



T
GAD. 28
I 15

Escuela Superior Politécnica del Litoral
Facultad de Ingeniería Eléctrica



**“ Diseño y Construcción de un Controlador
Parámetros Respiratorios aplicados a un
Ventilador Neonatal ”**



TESIS DE GRADO

Previo a la obtención del título de
INGENIERO EN ELECTRICIDAD
Especialización: Electrónica

REALIZADO POR:

Galo Antonio Icaza Alvarez



GUAYAQUIL

ECUADOR

1991

ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA

"DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN
CONTROLADOR PARAMETROS RESPIRATORIOS
APLICADOS A UN VENTILADOR NEONATAL"

TESIS DE GRADO.

Previo a la obtención del título de:
INGENIERO EN ELECTRICIDAD
Especialización : Electrónica

Realizado por :
GALO ANTONIO ICAZA ALVAREZ

GUAYAQUIL - ECUADOR

1991

A G R A D E C I M I E N T O

Al Ing. MIGUEL YAPUR, Director de tesis, quien con su conocimiento, experiencia e incentivo me ayudó a terminar el presente trabajo.

A los profesores, compañeros, amigos y familiares, que de una u otra manera colaboraron para realizar este trabajo.

DEDICATORIA

Este trabajo va dedicado a mi padre Galo quien con sus consejos me ayudó a la culminación de este trabajo.

A mi señora esposa, quien al ingresar en mi vida, me incentivó para la realización de esta tesis.

GALO YCAZA ALVAREZ



Español).

(Reglamento de exámenes y títulos profesionales de la

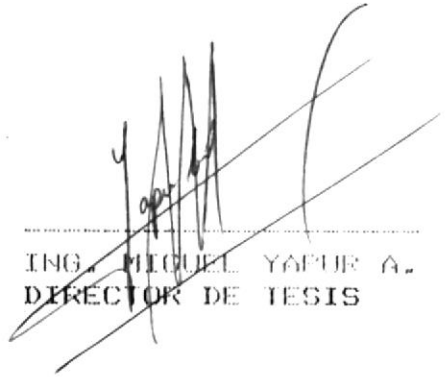
Superior Politécnica del Litoral".

Y, el patrimonio intelectual del mismo, a la Escuela
expuestas en esta tesis me corresponden exclusivamente;
" La responsabilidad por los hechos, ideas y doctrinas

DECLARACION EXPRESA



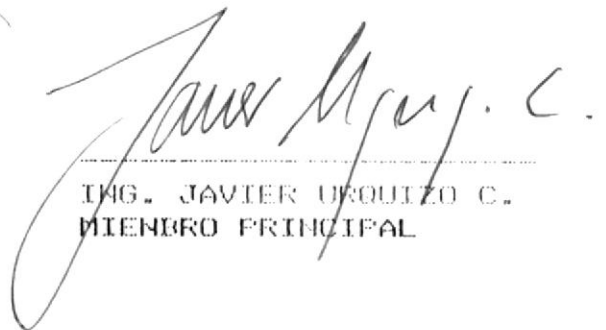
ING. JORGE FLORES H.
PRESIDENTE



ING. MIGUEL YAPUR A.
DIRECTOR DE TESIS



ING. RODRIGO BERREZUETA F.
MIEMBRO PRINCIPAL



ING. JAVIER URQUIZA C.
MIEMBRO PRINCIPAL

I N D I C E G E N E R A L

	PAG.
INDICE	I
INDICE DE FIGURAS	V
INTRODUCCION	VII
 CAPITULO I	
ANATOMIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO	
1.1.- Generalidades	1
1.2.- Las Vías Aéreas	3
1.3.- Cavidad Torácica	5
1.4.- Los Pulmones	8
 CAPITULO II	
FISIOLOGIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO	
2.1.- Generalidades	12
2.2.- Ventilación	14
2.3.- Difusión de Oxígeno y dióxido de car- bono	16
2.4.- Transporte de Oxígeno y Dióxido de carbono en la sangre	19
2.5.- Regulación y Control de los procesos anteriores por medio del sistema ner- vioso	22

CAPITULO III

ESTUDIO DE LA VENTILACION

3.1.- Generalidades	25
3.2.- Movimiento Respiratorio	30
3.3.- Inspiración	30
3.4.- Expiración	30
3.5.- Cambios producidos en los pulmones debido a la inspiración y a la expi- ración	31
3.6.- Regulación de la respiración por me- dio del sistema nervioso	32
3.7.- Volumen y Capacidad pulmonar	33
3.8.- Frecuencia Respiratoria	35
3.9.- Apnea	35
3.10.-Cambios de presiones en los pulmones y tórax	35
3.11.-Relación entre presión y volumen	37
3.12.-Resistencia a la ventilación	38
3.13.-Modo IMV	40

CAPITULO IV

CARACTERISTICAS DEL VENTILADOR A SER CONTROLADO ELECTRONICAMENTE

4.1.- Generalidades	45
---------------------------	----



4.2.- Presión próxima a las vías aéreas -----	49
4.3.- Flujo de gas al paciente ajustable ---	49
4.4.- Ciclaje de tiempo inspiratorio y ex- piratorio -----	50
4.5.- Selector modo IMV o ventilación ex- pontánea -----	51

CAPITULO V

CONTROLES DE VENTILACION

5.1.- Principios Básicos -----	53
5.2.- Tiempo Inspiratorio -----	56
5.3.- Tiempo Expiratorio -----	57
5.4.- Relación Inspiración/Expiración -----	57
5.5.- Frecuencia Respiratoria -----	58
5.6.- Alarma Apnea -----	59

CAPITULO VI

DESCRIPCION DEL CONTROLADOR ELECTRONICO

6.1.- Fundamentos Básicos -----	60
6.2.- Señales de Entrada -----	62
6.3.- Señales de Salida -----	64
6.4.- Componentes a ser utilizados -----	65
6.5.- Características del transductor de presión -----	66
6.6.- Características del elemento ON/OFF	

para control del paso de flujo al circuito del paciente -----	67
6.7.- Circuito de medición de frecuencia respiratoria promedio -----	68
6.8.- Operación del circuito -----	70
 CAPITULO VII	
DESCRIPCION DEL CIRCUITO DE ALARMA DE APNEA	
7.1.- Fundamentos Básicos -----	73
7.2.- Características del transductor de apnea -----	74
7.3.- Componentes a ser utilizados en el diseño -----	74
7.4.- Operación del circuito -----	75
 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES -----	 77
APENDICES -----	79
DIAGRAMA 1 : CONTROL DE DATOS -----	80
DIAGRAMA 2 : RESPIRACIONES POR MINUTO PRO- MEDIO. -----	81
DIAGRAMA 3 : CICLO INSPIRATORIO/EXPIRATORIO	82
DIAGRAMA 4 : SISTEMA CONTROLADOR -----	83
DIAGRAMA 5 : ALARMA DE APNEA -----	84
DIAGRAMA 6 : FLUJO DEL CONTROLADOR -----	85
MANUAL DEL USUARIO -----	86
BIBLIOGRAFIA -----	91

INDICE DE FIGURAS

<u>No.</u>	<u>PAG.</u>
CAPITULO I	
1.1. SISTEMA RESPIRATORIO -----	2
CAPITULO II	
2.1. DIFUSION DE GASES -----	17
2.2. VALORES NORMALES DE GASES -----	18
2.3. EFECTO DEL pH SOBRE LA OXI-HEMOGLOBI- NA -----	20
2.4. EFECTO DEL PCO2 SOBRE LA OXI-HEMOGLO- BINA -----	21
2.5. EFECTO DE LA TEMPERATURA SOBRE LA OXI-HEMOGLOBINA -----	21
CAPITULO III	
3.1. ESQUEMA BASICO DEL VENTILADOR -----	27
3.2. CICLO INSPIRATORIO/EXPIRATORIO -----	29
3.3. CURVA ESPIROMETRICA -----	34
3.4. FORMACION DEL MODO IMV -----	41
3.5. CICLO VENTILATORIO CON PEEP -----	42

CAPITULO IV

4.1. VENTILADOR NEONATAL -----	47
4.2. FASE INSPIRATORIA DEL VENTILADOR -----	48
4.3. FASE EXPIRATORIA DEL VENTILADOR -----	48
4.4. OPERACION DEL SERVO-CONTROL MARK 2 ----	52

CAPITULO V

5.1. CICLO DE FRECUENCIA ALTA -----	58
5.2. CICLO DE FRECUENCIA BAJA -----	59

CAPITULO VI

6.1. DIAGRAMA FUNCIONAL DEL CONTROLADOR -----	61
6.2. SENSOR DE PRESION -----	62
6.3. ESQUEMATICO DE VALVULA SOLENOIDE -----	67
6.4. DIAGRAMA DE BLOQUES CIRCUITO FRECUEN- CIA RESPIRATORIA -----	68

CAPITULO VII

7.1. DIAGRAMA DE BLOQUE DEL CIRCUITO ALAR- MA APNEA -----	73
7.2. SENSOR DE PRESION -----	75

I N T R O D U C C I O N



Este trabajo está dirigido al Área médica, para dar facilidad al médico en la colocación de un ventilador neonatal neumático al infante mediante un módulo electrónico y lograr un mejor monitoreo de los datos del paciente y reducción del tiempo de inicio de la ventilación mecánica.

Primero estudiaremos la anatomía y la fisiología del sistema respiratorio para conocer la función respiratoria que en un momento dado el ventilador puede reemplazar.

Luego analizaremos la ventilación y los modos de ventilación existentes para ayudar a un paciente en estado crítico.

Por último veremos las características del ventilador a ser controlado electrónicamente y el estudio de la construcción del sistema, la lista de elementos a ser usados y los diagramas.

CAPITULO I

ANATOMIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

1.1.- Generalidades.

La anatomía o estructura del sistema respiratorio debe ser considerada bajo dos amplias categorías si deseamos entender todos los aspectos del proceso respiratorio.

Existe un "sistema respiratorio" que está dirigido a la función respiratoria (ventilación e intercambio de gases) y una estructura anatómica que teóricamente juega un papel importante en la función respiratoria.

Es importante tener una apreciación cabal de la anatomía respiratoria sin estudiar los aspectos de otros sistemas anatómicos que directa o indirectamente están involucrados en la fisiología pulmonar.

La definición usual del sistema respiratorio incluye las vías aéreas, los pulmones y sus unidades alveolares y microestructuras, bronquiolos, capilares pulmonares, y, según algunos anatomistas, la cavidad torácica que comprende, las paredes del pecho (costillas y músculos),

asi como también, los músculos de ventilación tales como el diafragma y los intercostales.

