 IEC 60417 Símbolo #01-01 IEC 60878	Indica ENCENDIDO (alimentación eléctrica).

Símbolo	Origen/cumplimiento	Significado
	Símbolo #5008 IEC 60417 Símbolo #01-02 IEC60878	Indica APAGADO (alimentación eléctrica).
	Símbolo #0651 ISO 7000	Retorno horizontal con la alimentación de línea. Indica ACEPTAR los valores introducidos en un campo específico.
	Símbolo gráfico utilizado internacionalmente para "NO HAGA"	Este símbolo indica CANCELAR. No se aceptan los valores introducidos. El respirador continúa funcionando con la programación anterior.
	Símbolo #5467 IEC 60417	Si se pulsa el botón con este símbolo se CONGELARÁ la pantalla actual.
	Símbolo #5569 IEC 60417.	Este símbolo corresponde al BLOQUEO DE CONTROL
	Símbolo del Respirador	Este símbolo representa a un NEBULIZADOR.
	Símbolo #5319 IEC 60417	Este símbolo indica SILENCIO DE ALARMA.



Símbolo	Origen/cumplimiento	Significado
	Símbolo #5307 IEC 60417	Este símbolo indica RESETEAR ALARMA.
	Símbolo del respirador	Aumenta el OXÍGENO.
	Símbolo #5546 IEC 60417	Este símbolo indica la pantalla ESTADO DE LA BATERÍA INTERNA.
	Símbolo del respirador.	Este símbolo indica SOSTÉN INSPIRATORIO
	Símbolo del respirador	Este símbolo indica SOSTÉN ESPIRATORIO.

## **5.5 Operación del respirador**

### **5.5.1 Botones virtuales de membrana**

El panel de botones de membrana del respirador es el siguiente

#### **5.5.1.1 Silencio de alarma**

Si pulsa este botón, se desactivará el aviso sonoro de la alarma durante 60 segundos ( $\pm 1$  segundo) o hasta que se vuelva a pulsar el botón. Este botón no está operativo para una alarma de "respirador inoperativo".

#### **5.5.1.2 Restablecimiento de alarma**

Cancela el indicador visual de las alarmas que no están más activas.

#### **5.5.1.3 Congelar**

El botón CONGELAR congela la pantalla actual y suspende la actualización de datos en tiempo real hasta que se pulse nuevamente. Cuando la pantalla está congelada, puede desplazarse por las ondas o bucles mostrados mediante el Dial de Datos, que permite mover el cursor por la pantalla.

#### **5.5.1.4 Sostén inspiratorio**

Si mantiene pulsado el botón Sostén inspiratorio, cuando se haya suministrado el volumen programado de una respiración volumétrica, el paciente no podrá exhalar durante un máximo de 6 segundos.

### 5.5.1.5 Sostén espiratorio

Si mantiene pulsado el botón Sostén espiratorio, al inicio del siguiente intervalo de respiración el respirador no permitirá que el paciente inspire o exhale durante un máximo de 6 segundos.

### 5.5.1.6 Respiración manual

Al pulsar este botón durante la fase de exhalación de una respiración se envía una única respiración mandatoria con los valores de programación actuales del respirador. No se suministra ninguna respiración si se pulsa el botón durante la inspiración.

#### **Nota**

Para reanudar con rapidez la ventilación después de aspirar o de otros procedimientos, presione el botón de respiración manual.

### 5.5.1.7 Nebulizador sincronizado

Si se conecta un nebulizador en línea y se presiona el botón del Nebulizador, el respirador suministrará al paciente gas nebulizado a 6 lt/min. El nebulizador en línea estándar se alimenta con oxígeno al 100% para el suministro de los medicamentos prescritos al circuito del respirador. Cuando el nebulizador está activo, el flujo del nebulizador debe sincronizarse con la fase de inhalación de cada respiración y pueda ajustarse en incrementos de 5 minutos durante un máximo de 60 minutos. El periodo de nebulización se puede concluir antes presionando de nuevo el botón del nebulizador.

La utilización del nebulizador puede afectar los volúmenes entregados al paciente. Durante las respiraciones por volumen, se agregarán unos 50 ml al volumen corriente por cada 0,5 segundos del tiempo inspiratorio. Si este volumen agregado no es aceptable para su paciente, ajuste el volumen corriente en consonancia.

Este volumen añadido también aumentará ligeramente la presión máxima. Unas alarmas de presión alta correctamente ajustadas protegerán al paciente de lesiones. La contra-presión de un nebulizador reducirá el flujo.

Esta contra-presión variará según el fabricante y la marca del nebulizador que se utilice. Deberán tomarse en cuenta este aspecto y las medidas pertinentes relativas al efecto de la contrapresión.

Ni el volumen ni la presión pico se ven afectados en las respiraciones de Control de presión o Presión de Soporte. Como al nebulizador se le suministra oxígeno al 100%, durante el periodo de nebulización la FIO<sub>2</sub> de los pacientes resultará ligeramente elevada. Se recomienda usar un monitor de FIO<sub>2</sub> independiente, a fin de determinar con mayor exactitud la FIO<sub>2</sub> que se suministra al paciente durante la nebulización. La FIO<sub>2</sub> resultante se puede calcular a partir de la ecuación siguiente:

$$\text{Nueva FIO}_2 = [(V_{ti} \times \text{FiO}_2) + (0,1 \times T_i)] \text{ dividido por } [V_{ti} + (0,1 \times T_i)]$$

Donde:

**V<sub>ti</sub>** = V<sub>ti</sub> monitoreado antes de encender el nebulizador.

**FiO<sub>2</sub> programada** = FiO<sub>2</sub> programada como un decimal

(por ejemplo, la FiO<sub>2</sub> de 40 es 0,4)

**T<sub>i</sub>** = tiempo inspiratorio monitoreado antes de encender el nebulizador

#### **ADVERTENCIA**

La utilización del nebulizador puede afectar los volúmenes suministrados a su paciente.

#### **5.5.1.8 100% O<sub>2</sub>**

Si se pulsa este botón, el respirador debe aumentar la concentración de oxígeno suministrada al paciente al 100% durante 3 minutos. Si se vuelve a pulsar el botón de oxígeno al 100% durante un periodo de tres minutos, la acción se cancela y el respirador volverá a la configuración anterior de FIO<sub>2</sub>.

#### **5.5.1.9 Bloqueo del panel**

El botón de Bloqueo del Panel debe desactivar todos los controles del panel frontal, excepto Respiración manual, 100% O<sub>2</sub>, Reset de alarma, Silencio de alarma y Bloqueo del panel.

### 5.5.1.10 Aceptar

Acepta los datos introducidos en un campo de la pantalla táctil.

### 5.5.1.11 Cancelar

Cancela los datos introducidos en un campo de la pantalla táctil. El respirador continuará funcionando según los valores actuales.

### 5.5.1.12 Encendido

Para encender el respirador, conecte el cable de alimentación a una fuente de CA adecuada y encienda la PC, posteriormente dar inicio al software de control y monitoreo del respirador, encienda el interruptor de alimentación situado en el panel posterior del respirador, como se muestra a continuación. Esta llave deberá estar protegida mediante una cubierta.

La interrupción accidental del suministro de alimentación eléctrica se notifica inmediatamente a través de una alarma audible. Siempre que el respirador se apague, por cualquier razón, sonará una alarma.

El tiempo de encendido o de reinicio de este instrumento debe ser de 12 segundos como máximo.