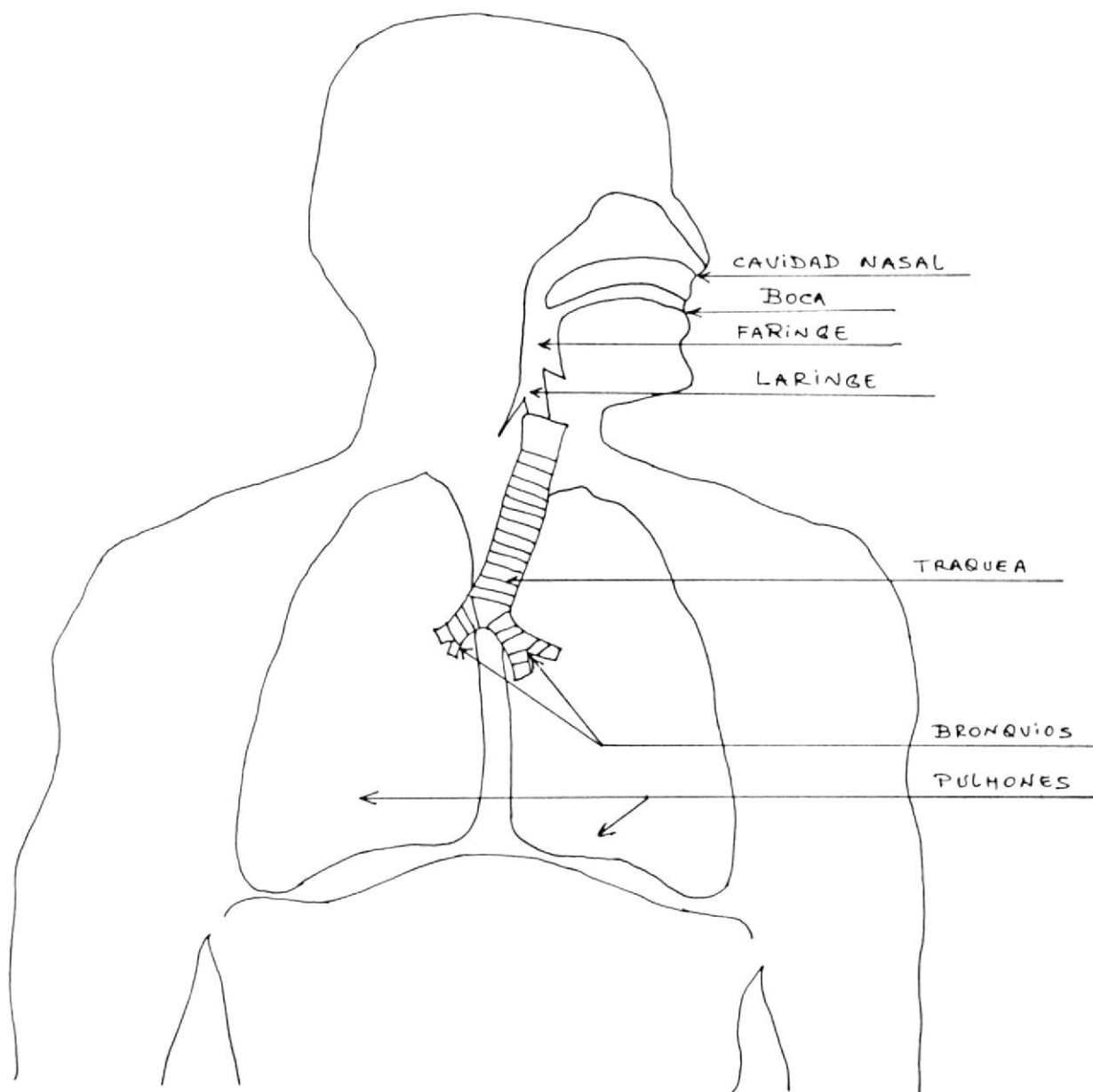


Figura (1-1).- Sistema Respiratorio

El sistema respiratorio consiste de dos partes: la primera es conductiva en naturaleza y la segunda es proveída para el intercambio de gases:

1.- Cuando el aire es conducido por los pasajes o vías orales, los cuales consisten de las cavidades nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios, bronquiolos y ductos alveolares.

2.- Las áreas para el intercambio de gases, comenzando en algunos casos con los ductos alveolares, la cavidad alveolar o atrio, y los alvéolos de los pulmones. El intercambio de gases también puede ocurrir en una porción conocida como el "bronquiolo respiratorio"; se realiza mediante el principio de difusión de gases a través de una membrana el cual será estudiado en el capítulo II.

1.2.- Las Vías Aéreas.-

La parte superior de las vías aéreas consiste de la boca, nariz y nasofaringe.

La nariz está dividida en dos cavidades nasales por una pared cartilaginosa media llamada el septo nasal,

los dos orificios al frente de la nariz son las ventanas de la nariz.

Las cavidades nasales sirven para filtrar, humedecer y conducir el aire inspirado, comenzando así su viaje hacia los pulmones.

El pasaje conductivo conocido como la tráquea es importante ya que es una opción directa para que el aire ingrese a los pulmones, en el caso de alguna obstrucción en el tramo comprendido desde la boca o nariz hasta la tráquea; es decir, se realiza en el paciente una cirugía de emergencia conocida como traqueotomía.

La tráquea es un tubo elástico de 4 a 5 pulgadas (alrededor de 12 cm). Su diámetro interno es mantenido por alrededor de 20 anillos cartilagosos en forma de "C", la parte abierta del frente de la "C" en la pared posterior de la tráquea forma una estructura común con el esófago. Las fibras musculares involuntarias conectan los finales libres de los anillos. Los tejidos elásticos entre los anillos permiten el alargamiento de la tráquea.

En el neonato, el bronquio principal izquierdo y el derecho dividen a la tráquea en ángulos iguales relativamente.

1.3.- La Cavidad Toráxica.-

Es aquella área del cuerpo rodeado por la pared toráxica (pecho), las costillas y los músculos de la espalda, las cuales están conectadas a la columna vertebral en la parte posterior y el esternón en la parte frontal; en la parte inferior está limitada por el diafragma.

El diafragma es el músculo más importante de la ventilación, cuando él desciende, ocurre la inspiración; cuando ocurre la exhalación el diafragma asciende pasivamente, asumiendo su posición normal.

El diafragma se contrae en la parte más baja de la cavidad toráxica para la fase inspiratoria del ciclo ventilatorio, y la función principal de este músculo es iniciar la inspiración. Como las fibras musculares del diafragma se contraen y expanden hacia abajo, el volumen de la cavidad toráxica aumenta, produciendo al mismo tiempo una presión negativa intratoráxica.

Cuando la presión intratorácica es negativa o ligeramente por debajo de la presión atmosférica, una diferencia de presión es creada entre lo que es aspirado por la boca y la presión de la cavidad torácica. Este diferencial o gradiente de presión produce o inicia el flujo de aire hacia los pulmones.

En una enfermedad tal como el enfisema pulmonar, donde el retroceso elástico del pulmón es reducido, el aire permanece atrapado en los pulmones y el volumen torácico es anormal y más o menos incrementado continuamente; el diafragma permanece en la posición descendente y comienza a aplanarse exteriormente. Esto afecta seriamente la habilidad individual de exhalar normalmente y, convierte, la inspiración más dificultosa.

Así, el diafragma es requerido para iniciar la inspiración. La exhalación sin embargo, normalmente es un proceso pasivo dependiente del retroceso elástico del tejido pulmonar. Ninguna acción pulmonar es requerida para un efecto rápido, normal o pasivo de exhalación. Bajo tensión física o esfuerzo voluntario, la exhalación puede volverse un proceso activo

requiriendo la asistencia de un grupo de músculos conocidos como los músculos accesorios de la expiración. La mayoría de los accesorios son los músculos abdominales, que incluye músculos conocidos como oblicuos derecho o izquierdo, interno y externo. Cuando estos músculos se contraen, ellos sirven activamente para elevar el diafragma. Esta elevación activa del diafragma aumenta la presión intratorácica y con ello crea un gradiente favorable para la exhalación de aire hacia los pulmones. Tal elevación diafragmática también disminuye el volumen torácico y con ello expulsa el aire de los pulmones.

Hay también un grupo de músculos conocidos como músculos accesorios de la inspiración. Ellos son utilizados solo en situaciones de extrema tensión física.

Las costillas que rodean la cavidad torácica son delgadas y algo contorneadas, debido a que se unen a las vértebras en la parte de atrás y a lo largo de lo que es conocido como margen costal del esternón en el frente. Hay doce pares de costillas. Las siete primeras son unidas al esternón por una pieza de

tejido flexible llamado cartilago costal; éstas son llamadas las costillas verdaderas. Los pares de costillas ocho, nueve y diez están unidas una a la otra por un cartilago arriba de ellas. Los pares once y doce son llamadas las costillas flotantes, ellas no se unen al esternón pero, más bien, tienen su final cartilaginoso insertado en la musculatura abdominal.

1.4.- Los Pulmones.-

El pulmón izquierdo consiste de dos lóbulos mayores, el lóbulo superior y el lóbulo inferior. El pulmón derecho está dividido en tres lóbulos referidos como, el superior, el medio y el inferior.

Para los propósitos de descripción anatómica los pulmones además están divididos en los segmentos broncopulmonares. Cada segmento recibe su propia alimentación de sangre y un ramal distinto de la vía bronquial.

El área de superficie de los pulmones está dentro de sesenta a setenta y cinco metros cuadrados (seiscientos - setecientos pies cuadrados).

Esta área de gran superficie compactada en un espacio pequeño, habilita el intercambio de gas en una escala altamente eficiente, una escala necesaria para encontrar los requerimientos metabólicos del cuerpo.

El segmento pulmonar es mejor descrito como una cuña de tejido que tiene su propio ramal bronquial de aire inspirado y sus propias ramificaciones de las arterias pulmonarias y venas, el cual lleva y trae sangre desde la unidad respiratoria.

Cada pulmón está revestido por la pleura y presenta sobre su cara interna una zona llamada hilio del pulmón, por donde pasan los elementos del pedículo pulmonar (bronquios, arteria, venas, etc.). Su estructura está constituida por la red capilar que se junta y entrelaza con las ramificaciones del árbol bronquial (bronquios), cuyas ramas terminales presentan formaciones especiales (los alvéolos) adaptada a los cambios respiratorios. El conjunto de los alvéolos que empiezan en un bronquiolo terminal constituyen un lóbulo; centenares de lóbulos forman un lóbulo principal que comienza en un ramal principal.

Los lóbulos constituyen una parte importante en el funcionamiento ventilatorio de los pulmones, ya que el aire inspirado, después de haber viajado a través de la faringe, tráquea, bronquios, y los bronquiolos, ingresa a la unidad respiratoria (lóbulo pulmonar). En el bronquiolo respiratorio, encontramos tejidos que es permeable al dióxido de carbono y oxígeno, tal que, si es alimentado por flujo de sangre pulmonar, el intercambio de gas puede ocurrir a niveles superiores, a nivel alveolar, más que a nivel pulmonar mismo. La membrana alveolar capilar es una lámina de tejido entre el alvéolo y los capilares pulmonares. El gas en los glóbulos rojos cual pasa a través de una capilaridad pulmonar angosta, y se difunde hacia los alvéolos atravesando esta membrana. Simultáneamente el gas en los alvéolos se difunden hacia la sangre en dirección opuesta.