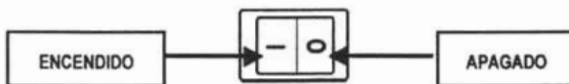


Fig. 5.1 Posiciones del Interruptor de Alimentación

### ADVERTENCIA

Una conexión a tierra protegida mediante un conductor a tierra en el cable de alimentación es esencial para el funcionamiento seguro de la unidad. Si no se contara con la protección de conexión a tierra, todas las piezas conductoras de electricidad, incluidas las perillas y los controles que puedan parecer estar aislados, podrían producir descargas eléctricas.

Para evitar estas descargas, conecte el cable de alimentación a una toma correctamente instalado, utilice únicamente el cable de alimentación suministrado con el respirador y compruebe si dicho cable está en buenas condiciones.

## 5.6 Pantallas principales del respirador

### 5.6.1 Funciones extendidas

La pantalla de Funciones Extendidas permite acceder a datos almacenados, observar el rendimiento de las calibraciones y personalizar el panel delantero. Para acceder a la pantalla Funciones Extendidas, pulse el indicador de pantalla ubicado en la sección central superior de la pantalla táctil.

Aparece el menú de Selección de Pantalla. Presione Funciones Extendidas.

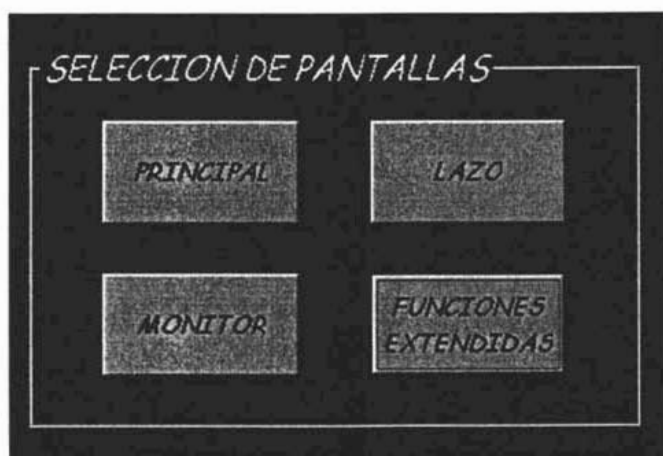


Fig. 5.2 Pantalla de Selección de Pantallas

Aparece el menú Funciones Extendidas.



Fig. 5.3 Menú de Funciones Extendidas

Algunas de las funciones a las que se puede acceder desde esta pantalla son:

**a. Eventos**

Almacena eventos de datos para la evaluación del Servicio Técnico y resolución de problemas.

**b. Datos Transductor**

Permite configurar las salidas analógicas del transductor para el Servicio Técnico.

**c. Pruebas Transductor**

Permite realizar pruebas de Servicio Técnico de la función del transductor.

**d. Versión**

Muestra información sobre la versión de software y el número de serie del respirador.

**e. Fecha/Hora**

Muestra el total de horas de funcionamiento del respirador, así como la configuración de la fecha y la hora.

**f. Calibración monitor FIO2**

Permite calibrar el sensor interno de oxígeno.

**g. Configuración respirador**

Permite la programación de estas funciones:

**h. Volumen Minuto bajo OFF desactivado**

Activa o desactiva una configuración de “OFF” (apagado) para la alarma de volumen por minuto bajo.

**i. Bloqueo de panel**

Activa o desactiva el interruptor de bloqueo del panel frontal.

**j. Monitor de FIO2**

Enciende o apaga el monitor de FiO2.

**k. Unidades de medida de altitud**

Alterna entre pies y metros para la programación de la altitud.

**l. Programación de la altitud**

Permite la programación de la altitud para obtener una medición precisa del volumen.

**m. Botones de idioma**

Seleccione el idioma que desee para el panel frontal.



### 5.6.2 Selección del paciente

En la pantalla selección del paciente, puede continuar con la ventilación para el paciente actual CONTINUAR PACIENTE o seleccionar PACIENTE NUEVO para volver a configurar los valores del respirador.

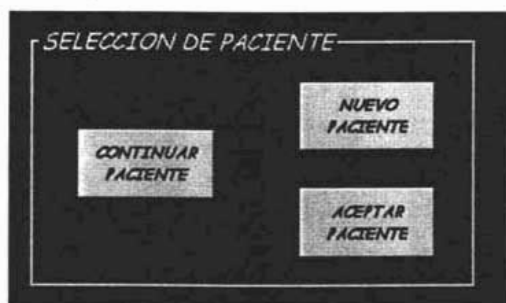


Fig. 5.4 Pantalla de selección del paciente

La pantalla de selección del paciente debe tener Continuar Actual como selección predeterminada. Si acepta esta opción, el respirador debe proseguir con la ventilación según la configuración de paciente más reciente. Si se selecciona Nuevo Paciente, se borran las tendencias y todos los parámetros se restablecen a sus valores predeterminados.

Para elegir esta opción, pulse el botón Nuevo Paciente. Pulse Aceptar Paciente para aceptar la selección. Si ha seleccionado Nuevo Paciente, comenzará la ventilación con la configuración predeterminada y se mostrará la pantalla de configuración.

### 5.6.3 Configuración del respirador



Fig. 5.5 Pantalla de configuración del respirador

### 5.6.3.1 Humidificador activo

(Humidificación activa activada / desactivada), ON / OFF (Encendido /Apagado). Puede definir el tipo de humidificación: activa (ON) o pasiva (OFF). La humidificación activa asume que la temperatura es de 37 °C; la pasiva, 25 °C. Los valores de humidificación relativa compensan los valores exhalados.

Rango: Activa encendido / apagado

El respirador entrega y muestra volúmenes corrientes corregidos a BTPS (Body Temperature Pressure Saturated, presión y temperatura corporal, saturado).

### 5.6.4 Identificación del paciente

En esta pantalla se puede introducir los datos que identifiquen al paciente , en dicha pantalla aparecerán los campos que están disponibles para ser llenados por el personal y así lograr el registro en la base de datos del respirador.

IDENTIFICACION PACIENTE

NOMBRE

N° AFILIACION

CAMA

DIAGNÓSTICO

MÉDICO

Fig. 5.6 Pantalla de identificación del paciente

## 5.6.5 Configuración del tipo y modo de ventilación

Para acceder a las opciones de selección de modo, pulse el botón Modo.

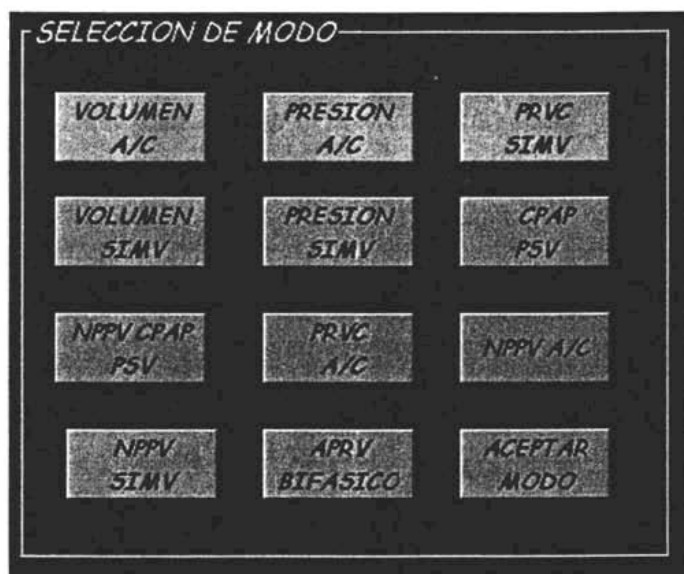


Fig. 5.7 Pantalla de selección de modo

Las opciones que se muestran en la pantalla de Selección de Modo son una combinación del tipo de respiración y del modo de suministro de ventilación.

Están disponibles los siguientes modos de tipo de respiración y ventilación. Cuando se acepta un modo, su nombre aparece en la parte superior izquierda de la pantalla.

### 5.6.5.1 Modos de ventilación disponibles

#### a. Volumen A/C

Respiración por volumen y con ventilación asistida (predeterminado).

#### b. Presión A/C

Respiración por presión y con ventilación asistida.

**c. Volumen SIMV**

Respiración por volumen y con ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV).

**d. Presión SIMV**

Respiración por presión y con ventilación mandatoria intermitente y sincronizada (SIMV).

**e. CPAP / PSV**

Presión positiva continua de vía aérea (respiración a demanda) y con ventilación con presión de soporte.

**f. APRV / Bifásico**

Respiración solicitada espontánea en dos niveles de presión de base alternativos o ventilación controlada con proceso cíclico por tiempo

**g. PRVC A/C**

Respiración con presión regulada y control de volumen, y ventilación asistida

**h. PRVC SIMV**

Respiración con presión regulada y control de volumen, y ventilación obligatoria intermitente y sincronizada (SIMV) y un nivel ajustable de presión asistida para respiraciones espontáneas.

**i. NPPV A/C**

Ventilación asistida con presión positiva y no invasiva

**j. NPPV / SIMV**

Ventilación con presión positiva y no invasiva y obligatoria intermitente y sincronizada (SIMV).

**k. NPPV / CPAP PSV**

Ventilación con presión positiva y no invasiva y con presión positiva continua del conducto de aire (respiración a demanda) y con presión asistida

## 5.7 Características físicas de los componentes.

### 5.7.1 Circuito paciente

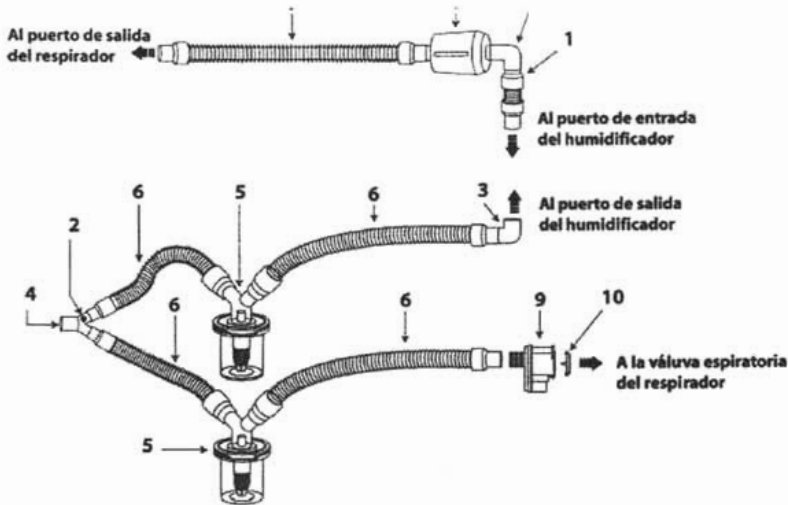


Fig.5.8 Montaje del circuito del paciente

#### Elemento

1. Adaptador de abrazadera D.I. de 22 mm
2. Conexión cónica, macho de 7,5 mm
3. Adaptador acodado de 90 grados
4. Conector en Y
5. Trampa de agua, natural, autoclavable
6. Tubo del circuito, pared interior lisa, de 76,2 cm (30 pulg.)
7. Tubo del circuito, pared interior lisa, de 45,7 cm (18 pulg.)
8. Filtro bacteriano del flujo principal, 0,3 micrones
9. Cuerpo de la válvula de exhalación
10. Diafragma de la válvula de exhalación

## 5.7.2 Elementos necesarios para instalar el respirador

### 5.7.2.1 Fuente de Alimentación

El respirador debe funcionar con una fuente de alimentación estándar de 100,110, 220 o 240 VCA, una batería interna o un convertor de CC certificado. La batería interna instalada en puede suministrar alimentación eléctrica durante el transporte de pacientes en recorridos cortos o interrupciones del suministro de alimentación de CA. La batería interna de duración prolongada (opcional) puede utilizarse para una asistencia durante períodos de tiempo más prolongados.

### 5.7.2.2 Oxígeno Presurizado

La fuente de oxígeno ha de proporcionar oxígeno puro y seco de uso médico a una presión de 40 a 85 psig (2,8 a 6,0 bar).

### 5.7.2.3 Oxígeno a bajo flujo

La fuente de oxígeno de bajo flujo ha de proporcionar oxígeno puro de uso médico que no exceda 80 lt/m a 0,5 psig (0,035 bar).

### 5.7.2.4 Suministro de oxígeno presurizado

- Rango de presión: 40 a 85 psig (2,8 a 6,0 bar) (suministro de oxígeno)
- Temperatura: 10 a 40 °C (de 50 a 104 °F)
- Humedad: El punto de rocío del gas debe ser 1,7 °C (3 °F) por debajo de la temperatura ambiente (mínimo).
- Flujo mínimo: 80 lt/min a 20 psig (1,4 bar)
- Conector de la toma de entrada: Cuerpo del tipo CGA DISS, No. 1240

## 5.7.3 Instalación de la parte delantera del respirador

### 5.7.3.1 Conexión del diafragma de espiración y del cuerpo de la válvula

Con cuidado, ajuste el aro del diafragma a la válvula espiratoria y presione ligeramente todo el borde para asegurarse de que está colocado correctamente, tal como se muestra.

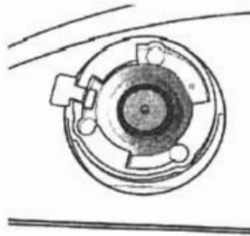


Fig. 5.9 Diafragma de espiración

Alinee las aletas del cuerpo de la válvula espiratoria con las aberturas del receptáculo de la válvula espiratoria.

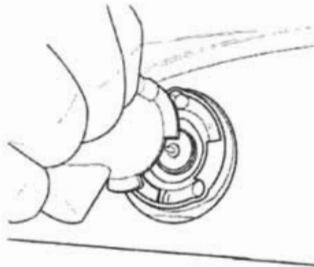


Fig. 5.10 Alineación del cuerpo de la válvula

Presione ligeramente y realice un giro en sentido horario hasta que escuche un clic.

La traba del cuerpo de la válvula espiratoria debe estar instalada firmemente y el cuerpo de la válvula no debe girar.

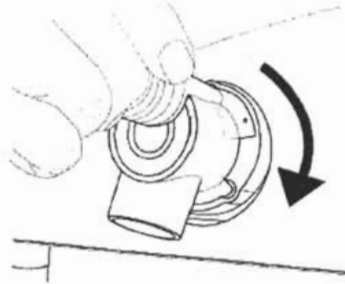


Fig. 5.11 Ajuste del cuerpo de la válvula

### 5.7.3.2 Conexión del sensor de flujo de orificio variable

El sensor de flujo se conecta al cuerpo de la válvula, como se muestra en la figura. Empuje suavemente el sensor de flujo hasta que el puerto del cuerpo de la válvula encaje en su sitio. No lo fuerce, ya que puede dañar el sensor o el cuerpo de la válvula.