Estudios de microestructuras de los pulmones han determinado que hay aproximadamente 300 millones de alvéolos en el pulmón adulto.

La membrana alveolar capilar es extremadamente delgada y es permeable a gases tales como oxígeno, dióxido de

carbono, y nitrógeno. El dióxido de carbono se difunde de 19 a 20 veces más rápido que el oxígeno. Este importante hecho explica la frecuente anomalía del mecanismo de intercambio de dióxido de carbono en condiciones en el cual el proceso de intercambio de oxígeno está debilitado.

CAPITULO II

FISIOLOGIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

2.1.- Generalidades.-

El término respiración es definido como proceso por lo cual el oxígeno es transportado desde la atmósfera a las células, donde es intercambiado por dióxido de carbono, un producto desechado del metabolismo celular.

Respiración también incluye, por lo tanto, la transportación de dióxido de carbono hacia las células para la excreción.

La fisiología del sistema respiratorio puede ser estudiado considerando al menos cuatro actividades primarias:

- 1.- Ventilación, que es un proceso por el cual aire ingresa y deja los alvéolos.
- 2.- La difusión de oxígeno y dióxido de carbono a través de una interfaz membranosa que separa la unidad respiratoria (alvéolos, etc.) la capacidad pulmonar (respiración externa).

3.- Transporte de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre y su difusión ambos dentro y fuera de los tejidos celulares y ambos dentro y fuera de la sangre (respiración interna).

4.- La regulación o control de estos procesos por medio de los impulsos del sistema nervioso central y periférico, los cuales son también regulados en alguna forma por la química del cuerpo.

La respiración en nuestro organismo involucra una serie de procesos:

1.- Regulación de los procesos debido a la reacción de la estructura neural especializada sea ésta un estímulo químico o físico.

2.- Influencia de la actividad muscular sobre el pecho produce cambios de presión dentro de los pulmones.

3.- Efectuando cambios de presión que, originan el movimiento de aire entre los pulmones y la atmósfera.

4.- Considerando los efectos del metabolismo y ventilación

pulmonar en la composición de gases en los pulmones.

- 5.- Efectuando un intercambio de gases entre la sangre y los pulmones.
- 6.- Considerando las características de transportación de oxígeno y dióxido de carbono entre los pulmones y tejidos.
- 7.- Considerando los efectos de la secuencia total de eventos en el medio ambiente local y la actividad de las neuronas regulando la respiración.

2.2.- Ventilación.-

Los conductos aéreos, que incluyen la nariz, faringe, tráquea, bronquios y terminales bronquiales son conocidos como el espacio anatómico muerto; esto es porque ellos representan parte de la región respiratoria donde no hay intercambio de gases pero deben ser ventilados y ocupados por la inspiración de aire bajo circunstancias normales.

Así, la ventilación de estos canales es, en cierto sentido desechada puesto que ellos son ventilados pero aquí no ocurre intercambio de gas.

Por supuesto, estas estructuras deben contener aire de manera tal que éste alcance la unidad respiratoria donde el intercambio de gas se realiza. El espacio muerto puede también ser aumentado mecánicamente (espacio muerto mecánico) por máscaras faciales o conectores de aparatos de terapia respiratoria.

La ventilación alveolar por respiración es la cantidad de aire inspirado en cada ciclo que usualmente tiene lugar en el proceso de intercambio de gases; decimos "usualmente" porque hemos comprobado que el alvéolo y su correspondiente sangre capilar están funcionando correctamente. Matemáticamente la ventilación alveolar es igual al volumen tidal (total de aire inspirado por ciclo) menos el volumen del espacio muerto.

Si el espacio muerto contiene 150 mililitros de aire y el volumen tidal 500 mililitros (ml.), la ventilación alveolar es la diferencia de los dos, 350 ml. ($500 \text{ ml} - 150 \text{ ml} = 350 \text{ ml}$). La ventilación alveolar en resumen es usualmente expresada como la cantidad de aire ventilando el alvéolo en cada período de un minuto. Así, si la razón respiratoria es 12 ciclos por minuto,

la ventilación alveolar minuto (V_a) en el ejemplo de arriba es $12 \times 350 \text{ ml} = 4200 \text{ ml}$. El volumen minuto (V) es la cantidad total de aire inspirado en un periodo de 1 minuto, es decir, el volumen de la ventilación del espacio muerto por minuto más el volumen de la ventilación alveolar por minuto.

En el ejemplo dado aquí, el volumen minuto podría igualar al producto de $12 \times 500 \text{ ml} = 6000 \text{ ml}$. (6L).

El espacio muerto fisiológico es un término que se refiere a las vías aéreas que no participan en el intercambio de gases más aquellas regiones de los bronquiolos y los alvéolos (unidad respiratoria) que no tienen perfusión sanguínea; el aire ingresando a esas regiones es "eliminado" puesto que ningún intercambio de gases puede ocurrir sin alimentación de sangre y una interfaz disponible para el intercambio de gases.

2.3.- Difusión de oxígeno y dióxido de carbono.--

Los gases mas importantes encontrados disueltos en la sangre, fluido de los tejidos y fluido celular del cuerpo son el dióxido de carbono y el oxígeno. Ellos

ingresan y salen del organismo por medio de un proceso físico llamado difusión de gases en la sangre.



La difusión de oxígeno y dióxido de carbono se realiza entre cada alvéolo del pulmón y el capilar por donde fluye la sangre; la interfaz entre el alvéolo y el capilar es una membrana permeable al paso de gas desde el alvéolo donde se encuentra la mayor concentración de oxígeno, hacia el lugar de menor concentración que es el capilar; de igual manera, el dióxido de carbono pasa desde el capilar donde existe en mayor concentración, hacia el lugar de menor concentración que es el alvéolo. Ver figura (2-1)

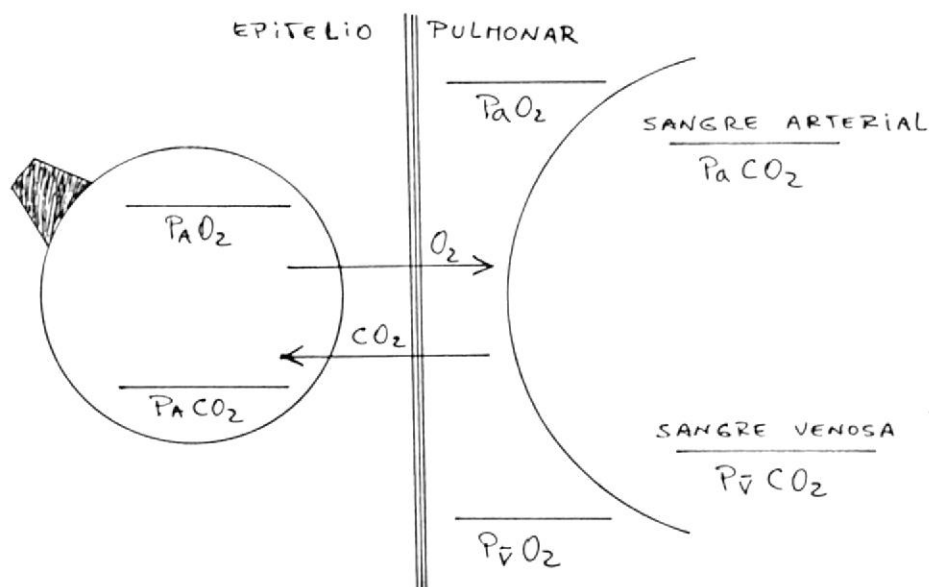


Figura (2-1).- Difusión de Gases

Los gases en la sangre son medidos por medio de electrodos y sistemas de análisis electrónicos que permiten obtener la presión parcial (P) del gas presente en una muestra de sangre.

Los valores normales para individuos respirando normalmente son presentados en el siguiente gráfico donde tenemos los diversos valores de gases a nivel de la entrada de los pulmones, en los pulmones y a nivel del capilar. Ver figura (2-2)

ZONAS GASES	VÍAS AÉREAS	ALVEOLOS	ARTERIA PULMONAR	VENA PULMONAR
P_{N_2}	597	570	570	570
P_{H_2O}	5	47	47	47
P_{CO_2}	03	40	46	40
P_{O_2}	159	105	40	95

Figura (2-2).- Valores normales de gases

2.4.- Transporte de Oxígeno y Dióxido de Carbono en la sangre.--

El oxígeno es transportado entre el alvéolo y la célula por medio de la sangre en dos formas diferentes:

1. Como oxígeno disuelto en el plasma.
2. Como oxígeno combinado con la hemoglobina celular de la sangre.

El oxígeno se disuelve en el plasma sanguíneo a una frecuencia de 0.3 ml. por cada 100 ml. de plasma si la P_{aO_2} (presión arterial de oxígeno) es normal.

El oxígeno también se combina con una proteína conteniendo hemoglobina. Esta sustancia es encontrada en el interior de las sangre celular.

El porcentaje de saturación de hemoglobina por oxígeno es una función de varias variables:

1. La presión parcial de oxígeno arterial (P_{aO_2}).
2. La concentración de hidrógeno en la sangre (pH).
3. La presión parcial de dióxido de carbono (P_{aCO_2}).

4. La naturaleza y tipo de hemoglobina presente.
5. La temperatura de la sangre.

Estos factores afectan a la disociación de oxígeno de la hemoglobina y sus efectos podemos verlos en las siguientes figuras.

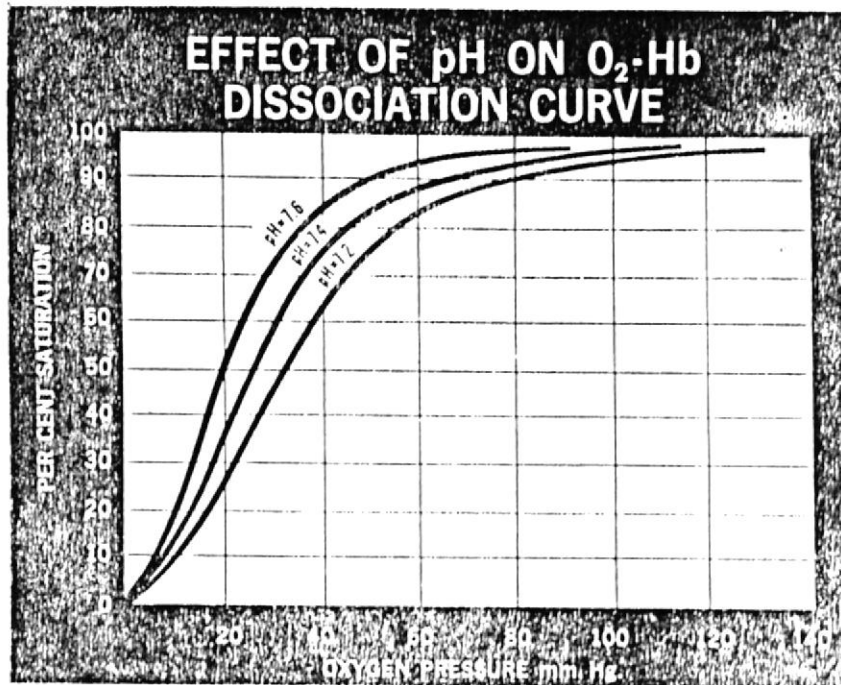


Figura (2-3).- Efecto del pH sobre la oxihemoglobina.