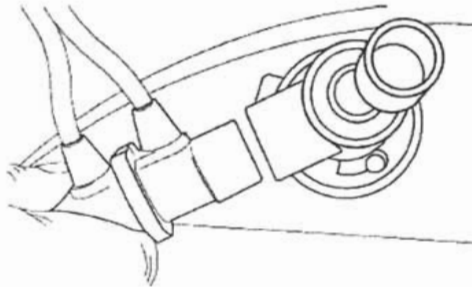


Fig. 5.12 Conexión del sensor de flujo



### 5.7.3.3 Conexión del circuito paciente

En la figura se muestran las conexiones del circuito paciente. La rama inspiratoria del circuito paciente se conecta directamente a la salida de gas del respirador. Si se prescribe un sistema de humidificación activa o Intercambiador de humedad y calor (IHC) pasivo, éste debe colocarse en línea en el circuito paciente de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

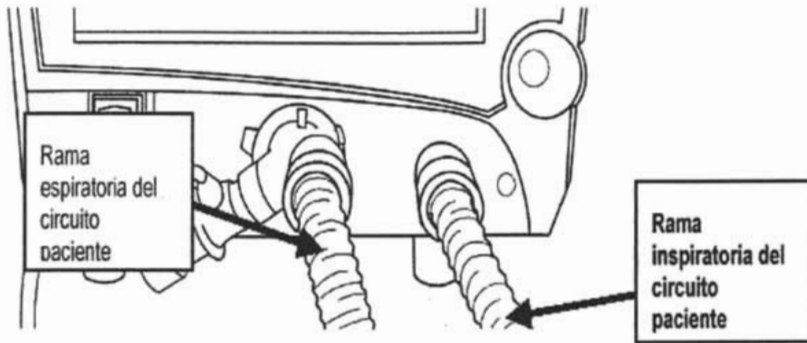


Fig. 5.13 Conexiones del circuito paciente

### 5.7.3.4 Conexión de un nebulizador

Puede utilizar un nebulizador en línea con el respirador. Para utilizar un nebulizador, previamente, deberá haber instalado en el respirador una fuente de oxígeno a alta presión. Conecte los tubos del nebulizador, como se muestra en la figura. El racor aparece indicado con el icono que se muestra a continuación.

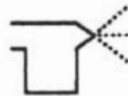


Fig. 5.14 Icono que indica uso de nebulizador.

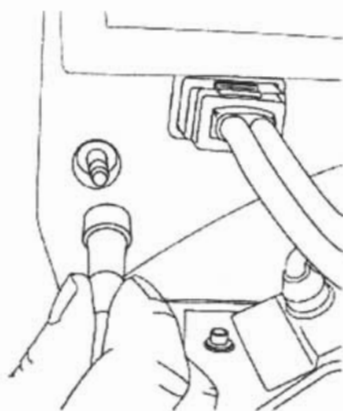


Fig. 5.15 Conexión de los tubos del nebulizador

#### PRECAUCIÓN

- No se recomienda que el nebulizador reciba alimentación de un medidor de flujo externo.
- La utilización de un nebulizador puede afectar los volúmenes suministrados al paciente.

#### 5.7.3.5 Sensor de oxígeno

El sensor de oxígeno recomendable debe ser una célula galvánica desechable para eliminar todo tipo de mantenimiento, excepto que se recomienda cambiar cada dos años.

#### Nota

Si el sensor de oxígeno se agota antes de que se realice el mantenimiento preventivo, se puede apagar el monitor de FIO<sub>2</sub>. Esto silenciará las alarmas de FIO<sub>2</sub> de oxígeno. El mezclador de oxígeno seguirá trabajando sin verse afectado y se podrán seguir programando los parámetros de FIO<sub>2</sub> para suministrar la FIO<sub>2</sub> deseada.

### 5.7.3.6 Conexión de las fuentes de oxígeno

El respirador acepta fuentes de oxígeno a alta y baja presión, tal como se muestra a continuación.

### 5.7.3.7 Conexión de una manguera de oxígeno a alta presión

Conecte la manguera de oxígeno a alta presión al conector DISS roscado situado en la parte superior derecha del panel posterior (véase figura).

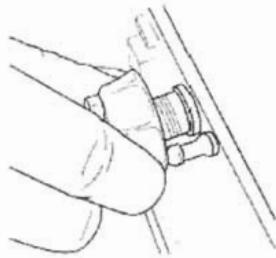


Fig. 5.16 Conexión de la manguera de O<sub>2</sub> a alta presión

### 5.7.3.8 Conexión de las tubuladuras de oxígeno a baja presión

Conecte las tubuladuras de oxígeno a baja presión al conector cónico situado debajo del conector de oxígeno a alta presión (véase figura). Para determinar la FIO<sub>2</sub> del paciente cuando utiliza la conexión de oxígeno a baja presión.

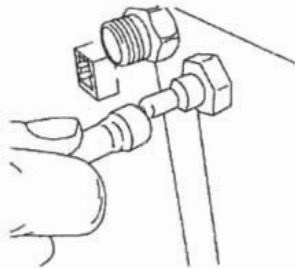


Fig. 5.17 Conexión de los tubos de oxígeno a baja presión

### 5.7.3.9 Conexión del sistema de aviso al personal de enfermería

El respirador debe poder conectarse a un sistema de aviso remoto al personal de enfermería mediante un conector. El conector debe estar configurado para que se pueda usar con señales normalmente cerradas (NC., abiertas en caso de alarma), o con señales normalmente abiertas (NO., cerradas en caso de alarma)

#### ADVERTENCIA

El respirador se ha diseñado para que ni el paciente ni el usuario queden expuestos a corriente de fuga excesiva según las normas correspondientes (UL2601 y IEC60601-1). Sin embargo, esto no se puede garantizar si hay dispositivos externos conectados al respirador.

Con el fin de reducir el riesgo de corriente de fuga excesiva procedente de equipos externos conectados es necesario aislar adecuadamente las conexiones a tierra de protección para garantizar una conexión adecuada. De esta manera, la malla de los cables quedará aislada en el extremo periférico del cable.

## 5.8 Requerimientos de mantenimiento

### 5.8.1 Limpieza

El respirador está diseñado para un mantenimiento fácil. Todas las partes exteriores del respirador son resistentes a la corrosión. Para evitar la acumulación de líquidos, no hay superficies planas en el cuerpo del respirador.

**PRECAUCIÓN**

No sumerja el respirador ni vierta líquidos de limpieza sobre o dentro del mismo.

### 5.8.1.1 Limpieza de superficies externas

Todas las superficies externas del respirador deben poder limpiarse con un paño suave con alcohol isopropílico.

### 5.8.1.2 Limpieza de los accesorios y partes del respirador

#### a. Accesorios

Estos son los accesorios que se pueden limpiar con Klenzyme:

- El cuerpo de la válvula expiratoria – expiración.
- El sensor de flujo de expiración
- El diafragma de expiración

#### b. Método de limpieza para el montaje de la válvula expiratoria

Extraiga el montaje de la válvula expiratoria para limpiarlo

1. Mantenga presionado el seguro de liberación que está abajo a la izquierda de donde va alojada la válvula expiratoria.
2. Sujete el cuerpo de la válvula expiratoria, gírela en sentido antihorario hasta que las ranuras queden alineadas y extráigalo con cuidado de su receptáculo.
3. Sujete el diafragma de la válvula expiratoria por el centro y extráigalo del cuerpo de la válvula expiratoria.
4. Con un paño suave y alcohol isopropílico, limpie todas las superficies externas alrededor del receptáculo de la válvula expiratoria. No permita que el líquido de limpieza caiga en la abertura del receptáculo de la válvula expiratoria.