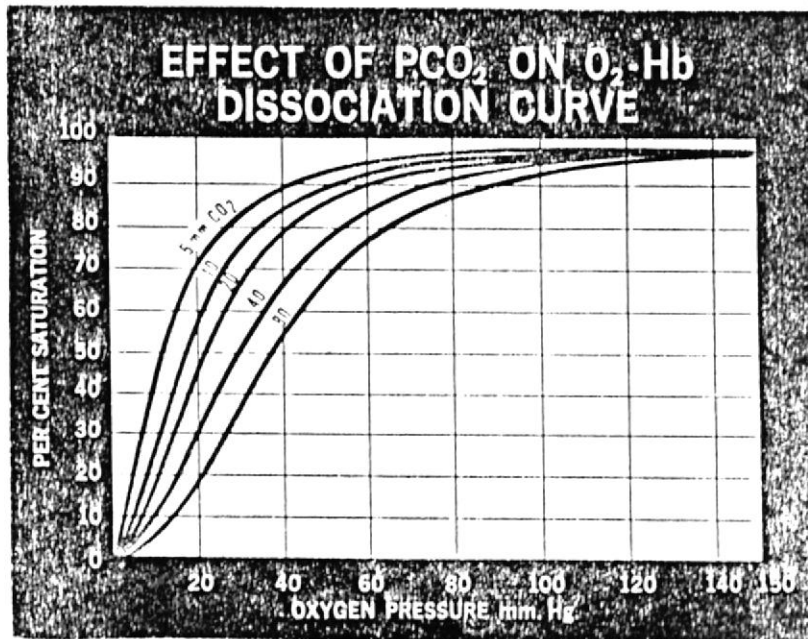


Figura (2-4).-- Efecto del PCO₂ sobre la oxihemoglobina

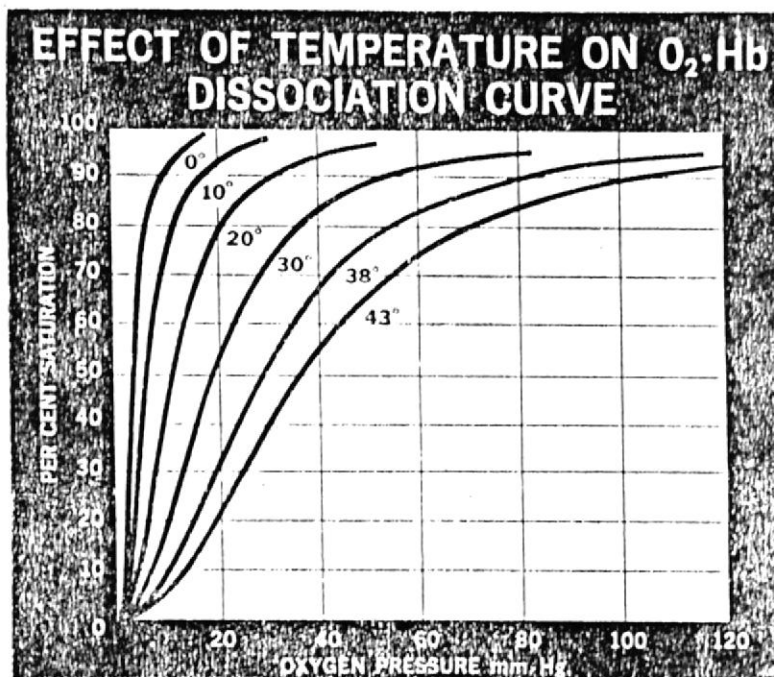


Figura (2-5).-- Efecto de la temperatura sobre la oxihemoglobina.

El dióxido de carbono es el producto del metabolismo celular y, como tal, debe ser transportado, como un producto de desecho de este metabolismo, desde la célula hasta ser expulsada. Viaja en la sangre venosa en los pulmones, donde un porcentaje de él se difunde hacia los alvéolos y es exhalado al ambiente. Sin embargo no todo el dióxido de carbono es exhalado. Permanece lo suficiente para ejercer una PCO_2 (presión arterial de CO_2) en la sangre arterial de 40 mmHg. El transporte de CO_2 es más complejo que el oxígeno y es realizado en las dos formas siguientes:

- | | |
|------------------|--|
| FORMA DE PLASMA | a.- Disuelto en el plasma |
| | b.- Ligado a la proteína del plasma |
| | ma |
| | a.- Disuelto en el agua de la |
| FORMA CELULAR DE | sangre celular |
| SANGRE | b.- Combinada con hemoglobina |
| | c.- Como ácido carbónico (H_2CO_3) |

2.5.- Regulación y control de los procesos anteriores por medio del sistema nervioso.-

La regulación y control es realizado por los impulsos

del sistema nervioso central y periférico, los cuales están regulados en alguna forma por la química del cuerpo y otros estímulos.

El sistema nervioso contiene un grupo de células especiales localizadas en la médula del cerebro que responden a la concentración de iones de hidrógeno (pH) del fluido cerebro-espinal. Este pH está influenciado directamente por la concentración de dióxido de carbono en la sangre. Por esta razón este grupo de células es conocida como los receptores centrales de iones de hidrógeno.

Existen otras células químico-receptoras periféricas conocidas como aórtica y carótica que son sensitivas a una disminución en el contenido de oxígeno en un volumen de sangre dado. Ellas también pueden recibir una señal de disminución del contenido de oxígeno aún si la perfusión de sangre está adecuadamente oxigenada pero a disminuido en cantidad debido a una hemorragia o anemia.

Como estas células perciben una disminución del contenido de oxígeno, ellas envían una señal para

incrementar la frecuencia y profundidad de la respiración. Cuando detectan una abundancia de oxígeno y no se activan y se produce una disminución en frecuencia y profundidad de la respiración.

Las células receptoras centrales, sin embargo, son sensitivas y estimuladas por los cambios en niveles de CO₂ en la sangre. Si el nivel de CO₂ se eleva o cae aún en cantidades muy pequeñas, si funcionan normalmente los receptores se producirá un aumento (CO₂ elevado) o una disminución (CO₂ disminuido) de la frecuencia y profundidad de la ventilación de tal manera que se corrija el nivel anormal de CO₂.

CAPITULO III

ESTUDIO DE LA VENTILACION

3.1.- Generalidades.-

Cuando la ayuda de ventilación mecánica mediante el uso de respiradores en el neonato se inició, surgieron ciertos problemas tales como:

- 1.- Conocimiento básico de los principios de ventilación mecánica.
- 2.- Modos de ventilación en el neonato.
- 3.- Efectos de la ventilación mecánica en el neonato.

Daremos algunas definiciones antes de entrar a analizar cada uno de los casos.

Flujo.- Es la cantidad de gas que circula a través del circuito del paciente (sistema de tuberías) en un determinado tiempo.

Y está dado por la siguiente fórmula:

$$\text{FLUJO} = \frac{\text{Volumen}}{\text{Tiempo}} = \text{Volumen} \times \text{frecuencia}$$

$$\dot{V} = \frac{V}{t} = V \times (1/t) \quad [\text{lpm}] \quad (3-1)$$

Compliancia.- Es la propiedad que tiene el pulmón para aceptar un volumen de aire determinado; es decir, el cambio de volumen por unidad de cambio de presión que es permitido por el pulmón.

Está dada por la siguiente fórmula:

$$\text{COMPLIANCIA} = \frac{\text{Volumen}}{\text{Presión}}$$

$$C = \frac{V}{P} \quad [1/\text{cmH}_2\text{O}] \quad (3-2)$$

Resistencia.- Es la oposición que ofrecen los pasajes conductivos de gas al paso de flujo a través de ellos.

Está dada por la siguiente fórmula:

$$\text{Resistencia} = \frac{\text{Presión}}{\text{Flujo}}$$

$$R = \frac{P}{\dot{V}} \quad [\text{cmH}_2\text{O}/\text{lpm}] \quad (3-3)$$

Trabajo respiratorio.- Es el esfuerzo realizado por el pulmón durante la fase inspiratoria, para que éste sea llenado de aire. Está dado por la siguiente fórmula:

$$\text{TRABAJO RESPIRATORIO} = \text{Presión} \times \text{Volumen}$$

$$W = P \times V \quad [\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{l}] \quad (3-4)$$

Los respiradores en la actualidad son de flujo continuo, más que de flujo intermitente. En el de flujo continuo se mantiene un flujo constante a través del circuito del paciente (juego de mangueras disponibles para ser colocadas al paciente), con lo cual el ciclo inspiratorio/expiratorio se realiza mediante el ciclado en tiempo de una válvula de exhalación como puede verse en el siguiente gráfico.

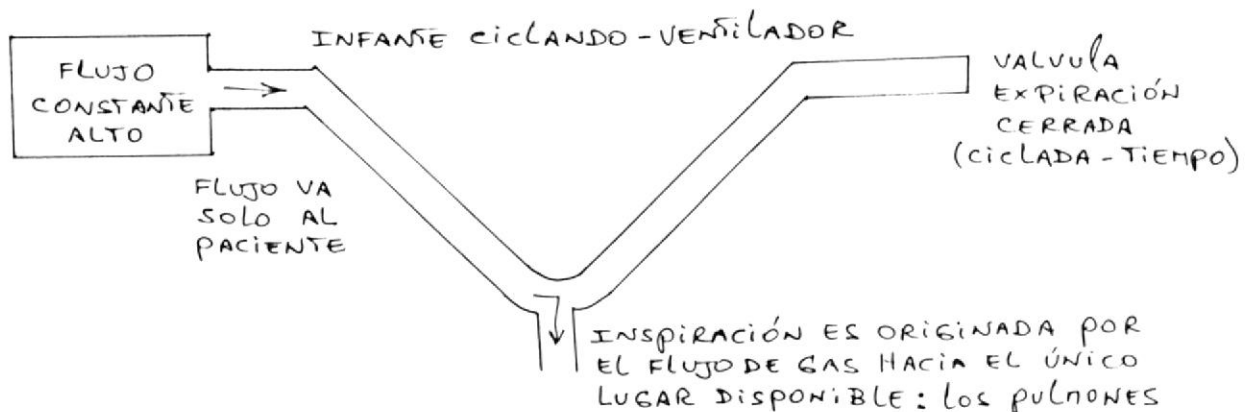


Figura (3-1).- Esquema básico del ventilador

Los modos de ventilación existentes son :

Controlados.- Es cuando el respirador mantiene el control de la ventilación entregada al paciente de acuerdo a los parámetros prefijados por él; es decir, el paciente no está realizando ningún esfuerzo inspiratorio.

Asistidos.- Se refiere a que el respirador entrega ventilación mecánica de acuerdo al esfuerzo realizado por el paciente.