#### c. Para limpiar el cuerpo de la válvula expiratoria, el sensor de flujo y el diafragma:

1. Sumérjalos en una solución de Klenzyme durante 5 minutos. La solución de Klenzyme se debe calentar a una temperatura máxima de 67 °C (152 °F).

2. Enjuague con agua destilada. Tras haber limpiado las superficies, compruebe que no quedan restos de la solución de limpieza para evitar la acumulación de residuos. Séquelo con un paño suave o déjelo secar al aire libre.

## 5.8.2 Esterilización

Los siguientes accesorios pueden esterilizarse:

- El cuerpo de la válvula espiratoria
- El sensor de flujo de espiración
- El diafragma de espiración

### 5.8.2.1 Método de esterilización

El método preferido de esterilización es:

Esterilización por medio de vapor (autoclave), temperatura mínima 132 °C (270 °F), temperatura máxima 134 °C (273 °F). Se recomienda la sustitución de los accesorios mencionados anteriormente después de 10 ciclos de esterilización y limpieza.

1. Tras haber limpiado las superficies, compruebe que no quedan restos de la solución de limpieza para evitar la acumulación de residuos.
2. Esterilice el cuerpo de la válvula espiratoria, el sensor de flujo y el diafragma en un autoclave por vapor según las indicaciones anteriormente mencionadas.
3. Usando una fuente de gas a baja presión (menos de 10 l/min) asegúrese de que los tubos de presión diferencial no tengan humedad ni restos de suciedad.
4. Para evitar posibles daños en los componentes elastoméricos, la temperatura máxima a la que deben estar sometidos los accesorios en el autoclave de vapor es 135 °C (275 °F).

5. No se recomienda la utilización de ultrasonido. Tampoco se recomienda utilizar líquidos esterilizantes que tengan una concentración de glutaraldehído superior al 2%. Si fuera absolutamente necesario utilizar dichos agentes, la pieza pertinente ha de lavarse y secarse a fondo para evitar la acumulación de residuos. La acumulación de residuos en los puertos de presión diferencial puede provocar lecturas de presión y volumen inexactas.
6. Antes de volver a colocar el diafragma de la válvula espiratoria, compruebe si su desgaste es excesivo. Si presentara signos de deterioro, sustitúyalo inmediatamente.
7. Inserte el diafragma. Sujételo por el centro y colóquelo en el receptáculo de la válvula espiratoria. Golpee suavemente alrededor del contorno del diafragma hasta que quede completamente asentado.
8. Alinee las lengüetas del cuerpo de la válvula espiratoria con las ranuras de alineación de la válvula espiratoria. Inserte suavemente el cuerpo de la válvula espiratoria en su lugar y gírelo en sentido horario hasta que actúe el seguro. Oirá un chasquido cuando el cuerpo de la válvula espiratoria quede en su lugar.
9. Hale suavemente el cuerpo de la válvula espiratoria para comprobar si ha quedado bien asegurada en el respirador.

### **5.8.3 Mantenimiento periódico recomendado**

Cada 500 horas se debe revisar el filtro de entrada de aire y limpiarlo, si es necesario. Cada 500 horas en el panel frontal se mostrará un mensaje recordatorio. Para borrar este mensaje, pulse la tecla Aceptar. Para limpiar el filtro, retírelo de la cavidad y sumérjalo en agua jabonosa caliente.

Enjuáguelo bien y séquelo por completo antes de volver a colocarlo en el respirador.

Cada 5,000 horas debe realizarse un servicio de mantenimiento preventivo en el respirador.

**ADVERTENCIA**

Peligro de descarga eléctrica. No retire ninguno de los paneles ni tapas de protección del respirador.

El servicio de mantenimiento tras 5,000 horas debe incluir lo siguiente.

Reemplazo de:

- El filtro de entrada de aire posterior
- El filtro de entrada de oxígeno
- El filtro del ventilador

Al mismo tiempo se deben realizar las siguientes labores de mantenimiento:

- Retiro y reemplazo de los elementos mencionados anteriormente
- Calibración
- Pruebas de verificación para confirmar que el respirador funciona dentro de los parámetros óptimos

### **5.8.4 Pruebas de verificación de funcionamiento**

Realice las pruebas de verificación de funcionamiento en las siguientes situaciones:

- Antes de conectar el respirador a un nuevo paciente.
- Cuando lo especifiquen las directrices del departamento.
- Siempre que considere que el respirador no está funcionando correctamente.

**ADVERTENCIA**

Si se detectara un problema mecánico o eléctrico mientras se están realizando las pruebas de verificación de funcionamiento o mientras el respirador está funcionando, debe dejar de utilizarlo y enviarlo para su revisión y reparación. La utilización de un respirador defectuoso puede provocar daños al paciente.



### 5.8.5 Mantenimiento de las baterías

El respirador cuenta con una batería interna de hidruro de metal-níquel que suministra energía de reserva durante cortos periodos en caso de que se produzca una caída de tensión.

El conjunto de baterías internas estándar proporcionará aproximadamente 6 horas de funcionamiento con una programación moderada cuando están completamente cargadas y funcionan correctamente.

Siempre que el respirador se conecte a una fuente de tensión de CA apropiada, las baterías recibirán una carga lenta. No se debe permitir que la batería se descargue completamente, pues podría dañar el respirador. Para garantizar que las baterías permanezcan cargadas y prolongar así su duración, le recomendamos que mantenga el respirador conectado a una fuente de alimentación de CA cuando no se esté utilizando. Los indicadores de estado de las baterías, situados en el panel delantero, permitirán controlar la carga disponible en las baterías.

### 5.8.6 Prioridad de utilización

El respirador utiliza las fuentes de alimentación en el orden siguiente:

1. CA
2. Batería interna

**PRECAUCIÓN**

No guarde el respirador en áreas altas temperaturas durante periodos de tiempo prolongados. Las temperaturas superiores a 27°C (80°F) pueden reducir la duración de las baterías. Si no se carga el respirador cuando está almacenado, también puede verse reducida la duración de las baterías.

**PRECAUCIÓN**

Si tiene dudas sobre el estado de la conexión a tierra de la alimentación externa, haga funcionar el respirador con la batería interna.

### 5.8.6.1 Indicadores de estado de las baterías

Los indicadores de estado de las baterías, que muestran el estado de la carga de cada una de las baterías internas, se encuentran en el panel frontal del respirador.

El indicador de estado de CC de la batería interna se iluminará con un color diferente dependiendo de la carga restante disponible en la batería.

#### Nota

Cuando el respirador se conecta a la corriente eléctrica y ninguno de los indicadores de estado de las baterías se ilumina, deberá comprobar el estado de las baterías y/o sustituirlas.

- Verde (carga completa)
- Amarillo (menos de un 40% de carga)
- Rojo (menos de un 20% de carga)

#### PRECAUCIÓN

Una batería completamente vaciada (es decir, descargada) puede provocar daños al respirador, por lo que debería sustituirse.

### 5.8.6.2 Alarmas acústicas del estado de baterías

Cuando la carga de la batería está por debajo del 40% y el LED indicador de estado se vuelve color amarillo, sonará un tono continuo de alarma. Esta alarma se puede silenciar temporalmente presionando el botón para silenciar alarmas. La alarma se puede suprimir presionando dos veces el botón de reset de alarmas.

Si la carga de la batería se halla por debajo del 20%, el LED indicador de estado se pondrá color rojo y se oír un tono intermitente de alarma.

Esta alarma puede suspenderse presionando el botón para silenciar; sin embargo, si no se proporciona una fuente de alimentación alternativa, volverá a sonar a los 60 segundos.

### 5.8.6.3 Fallo de carga

Si las baterías internas no se recargan tras haber sido conectadas durante 8 horas a una fuente de alimentación de CA, es necesaria su sustitución inmediata. El tiempo total de recarga dependerá del grado de agotamiento de la batería y de la utilización del respirador cuando se está realizando la carga.

### 5.8.6.4 Fusibles

El respirador tiene los siguientes fusibles recambiables según sea la fuente de alimentación interna.

#### **ADVERTENCIA**

No retire o reemplace los fusibles ni realice tareas de mantenimiento en el respirador cuando el paciente está conectado. **Realice siempre estas operaciones "sin el paciente".**

### 5.8.6.5 Fusibles de las baterías

Los fusibles de las baterías internas son de 5 A, 250 V x 20 mm, baja sensibilidad.

#### **PRECAUCIÓN**

Para evitar cualquier riesgo de incendio, utilice únicamente los fusibles especificados en la lista de partes del respirador o uno idéntico en tipo, tensión y corriente nominales al fusible actual.

### 5.8.6.6 Fusibles de la fuente de alimentación de CA

Los fusibles de la fuente de alimentación de CA se encuentran dentro del módulo de entrada de alimentación situada en el panel posterior. Son de baja sensibilidad. Compruebe que el valor de la tensión de corriente eléctrica correcta se lea en la ventana del módulo de entrada de alimentación.

Tensión de la línea	Fusible	Amperaje	Tipo
90-264 VCA	250 V, 5 x 20 mm	3.1 A	<u>S</u>

Tabla 5.1 Fusibles de la fuente de alimentación de CA

### 5.8.6.7 Sustitución de los fusibles de CA:

**ADVERTENCIA**

Asegúrese de que el cable de alimentación esté desconectado de la toma de CA antes de intentar retirar o sustituir los fusibles.

Para sustituir los fusibles de la fuente de alimentación de CA, siga estos pasos:

Retire la cubierta protectora del cable de alimentación. Desenchufe el cable de alimentación de CA.

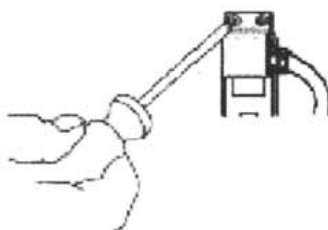


Fig 5.18 Retirar la cubierta protectora del cable de alimentación.

El módulo de alimentación de CA es universal para tensiones de CA que van de 100 a 240 volts. Levante la cubierta mediante un destornillador de punta plana. Con ese mismo destornillador, afloje y retire el soporte rojo del fusible, tal como se muestra en la figura.

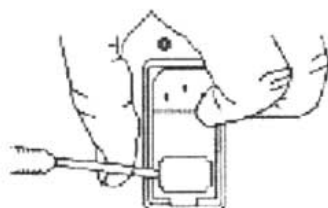


Fig 5.19 Retirar el soporte del fusible haciendo palanca.

Retire los fusibles de los dos lados del soporte de fusibles y sustitúyalos por fusibles P/N 71612.

**ADVERTENCIA**

Es importante que los nuevos fusibles y los que se sustituyen sean del mismo tipo y valor. De lo contrario, esto puede ocasionar el mal funcionamiento del respirador.

**Si se usan fusibles de 100 a 120 voltios**, asegúrese de que las cuatro lengüetas de metal miren hacia arriba, tal como se muestra en la figura, y presione con cuidado el soporte de los fusibles hacia el módulo de alimentación de CA hasta encajarlo en la posición adecuada. Cierre la cubierta y compruebe que en la ventana roja se lea “115V”.

**Si se usan fusibles de 200 a 240 volts**, asegúrese de que las cuatro lengüetas de metal miren hacia abajo y presione con cuidado el soporte de los fusibles hacia el módulo de alimentación de CA hasta encajarlo en su posición adecuada. Cierre la cubierta y compruebe que en la ventana roja se lea “230V”.

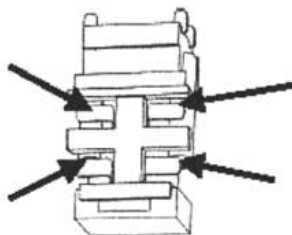


Fig 5.20 El soporte de los fusibles con las lengüetas metálicas mirando hacia arriba.

## 5.9 ANÁLISIS ECONÓMICO

El análisis económico que se presenta a continuación considera solamente partes fabricadas por proveedores de equipos profesionales con certificados de normas nacionales e internacionales.

Los costos de integración y pruebas no se incluyen en este primer análisis. Sin embargo, un estimado con alta incertidumbre en este momento es que de acuerdo a los precios y proveedores obtenidos a la fecha en este trabajo, el costo que se tendría al fabricar este respirador basándose en el diseño propuesto sería el siguiente, ( los precios que se mencionan se encuentran en dólares ) :

Elemento	Proveedor A	Proveedor B
Valvula Check	\$17,99	\$21,05
Filtro de Aire	\$8,00	\$10,00
Filtro de O <sub>2</sub>	\$4,00	\$2,00
Trampa de Agua	\$30,89	\$30,89
Pressure Switch	\$26,00	\$26,00
Regulador	\$73,50	\$89,99
Nebulizador	\$75,00	\$261,00
Humidificador	\$100,00	\$116,00
Filtro Bacterial	\$9,00	\$12,00
Filter Screen	\$2,00	\$2,00
Solenoid Proporcional	\$420,00	\$420,00
Transductor de Flujo y Temperatura	\$260,00	\$260,00
Transductor de Presión Diferencial	\$300,00	\$300,00
Transductor de Presión Absoluta	\$121,00	\$295,00
Safety Check / Valve	\$330,00	\$330,00
Solenoid Safety Valve	\$252,00	\$252,00
Jet Venturi	\$163,00	\$163,00
BUV Pressure Switch	\$275,00	\$275,00
Back Pressure Switch	\$99,00	\$99,00
Solenoid PEEP/ CPAP	\$70,00	\$70,00
Regulador PEEP/ CPAP	\$60,00	\$60,00
Computadora personal ( PC)	\$300,00	\$300,00
Tarjeta de adquisición de datos	\$100,00	\$100,00
Uniones, tuberías, seguros	\$1.000,00	\$1.000,00
Precio de manufactura	\$4.096,38	\$4.494,93

A continuación se enlista una tabla con todos los datos de los proveedores contactados para la realización de este análisis, se mencionan los precios y sus direcciones electrónicas

DISPOSITIVO	MODELO	PROVEEDORES	PRECIO
Válvula Check	Metro Machine Check Valve, 1/2in. Port Size, 3000 PSI.	<a href="http://www.northerntool.com">www.northerntool.com</a> <a href="http://www.instawares.com">www.instawares.com</a>	\$17.99 \$21.05
Filtro de Aire	Puritan Bennett 420G, 420S & 420E Air Filter High Efficiency Cleanable	<a href="http://www.store.noahsarkhomecare.com">www.store.noahsarkhomecare.com</a>	\$ 8.00 \$10.00
Filtro de O <sub>2</sub>	Puritan Bennett High Efficiency Inlet Filter for 418 G, S, A & P Puritan Bennett Reusable Filter for 418 G, S, A & P	<a href="http://www.store.noahsarkhomecare.com">www.store.noahsarkhomecare.com</a>	\$4.00 \$2.00
Filtro de Trampa de Agua	Filter 321	<a href="http://www.dickblick.com">www.dickblick.com</a>	\$30.89
Pressure Switch	Series A1PS/A1VS Economical Pressure Switches	<a href="http://www.dwver-inst.com">www.dwver-inst.com</a>	\$26.00
Regulador		<a href="http://www.med-worldwide.com">www.med-worldwide.com</a> <a href="http://www.thecommandcenterwinchester.com">www.thecommandcenterwinchester.com</a>	\$73.5 \$89.99