Asistido-Controlado.- Es una combinación de los dos modos anteriores, es decir, el respirador entrega tanto ventilación de acuerdo a parámetros prefijados como a las iniciadas por el esfuerzo del paciente.

En cuanto a los efectos de la ventilación mecánica en el infante, se refiere al uso de un respirador ciclado por volumen, ciclado por presión, o ciclado por tiempo.

El ventilador ciclado por volumen, es aquel que entrega un

volumen prefijado por el operador independientemente de la presión dada por la compliancia del paciente, es decir, de la capacidad del pulmón para aceptar un volumen determinado.

El ventilador ciclado por presión, es aquel que entrega un volumen de acuerdo a la presión prefijada por el operador.

El ventilador ciclado por tiempo, controla el ciclo respiratorio de inspiración - expiración mediante la prefijación del tiempo inspiratorio y expiratorio, de tal manera, que asegura un flujo adecuado por la consiguiente entrega de volúmenes constantes como podemos ver en la figura siguiente:

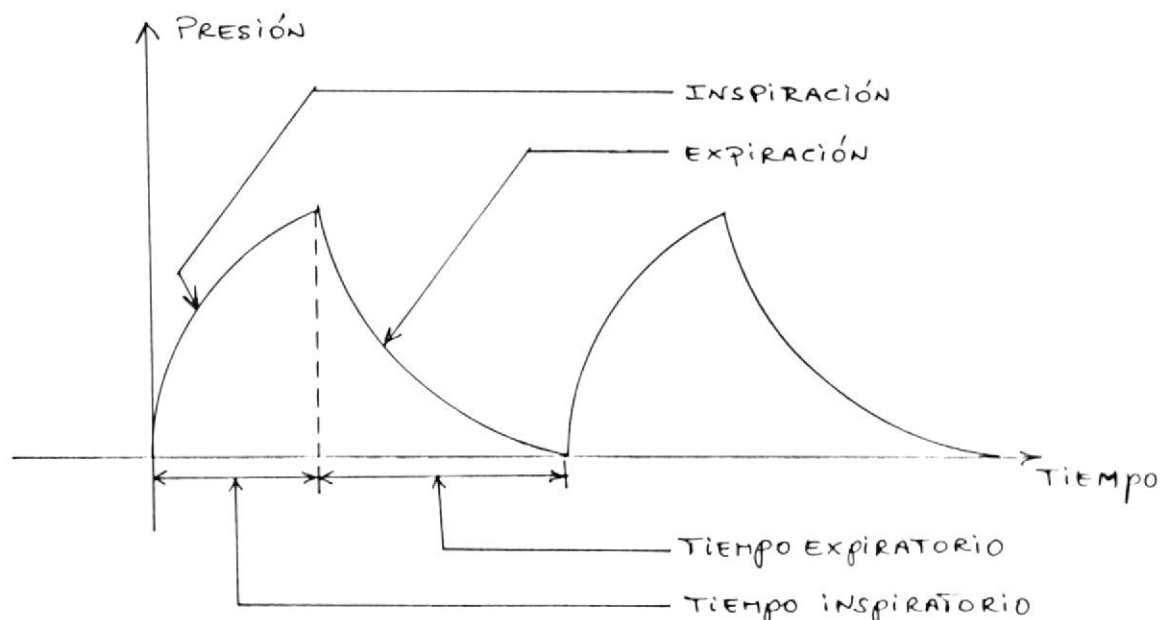


Figura (3-2).- Ciclo inspiratorio/expiratorio

3.2.- Movimiento Respiratorio.-

El movimiento de aire hacia los pulmones es complementado por la contracción de unos músculos. Los espacios de aire de los pulmones normalmente están en contacto abierto con la atmósfera exterior a través de los pasajes respiratorios y, puesto que la presión del aire exterior permanece constante, el aire ingresa a los pulmones cuando el tórax se ensancha y sale de los pulmones cuando la cavidad torácica se hace más pequeña. Cuando todos los músculos respiratorios están en descanso, el tórax asume la posición de exhalación pasiva.

3.3.- Inspiración.-

Inhalación involucra la contracción del diafragma y el movimiento de las costillas y el esternón para ensanchar el tórax o cavidad torácica. La expansión no es igual en todas las direcciones pero es primordialmente hacia abajo y lateralmente a través de la elevación de las costillas y adelante debido al movimiento hacia afuera y hacia arriba del esternón.

3.4.- Expiración.-

La exhalación es normalmente pasiva. El tórax se

hace mas pequeño y esto, combinado con el retroceso elástico de los pulmones, produce el libre flujo de aire hacia afuera de los pulmones. La expiración voluntaria puede ser efectuada por la consciente utilización de los músculos abdominales, los músculos internos intercostales y otros músculos.

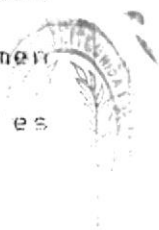
3.5.- Cambios producidos en los pulmones debido a la Inspiración y a la Expiración.-

Los cambios producidos en los pulmones por la expansión inspiratoria de la cavidad torácica no son uniformes. Las zonas internas o profundas se mueven poco. La zona intermedia, la cual contiene vasos sanguíneos y estructuras cartilaginosas bronquiales, están sujetas a varios grados de expansión. La zona exterior está compuesta de tejido pulmonar y es igualmente distensible por todas partes. Todas las porciones de los pulmones no están abiertas igualmente en la inspiración. Cuando el volumen tidal es de una cantidad normal, este factor es pequeño o no tiene consecuencia.

Cuando el volumen tidal es reducido, únicamente los



BIBLIOTECA



alvéolos en las regiones más expandibles serán ventilados adecuadamente.

3.6.- Regulación de la respiración por medio del sistema nervioso.-

La respiración está bajo el control del sistema nervioso central en circunstancias normales. Hay por lo menos tres centros respiratorios; dos de los centros están localizados en un área del cerebro conocida como bulbo raquídeo, y la otra está localizada en el área referida como la médula.

El centro localizado en la médula está compuesto de tres partes:

- 1.- Centro inspiratorio
- 2.- Centro expiratorio
- 3.- Centro químico-receptor

Estos reciben estímulos de diferentes áreas del cuerpo y responden enviando mensajes a los músculos involucrados con la ventilación; así, inician las secuencias de eventos conocidos como respiración o ciclo ventilatorio. Los centros de inspiración

y expiración son los coordinadores centrales de todas las otras áreas reguladoras respiratorias. Ellos responden a los otros centros inferiores también como los centros voluntarios superiores que están vinculados con tales actividades como hiperventilación voluntaria y la respiración sostenida.

3.7.- Volumen y Capacidad Pulmonar.-

El volumen y la capacidad son valores medibles obtenidos por pruebas de función pulmonar. Los cambios en estos valores sobre o bajo un rango normal son indicadores importantes para determinar problemas pulmonares y su severidad.

El volumen y capacidad de los pulmones son medidos por un equipo llamado el Espirómetro.

Los valores medidos con el espirómetro son:

- 1.- Volumen tidal (Vt)
- 2.- Capacidad residual funcional (FRC)
- 3.- Volumen de reserva expiratorio (ERV)
- 4.- Volumen residual (RV)

- 5.- Capacidad vital (VC)
- 6.- Volumen expiratorio forzado (FEV)
- 7.- Volumen de reserva inspiratoria (IRV)
- 8.- Capacidad inspiratoria (IC)
- 9.- Capacidad pulmonar total (TIC)

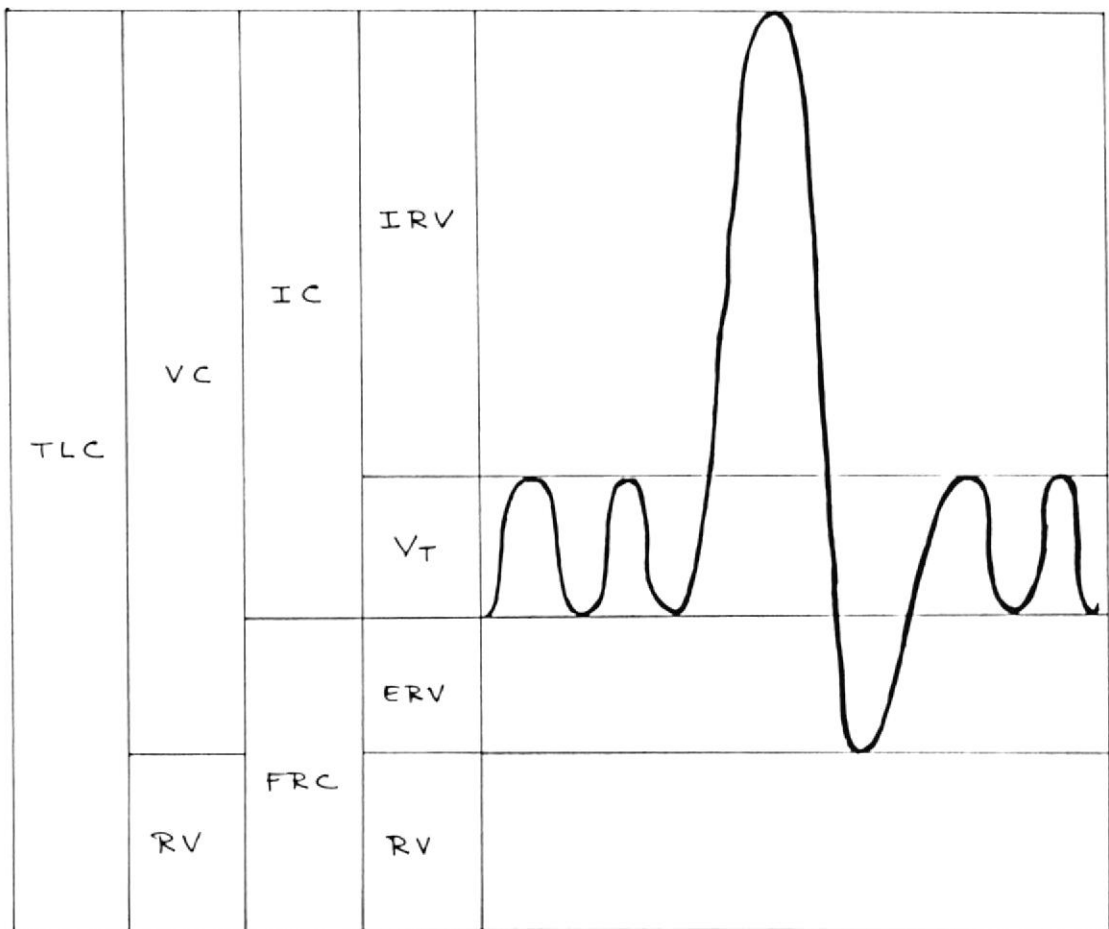


Figura (3-3).- Curva Espirométrica

3.8.- Frecuencia Respiratoria.-

Es el número de respiraciones en el intervalo de un minuto que realiza un paciente; estrictamente hablando es el número de ciclos inspiración-expiración que ocurren en un minuto. Hay que diferenciar entre la frecuencia entregada por el respirador y la frecuencia propia del paciente, cuando éste se encuentra conectado a un monitor de respiración.

3.9.- Apnea.-

El apnea es la suspensión momentánea de los movimientos respiratorios. Existen un apnea fisiológica que es el instante entre la inspiración y la expiración, durante el cual la persona no respira. El cuerpo humano sólo resiste alrededor de cinco a seis minutos de apnea (suspensión de la función respiratoria).

3.10.-Cambios de presiones en los pulmones y tórax.-

Los pulmones del feto no nacido no contienen aire y su volumen es pequeño. Sin embargo, ellos ocupan totalmente la cavidad torácica. El primer esfuerzo inspiratorio del recién nacido tiende a halar las paredes del tórax hacia los pulmones.

Una presión subatmosférica es creada entre la superficie interna del tórax y la superficie externa del pulmón. Debido a este gradiente de presión el aire ambiental ingresa y expande los pulmones. Los pulmones son expandibles y el tejido elástico que ellos contienen nunca retornan otra vez a su longitud natural. La fuerza con el cual este tejido tiende a acortarse explica la presión subatmosférica que normalmente existe entre la superficie del torax y los pulmones.

Esta presión puede ser medida insertando un manómetro de presión a través de un espacio intercostal (entre las costillas) o menos exacto pero menos traumatizante, midiendo la presión dentro de un balón colocado en una tercera parte más baja del esófago. Durante una respiración lenta la presión es de aproximadamente -5mmHg y es conocido como la presión intratorácica.

La presión intrapulmonar es la presión existente en los pasajes de aire y los espacios en los pulmones. En la ausencia de movimiento de aire y con la glotis abierta, la presión en los pulmones debería ser igual

a la presión en la atmósfera. Durante la respiración normal, sin embargo, los rangos de presión intrapulmonar son de alrededor de -3mmHg durante la inspiración con referencia a la atmosférica (0 mmHg) en el final de la inspiración, así como $+3\text{mmHg}$ al inicio de la expiración, retornando a la atmosférica al final de la fase de exhalación.

La presión intrapulmonar negativa en la inspiración es creada por la contracción de los músculos inspiratorios. La presión inicial positiva en la expiración es creada por el retroceso elástico de la estructura torácica expandida y los pulmones. Esta puede ser excedida durante el ejercicio, desde -80mmHg a $+116\text{mmHg}$.

3.11.--Relación entre presión y volumen.--

Los músculos respiratorios trabajan para mover el aire hacia los pulmones. El trabajo de respirar puede ser expresado en términos de presión por volumen ($P \times V$).

En un individuo normal en reposo, la fuerza (presión) requerida para la inspiración está casi relacionada a las propiedades elásticas ejercidas por los pulmones y

la pared toráxica. Factores resistivos llegan a ser más importantes en actividades forzadas, cuando la velocidad del movimiento de aire es alta; ellos también llegan a ser importantes en ciertas condiciones patológicas tales como el asma bronquial, lo cual aumenta la resistencia física debido a pasajes angostos de aire.

La relación entre la presión y el volumen también debe ser considerada en el estudio de la compliancia y la elasticidad de los pulmones. En resumen el trabajo del respirador puede ser expresado en términos de gasto de oxígeno. En individuos normales, un gran aumento de ventilación puede ser acompañado con un gasto relativamente bajo de energía. El proceso mismo puede ser utilizado en pacientes con pulmones enfermos, el mayor trabajo mecánico requerido utilizará tanto y tal vez más oxígeno que el que ha obtenido por el exceso de esfuerzo requerido. De hecho, en algunos casos, un ligero aumento en respiración debe ser compensado con un requerimiento de oxígeno muy alto.

3.12.-Resistencia a la ventilación.-

En adición a la resistencia elástica a la ventilación,

la cual es otra forma de describir el rendimiento, hay también otros tipos de resistencia que deben ser vencidas por el gas inspirado para que éste alcance los pulmones.

La resistencia de fricción que es la resistencia causada por los tejidos no elásticos en contacto con el espacio respiratorio. Esto incluye ciertos músculos, la capacidad abdominal y grandes vasos sanguíneos. Resistencia de las vías aéreas (AWR) que es la resistencia encontrada por el flujo de gas ingresando a través de las vías aéreas. Esta es una función de la densidad de gas, la naturaleza y magnitud de su velocidad de flujo y el estado de las vías aéreas.

La resistencia de las vías aéreas es medida en cmH₂O/L/sec. y es expresada por la siguiente ecuación:

$$AWR = \frac{\text{Presión (cm H}_2\text{O)}}{\text{Flujo (lps)}} \quad (3-5)$$

Normalmente, en el adulto promedio, el AWR es

alrededor de uno a dos cmH₂O/L/sec.

La resistencia en las vías aéreas puede ser incrementada grandemente si el flujo de aire inspirado es aumentado o llega a ser turbulento. En consideración a los flujos de aire hay básicamente dos tipos: turbulento y laminar.

El flujo de aire turbulento aumenta la resistencia, mientras el flujo de aire laminar resulta en una resistencia disminuida, y, por lo tanto, mejora la ventilación. El flujo de aire laminar es mejor definido como suave. El flujo de aire no distribuido depende de la velocidad del flujo de gas y su viscosidad.

El flujo de aire turbulento es el opuesto del laminar, es considerado el flujo "duro" de aire con muchos cambios direccionales y, forma las corrientes de Eddy. A altas velocidades y ángulos o codos en los tubos, el flujo de gas tiende a ser turbulento.

3.13.-Modo IMV.-

La ventilación Mandatoria Intermitente (IMV) es un

modo de ventilación que provee un método alternativo de soporte para la ventilación mecánica asistida y controlada en neonatos con falsa respiración aguda.

El modo IMV puede ser descrito como la combinación de respiraciones entregadas mecánicamente (controladas) superpuestas con las respiraciones espontáneas del infante como podemos verlo en la figura (3-4):

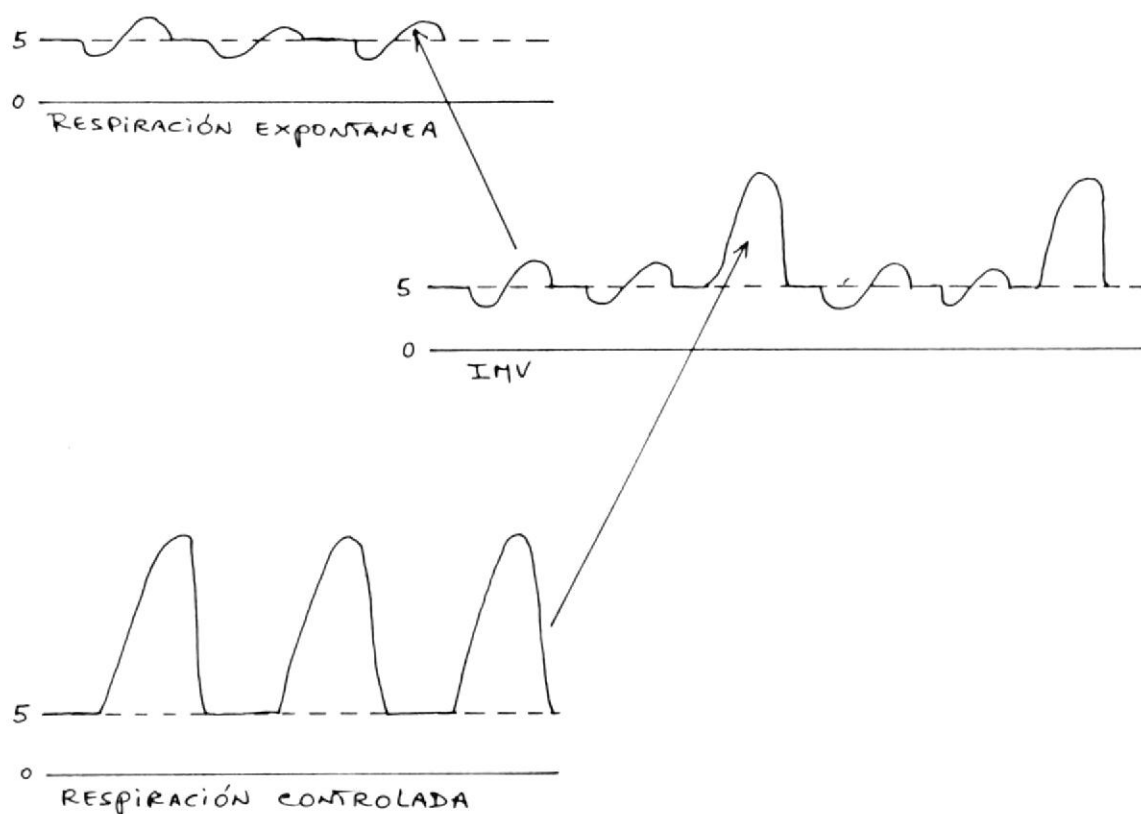


Figura (3-4).- Formación del modo IMV

El IMV fue introducido inicialmente para el destete (proceso mediante el cual un paciente es retirado del respirador) de infantes y adultos de la ventilación mecánica.

El procedimiento de destete es simplificado considerablemente mediante el IMV comparado con las técnicas comunes, y está acompañado por una reducción gradual de la frecuencia del ventilador mientras que las otras variables (volumen tidal, Peep, etc.) son mantenidas constantes.

El Peep (Positive end expiratory pressure) es una técnica mediante el cual como su nombre lo indica nos permite dejar en el pulmón una presión positiva al final de la expiración, es decir, no todo el aire que ingresa a los pulmones es expulsado en la exhalación; como podemos verlo en el gráfico (3-5).

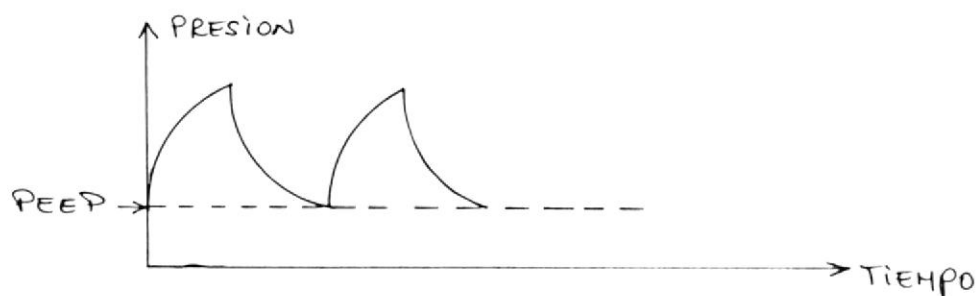


Figura (3-5).- Ciclo ventilatorio con Peep

En el IMV, el aumento en las respiraciones espontáneas procede lentamente en unión con la disminución del soporte mecánico.

El único criterio para destetar con IMV es mantener al infante con los valores aceptables de pH y gases arteriales de la sangre. Esto elimina el uso de equipos adicionales empleados durante el destete, y pruebas de la función pulmonar las cuales en muchos casos imposibles de ejecutarlas en los centros hospitalarios.