<b>Humidificador</b>	<b>Salter Labs Bubble Humidifier, Case of 50</b> Puritan (Case of 40) & 420 Series Case of 50 Humidifier	<a href="http://www.store.noahsarkhomecare.com">www.store.noahsarkhomecare.com</a>	<b>\$100.00</b> 100.00
<b>Filtro Bacterial</b>	<b>Respiroics RinoFlow Bacteria Filter</b> Respiroics HEPA Filter (For all CPAP or BiLevel Machines)	<a href="http://www.store.noahsarkhomecare.com">www.store.noahsarkhomecare.com</a>	<b>\$9.00</b> 12.00
<b>Filter Screen</b>		<a href="http://www.edgeoutside.com">www.edgeoutside.com</a>	<b>\$2.00</b>
<b>Solenoid Proporcional</b>	<b>Low-Cost, Electronically Controlled Proportional Valves Using Solenoid Technology</b>	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	<b>\$420.00</b>
<b>Sensor y Transductor de Flujo y Temperatura</b>	<b>PX92-MV Ultra High Temperature/High Pressure Transducers</b>	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	<b>\$260.00</b>
<b>Transductor de Presión Diferencial</b>	<b>PX2670I Very Low Differential Pressure for Air or Non-Conducting Gas, 4-20 mA Output</b>	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	<b>\$300.00</b>
<b>Transductor de Presión Absoluta</b>	<b>PX222 European Style Millivolt Output Pressure Sensor for Gage and Absolute Measurements</b> PM1000 Plug-on Local Display	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	<b>\$121.00</b> 295.00
<b>Safety /Check Valve</b>	<b>PV14 Electronically Controlled Proportioning Valves</b>	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	<b>\$330.00</b>



DISPOSITIVO	MODELO	PROVEEDORES	PRECIO (USD)
Safety Valve Solenoid	SV-10 OMEGA-FLO™ PVC Solenoid Valves, 1/2" to 2" NPT	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$252.00
Jet Venturi	FTB8007A through FTB8020A Water Meters for Totalization and Rate Indication with Pulse	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$163.00
BUV Pressure Switch	PSW-153 Pressure switch with 0-25 psi range, 110 psi operating pressure and Brass bellows	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$275.00
Regulador Back Pressure	PRG101 Precision Pressure Regulators	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$99.00
Solenoide PEEP, CPAP	SV100-SV200 General Purpose NEMA-4 Stainless Steel and Brass Solenoid Valves	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$70.00
Regulador PEEP, CPAP	Regulator	<a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	\$60
Nebulizador	Medical Industries America Aqua Tower 2 Disposable Nebulizer With Adult Mask & Tubin  Medical Industries Aqua/Tower Reusable Nebulizer Kit With Adult Mask & Tubing. Case of 20  Puritan Bennett Disposable Nebulizers, 50 / CS	<a href="http://www.store.noahsarkhomecare.com">www.store.noahsarkhomecare.com</a>	\$75.00 \$261.00 \$75.00

Por último como parte final de este primer análisis financiero se hace una comparación de los respiradores más utilizados actualmente en hospitales y clínicas del país. Se mencionan las funciones con las que cuenta y el precio de venta.

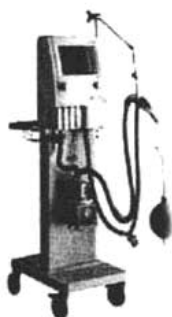
## GALILEO

El GALILEO GOLD<sup>1</sup> es un ventilador de la familia HAMILTON MEDICAL. De funcionamiento completo para cuidado intensivo. Pueden ventilar a todos los pacientes, desde recién nacidos hasta adultos. Una solución clínica completa de ventilación, la familia de GALILEO ofrece un espectro completo de modalidades.

Las características dominantes de los modelos de GALILEO incluyen:

- Capacidades de ventilación, pediátricas, infantiles y en el adulto.
- Espectro completo de modalidades incluyendo el modo único controlado a circuito cerrado ASV, DuoPAP/APRV, y ventilación no invasora.
- Paquete de supervisión extenso: 26 parámetros, incluyendo la mecánica del pulmón, con forma de onda, ciclo, y las exhibiciones de la tendencia, en una pantalla a color.
- Monitoreo orientado del paciente a través del sensor de flujo próximo de HAMILTON MEDICAL.
- Interfaz ergonómica del usuario clasificada lo más arriba posible en el examen independiente de los usuarios del ventilador.
- Herramienta P/V de maniobras para registrar la curva estática de presión/volumen (conformidad) en la cabecera, ambos miembros de la inflación y de la deflación.
- Diseñado para la comodidad del paciente y la minimización del trabajo de respiración del paciente.
- Compensación de la resistencia del tubo del circuito de respiración y ET o del tubo de la traqueotomía.
- Opciones: Interfaz de comunicaciones (interfaz serial de datos, llamada de enfermeras, enchufe de sincronización I:E); nebulizador incorporado.
- Reserva interna de batería más el sostenedor opcional del cilindro de gas para el transporte dentro del hospital.

<sup>1</sup> [www.hamiltonmedical.com](http://www.hamiltonmedical.com)



**Precio de venta: \$22, 300.00**

**RAPHAEL** 

El RAPHAEL COLOR<sup>2</sup> es la más reciente adición a la familia de ventiladores de RAPHAEL HAMILTON MEDICAL. Con su pantalla del color, el color completamente equipado de RAPHAEL es una solución rentable y compacta para los pacientes de ICU desde niños hasta adultos.

El diseño neumático del RAPHAEL COLOR se adapta a las necesidades del paciente: el regulador entrega el volumen tidal seleccionado en la presión más baja posible, combinando las ventajas de la ventilación presión-controlada con una garantía del volumen. Incorporando un concepto bifásico de ventilación, el RAPHAEL COLOR deja a sus pacientes respirar libremente en todos los modos y fases.

Además de la presión convencional y de los modos volumen-controlados de la ventilación, el RAPHAEL COLOR ofrece el modo único a circuito cerrado, ASV (Adaptive Support Ventilation), así como DuoPAP y APRV.

---

<sup>2</sup> [www.hamiltonmedical.com](http://www.hamiltonmedical.com)

Con su paquete comprensivo de la supervisión y de gráficos, el RAPHAEL COLOR puede exhibir parámetros como curvas, tendencias, y lazos. Éstos son demostrados a su mejor ventaja por la pantalla de color total.

A pesar de la amplia gama de capacidades de ventilación del RAPHAEL COLOR, los operadores encuentran el ventilador, con su interfaz de usuario ergonómica, fácil de utilizar.

Y aunque es compacto, el RAPHAEL COLOR es completo, con la reserva de batería, nebulizador, monitoreo de interfaz y de oxígeno.



**Precio de venta: \$16, 450.00**

Como se puede ver después de este simple análisis es muy factible la construcción de un respirador artificial de cuidados intensivos pediátrico / adulto, pues si comparamos el diseño propuesto a lo largo de este trabajo basándonos en las ventajas, opciones y forma de operación con las que se contarían, no distan mucho a las que ofrecen actualmente los respiradores de tercera generación antes mencionados como los modelos GALILEO y RAPHAEL. Sin embargo, si es importante la disminución que se tendría en el costo de fabricación y en el precio de venta del diseño aquí propuesto comparado con otros respiradores.

## Capítulo 6

### Conclusiones

A lo largo de la elaboración de esta tesis se trató de conocer la viabilidad en la construcción de un sistema de respiración artificial de cuidados intensivos para pacientes pediátricos y adultos, tratando de minimizar toda la electrónica de interfase y obtener las funciones de monitoreo y control de signos vitales desde una computadora personal (PC), recibiendo todos los registros obtenidos en un ambiente gráfico.

La razón por la que se desea sustituir a los microprocesadores con los que actualmente cuentan los sistemas más modernos por una PC, es porque se trata de aprovechar todas las ventajas que se tienen, como diagnósticos a grandes distancias por medio de las plataformas de telemedicina, comunicación vía remota, gran capacidad de almacenamiento de archivos clínicos, etc.

Todo esto orientado a disminuir los costos sin reducir la calidad y funciones principales de los sistemas de respiración más conocidos, además que dicho diseño pueda ser utilizado en cualquier tipo de clínicas y hospitales.

Con la utilización de programas como Matlab se simularon las funciones principales de un respirador, logrando que el sistema de respiración simulado respondiera en el modo de controlador, ya que este modo es el más básico y de aquí se pueden obtener todos los demás modos de ventilación. Un respirador del tipo controlador envía al paciente respiraciones cuya periodicidad y volumen de gas se encuentran prefijados. Se emplea generalmente en pacientes que no pueden realizar esfuerzos inspiratorios propios.

En nuestro diseño propuesto una de las principales ventajas que ofrece es que las partes que se necesiten reemplazar a causa de mantenimiento preventivo o correctivo se pueden conseguir fácilmente ya que son partes estándar, lo que contribuye a mantener estos equipos parados un menor tiempo.

En cuanto a la parte del monitoreo se necesita una PC con requerimientos mínimos, además de software para la operación del respirador, el cual al venir en español, también es de fácil utilización pues se trata de hacerlo totalmente visual, algo parecido a Windows.

Por último en cuanto al costo que se tendría para este equipo comparado con un equipo con los que actualmente se encuentran en el mercado es mucho menor debido a la sencillez de su diseño, esto sin mencionar las diferentes ventajas que se tendrían como el contar con manuales y especificaciones en español siempre disponibles, además con ayudas interactivas amigables que se presentan durante la operación del respirador ( bajo demanda ) y el poco espacio que ocuparía en la sala de cuidados intensivos.

Otra ventaja de esta metodología es la obtención de los demás modos de ventilación con simplemente variar los tiempos y amplitudes de los impulsos ventilatorios del respirador, para obtener la forma de onda correspondiente al estado del paciente y las condiciones requeridas para su tratamiento

### **Recomendaciones y trabajos a futuro.**

También se considera que se pueden utilizar otro tipo de software como Lab View para la instrumentación del respirador el cual es más completo por las funciones con las que cuenta que el mismo Matlab. El uso de estos programas de software especializados facilitan el desarrollo de este tipo de sistemas, sin embargo las licencias impactan fuertemente en el costo del equipo por lo que no es recomendable usarlos en equipo de producción. Por ello es preferible migrar los programas y las funciones a otras plataformas como Excel o Visual Basic

Los resultados obtenidos por este trabajo indican que la siguiente fase debe ser la construcción de un prototipo con la metodología que aquí se plantea.

## **Bibliografía**

ASTON, RICHARD Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement  
Mc Millan Publishing Company, New York, Primera Edicion.

WEBSTER, JOHN G. Medical instrumentation Application and Design  
Houghton Mifflin Company, Boston, Primera Edicion.

CLAYNES, MANFRED , MILSUM , JOHN Biomedical Engineering Systems  
Mc Graw-Hill Book Company, Primera Edicion

AKAY, MARTIN Nonlinear Biomedical Signal Processing Dynamic Analysis and  
Modeling , IEEE Press, Vol II

RANGAYYAN, RANDARAJ M. Biomedical Signal Analysis a Case Study Approach  
Wiley Interscience, Segunda Edicion

DE MARRE, DEAN A, MICHAELS DAVID Bioelectronics Measurements  
Prentice-Hall, Primera Edicion

CROMWELL, LESLIE Instrumentación y Medidas Biomédicas  
Marcombo Boixadeu Editores, Barcelona, Segunda Edicion

## Apéndice A - Gráfico de oxígeno a bajo flujo

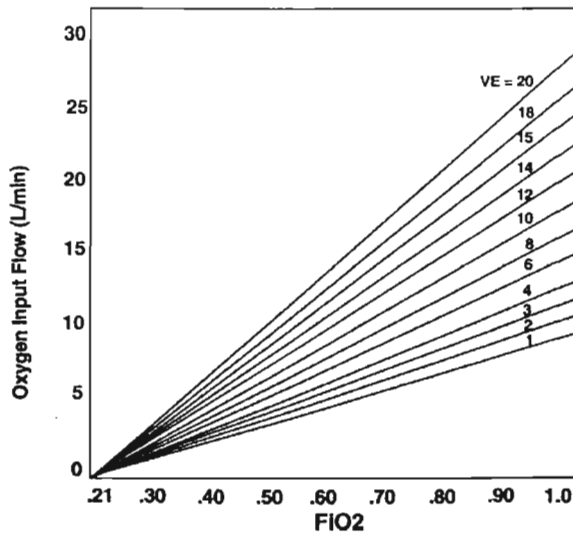


Figura A-1. Gráfico de Oxígeno a Bajo Flujo

### Para Determinar el Flujo de Entrada de Oxígeno

1. Seleccione la FIO2 que desee en el eje horizontal.
2. Proyecte hacia arriba hasta el volumen minuto actual (VM en la visualización del monitor).
3. Proyecte horizontalmente hasta el eje vertical izquierdo y lea el flujo de oxígeno.

### Para determinar la concentración de oxígeno

1. Seleccione el flujo de entrada de oxígeno actual en el eje vertical.
2. Proyecte horizontalmente y hacia la derecha hasta el volumen minuto actual (VM en la visualización del monitor).
3. Proyecte verticalmente hacia abajo hasta el eje vertical izquierdo y lea la concentración de oxígeno.



## Apéndice B - Características Técnicas

### Suministro de Oxígeno

#### *Conector de Alta Presión*

**Rango de presión :** 40 to 85 psig ( 2.76 to 5.86 bar ) ( Suministro de Oxígeno )

**Temperatura:** de 10 a 40 °C ( de 50 a 104 °F )

**Humedad:** El punto de rocío del gas debería ser de 1,7 °C ( 3 °F ) por debajo de la temperatura ambiente ( mínimo )

**Flujo mínimo:** 80 lt/min a 20 psig ( 1.38 bar )

**Conector de entrada:** Cuerpo del tipo CGA DISS, No. 1240

#### *Conector de Baja Presión*

**Rango de presión:** 0 to 0.5 psig ( ( 0.0345 ) Suministro de Oxígeno )

**Flujo Máximo:** 80 lt /min

**Conector de entrada:** 5.14 mm ( ¼ pulg. ) cónico

### Especificaciones Atmosféricas y Medioambientales

#### Temperatura y Humedad

##### *Almacenamiento*

**Temperatura:** -20 a 60 °C (-4 a 140 °F)

**Humedad:** humedad relativa del 10 al 95% (sin condensación)

##### *En funcionamiento:*

**Temperatura:** 5 a 40 °C (41 a 104 °F)

**Humedad:** humedad relativa del 15 al 95% (sin condensación)

#### Presión Barométrica

760 a 545 mm Hg