Lo interesante respecto al IMV es que se puede realizar la disminución de la razón ventilatoria mecánica asociada con el aumento en la respiración espontánea.

El IMV es particularmente útil debido a que permite al clínico seleccionar precisamente el nivel de ayuda requerida por cada infante, pero al mismo tiempo le permite la respiración espontánea en cualquier nivel que él es capaz de mantener. El efecto negativo de la ventilación mecánica está con ello disminuyendo y el efecto beneficioso de la ventilación espontánea está

aumentando. Tal ayuda precisa no es posible con ninguna ventilación mecánica asistida o controlada.

Ahora, con la excepción de la apnea, no han aparecido contraindicaciones absolutas al IMV. Una gran cantidad de estudios y experimentos clínicos de salud han sido ejecutados en el tratamiento de fallas respiratorias en los recién nacidos.

CAPITULO IV

CARACTERISTICAS DEL VENTILADOR A SER CONTROLADO ELECTRONICAMENTE.-

4.1.- Generalidades.-

El ventilador a ser controlado electrónicamente es un ventilador neonatal energizado neumáticamente, ciclado en tiempo, limitado por presión y de flujo constante controlado.

Las concentraciones de oxígeno son liberadas por el ventilador con el mezclador de oxígeno y aire para obtener a su salida concentraciones de oxígeno con un cierto grado de humedad, ya que el oxígeno es demasiado seco.

El ventilador tiene las siguientes características:

a) Un mezclador de oxígeno para la mezcla de aire y oxígeno a la entrada del ventilador para dar las concentraciones necesarias de oxígeno desde un 21% hasta un 100%.

b) La presión próxima de las vías aéreas son leídas sobre un

manómetro de presión, calibrado desde 0 a 120 cmH₂O.

- c) El monitoreo constante de la presión de gas de alimentación en un manómetro desde 0 a 100 PSIG.
- d) La humidificación/nebulización es mantenida ajustable, mediante un control de nebulización. La nebulización es usada para suministrar medicamentos mediante la ventilación.
- e) La colocación de tiempo inspiratorio y expiratorio, de acuerdo al elegido por el operador en el modo IMV.
- f) Un interruptor de selección de modo para la selección fácil de ventilación espontánea o mandatoria (IMV).
- g) El flujo expiratorio es manualmente ajustable para disminuir la resistencia expiratoria durante ventilación mecánica.
- h) El pulmón de prueba mecánica para la familiarización funcional y preclínica de chequeo del equipo.
- i) El ciclo inspiratorio y expiratorio durante el modo IMV

lo realiza internamente un servocontrol neumático denominado MARK2 (el cual será implementado electrónicamente).

Las figuras (4-1) (4-2) (4-3) nos dan una información visual de lo antes mencionado.

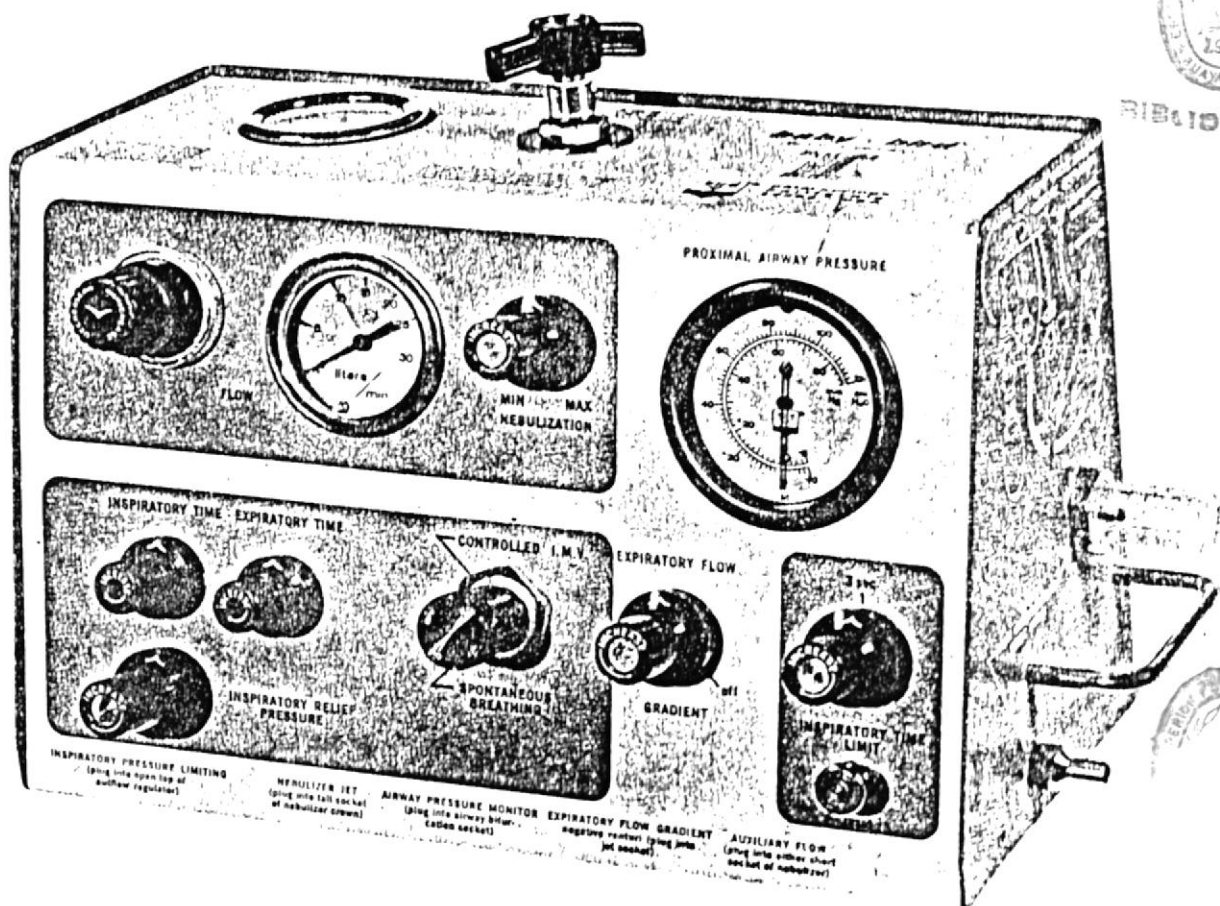


Figura (4-1).- Ventilador Neonatal

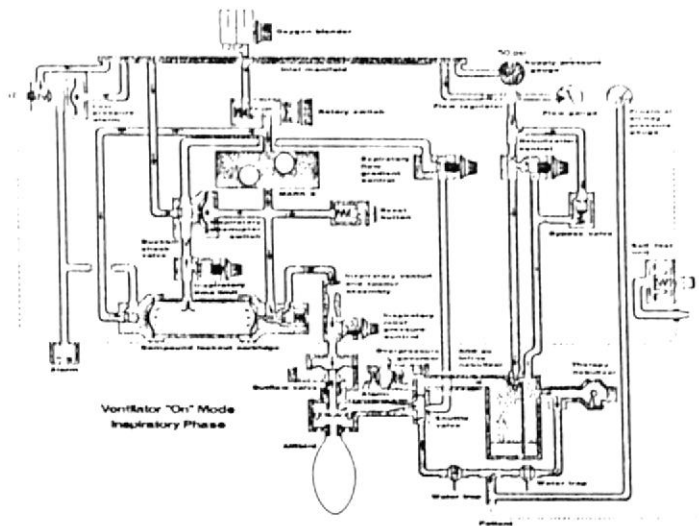


Figura (4-2).-- Fase inspiratoria del ventilador

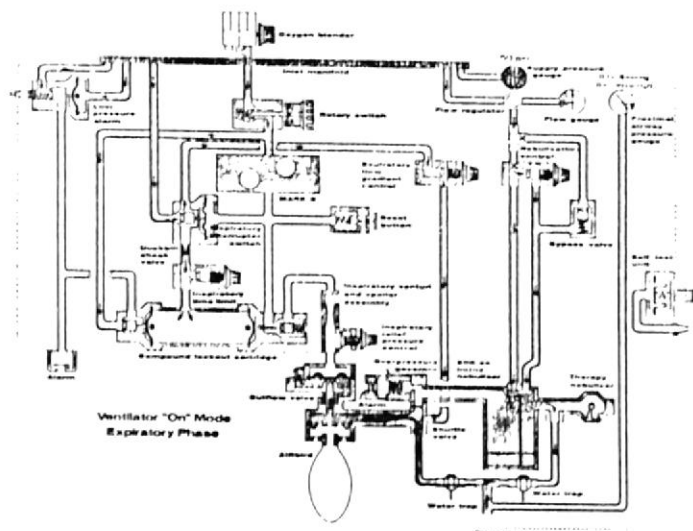


Figura (4-3).-- Fase expiratoria del ventilador

4.2.- Presión proxima a las vías aéreas.-

El circuito del ventilador (circuito se refiere al sistema exterior de mangueras y accesorios que conectan al paciente con el respirador), utiliza una salida en la "Y" del paciente que se conecta al manómetro de presión, el cual permite al clínico leer la presión en las vías aéreas del paciente. Este manómetro tiene una lectura dual calibrada en cmH₂O y mmHg.

4.3.- Flujo de gas al paciente ajustable.-

El botón de control de flujo regula la cantidad de gas pasando a través del circuito del paciente o de interconexión del sistema de mangueras al paciente. Este flujo continuo de gas está indicado en litros por minuto. El control de flujo se caracteriza por un botón para la colocación de los litros de flujo y otro para asegurar este valor de posibles cambios accidentales.

Una vez que el flujo ha sido seleccionado, el resultado puede ser determinado observando el manómetro de flujo del ventilador.

El flujo continuo indicado en el manómetro indica los

litros por minuto fluyendo a través del circuito del paciente.

4.4.- Ciclaje de tiempo inspiratorio y expiratorio.-

Cuando el interruptor de selección de modo ha sido colocado en el modo (IMV), el servocontrol MARK2 en el interior del ventilador seleccionado para ser implementado; es activado.

Este servocontrol provee la función de ventilación ciclada en tiempo, es decir, la ventilación mecánica del ciclo respiratorio. Este ciclo correspondiente a los tiempos inspiratorio y expiratorio son regulados mediante dos controles localizados en la parte frontal del servocontrol.

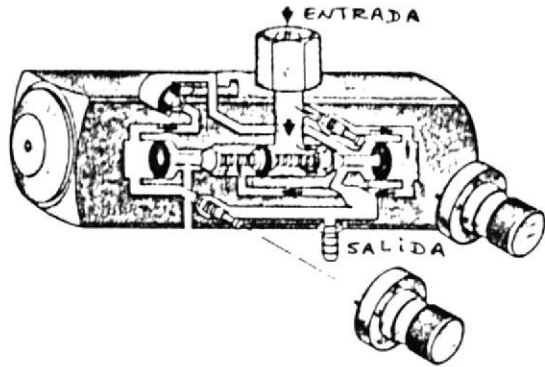
En la figura (4-4) podemos ver como se realiza neumáticamente el ciclo de inspiración a expiración.

La duración de la fase inspiratoria es ciclada por control de tiempo inspiratorio. La longitud de expiración es controlada por el control de tiempo expiratorio. La combinación de tiempo inspiratorio y expiratorio determina la frecuencia de ciclaje del ventilador.

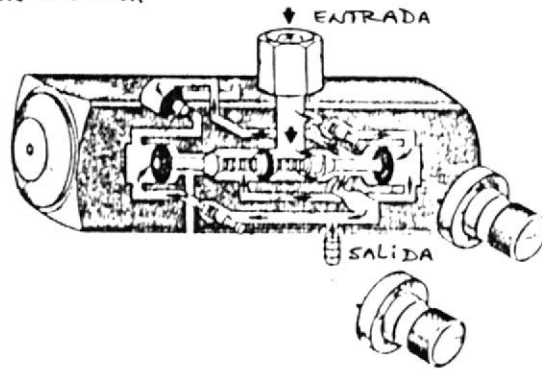
Mientras ambos tiempos inspiratorio y expiratorio afectan la razón de ciclaje del ventilador, el primer medio de establecer una frecuencia de ciclaje es ejecutada ajustando sólo el control de tiempo expiratorio.

4.5.-- Selector de modo IMV o ventilación espontánea.--

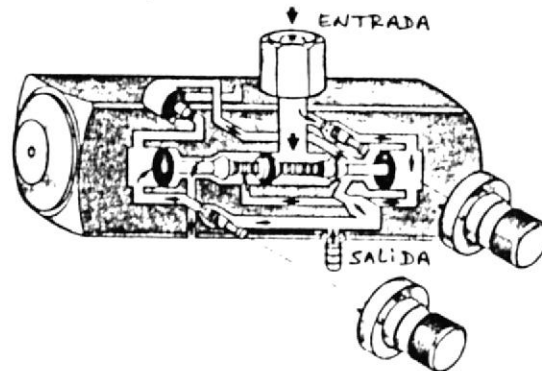
El interruptor marcado como "respiración controlada IMV/espontánea", determina cual modo de operación ha de ser utilizado. Cuando se selecciona el modo controlado IMV, el mecanismo de ciclaje de tiempo dentro del ventilador es activado. Esto permite la respiración mecánica mandatoria intermitente a ser liberada durante la fase controlada. La segunda opción (respiración espontánea) es la de no ciclaje, es decir, las respiraciones espontáneas del paciente.



off position
POSICIÓN INACTIVA



inspiratory flow
FLUJO INSPIRATORIO



end of inspiratory flow
FINAL DEL FLUJO INSPIRATORIO

Figura (4-4).- Operación del servo-control MARK 2

CAPITULO V

CONTROLES DE VENTILACION.--

5.1.-- Principios básicos.--

Los controles de ventilación son aquellos que son necesarios para la ventilación mecánica controlada. Es decir, aquellos controles que controlan la fase inspiratoria y expiratoria del ciclo respiratorio, y por lo tanto, de acuerdo a la relación inspiración/expiración se puede obtener el número de respiraciones realizadas en un minuto. La colocación adecuada de los controles de tiempo inspiratorio y tiempo expiratorio es muy importante ya que de éstos depende si estamos hiperventilando o hipoventilando un paciente.

Existe un modo de colocar los parámetros de ventilación normales para iniciar el proceso de ventilación mecánica, para luego mediante un análisis de gases (gasometría electrónica) poder corregir los parámetros de acuerdo a la necesidad del paciente.

La hiperventilación se produce cuando existe un número de respiraciones por minuto en exceso del requerido para

mantener la presión de PCO₂ a 40mmHg; es decir el PCO₂ disminuirá y el pH aumentará de los valores normales.

La hipoventilación se produce cuando existe un número de respiraciones por minuto bajo del nivel requerido para mantener la presión de PCO₂ a 40 mmHg; es decir, el PCO₂ aumentará y el pH disminuirá de los valores normales.

El pH de la sangre arterial normal es 7.4

$$\text{pH} = \text{pK} + \log \frac{[\text{HCO}_3]}{[\text{CO}_2]}$$

pK = 6.1 (constante)

[HCO₃] = Concentraciones de bicarbonato

[CO₂] = Concentraciones de dióxido de carbono

Si el pH se eleva sobre los 7.4 se denomina a esta condición como Alcalosis o Alcalemia respiratoria, que es un incremento inicial en frecuencia de ventilación alveolar relativo a la frecuencia de producción de dióxido de carbono resultando en una pérdida relativa de Ácido carbónico.

Si el pH cae bajo los 7.4 se denomina a esta condición como Acidosis o Acidemia respiratoria; que es una ganancia de

Ácido carbónico debido a una disminución inicial en la frecuencia de ventilación alveolar en relación a la frecuencia de producción de dióxido de carbono.

Ejemplos de Alcalosis respiratoria:

Hiperventilación voluntaria o involuntaria (histeria, temor); sobre-ventilación mecánica. Estimulación de los centros respiratorios por medio de estimulantes respiratorios o hipoxia.

Valores típicos: pH 7.54
 PCO₂ 27 mmHg
 HCO₃ 22.6 m Eq/l

Ejemplos de Acidosis respiratoria:

Inhalación de CO₂, sofocación, pérdida inesperada de las vías aéreas, parálisis del centro respiratorio y musculatura respiratoria.

Valores típicos: pH 7.3
 PCO₂ 57 mmHg
 HCO₃ 27.5 m Eq/l

La colocación de tiempo inspiratorio, tiempo expiratorio, respiraciones por minuto y el modo de ventilación a ser usado en un ventilador depende de los valores de gases arteriales que resulten de las pruebas realizadas a un paciente.

La inhabilidad para mantener el pH, PCO₂ y PO₂ en los valores estables son originados por las siguientes fallas respiratorias:

- 1) Falla de la ventilación (PCO₂↑, pH↓) debido ya sea por falla del cerebro, fatiga muscular, ventilación restringida, obstrucción de las vías aéreas.

- 2) Falla de oxigenación (PO₂↓) debido por fallas de flujo de oxígeno a los alvéolos, difusión de oxígeno, falla en el flujo de la sangre para entrar en contacto con el oxígeno.

5.2.- Tiempo Inspiratorio.-

El control de tiempo inspiratorio establece el tiempo de duración de la fase inspiratoria de la respiración mandatoria. El rango de ajuste de ese control va desde 0.10 a 3.0 segundos.

Es el tiempo durante el cual el flujo de aire oxigenado ingresa a los pulmones oxigenando los alvéolos.

5.3.- Tiempo Expiratorio.-

El control de tiempo expiratorio establece el tiempo de duración de la fase expiratoria de la respiración mandatoria. El rango de ajuste de este control va desde 0.10 a 10.0 segundos.

Es el tiempo durante el cual los pulmones expulsan el CO₂ del organismo hacia el ambiente.

5.4.- Relación Inspiración / Expiración.-

La relación inspiración / expiración controla que el tiempo inspiratorio y el tiempo expiratorio mantengan una relación relativa de 1 a 2, es decir, cuando el tiempo inspiratorio es 0.3 el tiempo expiratorio debe ser aproximadamente 0.6. La razón para esta relación de 1 a 2 puede verse en el siguiente ejemplo:

Si el tiempo inspiratorio es 0.3 y el tiempo expiratorio es 0.1; durante la fase inspiratoria los pulmones se llenaron de aire, pero con un tiempo

expiratorio menor que el inspiratorio los pulmones no vaciarían todo el aire ingresado con lo cual en la siguiente inspiración los pulmones serían sobrepresionados debido al aire presente en el ciclo anterior.

5.5.- Frecuencia Respiratoria.-

El control de frecuencia respiratoria nos da el número de respiraciones en un minuto, conocido como el BPM (BREATHING PER MINUTE). Este control altera el tiempo expiratorio ya que al aumentar la frecuencia estamos reduciendo el tiempo expiratorio. En caso contrario, si disminuimos la frecuencia, entonces aumentamos el tiempo expiratorio. Es decir, el ciclo respiratorio puede ser controlado ya sea variando el control de tiempo expiratorio o el de frecuencia respiratoria. Ver figura (5-1), (5-2).

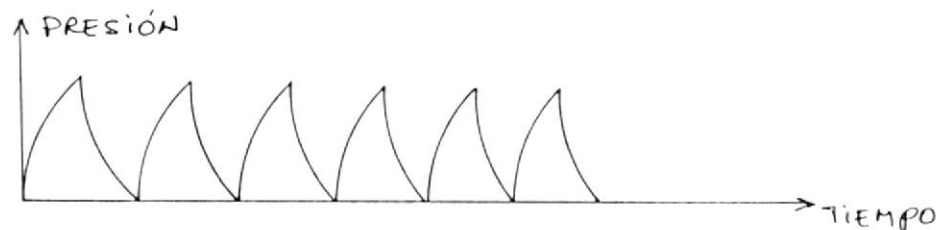


Figura (5-1).- Ciclo de frecuencia alta

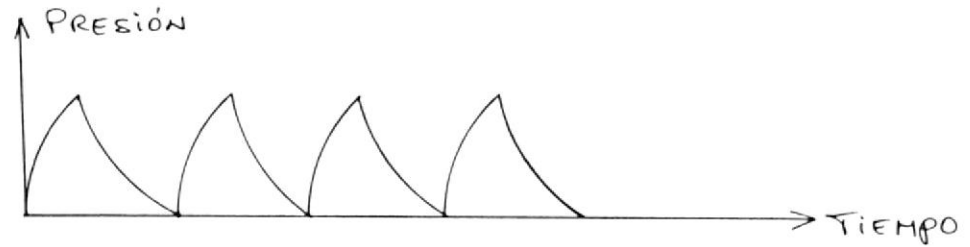


Figura (5-2).-- Ciclo de frecuencia baja

5.6.- Alarma Apnea.--

El control de alarma de apnea sirve para controlar la posibilidad de que el paciente haya dejado de respirar, es decir, no existe ningún movimiento respiratorio; en cuyo caso se activará una alarma que alertará al personal médico especializado.

CAPITULO VI

DESCRIPCION DEL CONTROLADOR ELECTRONICO

6.1.- Fundamentos Básicos.-

El ciclo inspiratorio-expiratorio de una respiración mandatoria es realizada mediante el controlador, además controla la señal que asegura los tiempos inspiratorio y expiratorio para que éstos no puedan ser alterados, una vez que se coloca el ventilador al paciente.

Existe una señal de prueba de ciclo para prevenir la falla de ciclo en el caso de que el tiempo expiratorio se extienda por más de 10.0 segundos. El controlador puede ser reactivado después de existir una falla de ciclo.

Además puede entregar la señal que se usará para poder dar Las BPM (respiración por minutos) en un despliegue visual.

Los tiempos inspiratorio y expiratorio son visualizados en un despliegue visual.

El diagrama de bloque se encuentra en la figura (6-1).

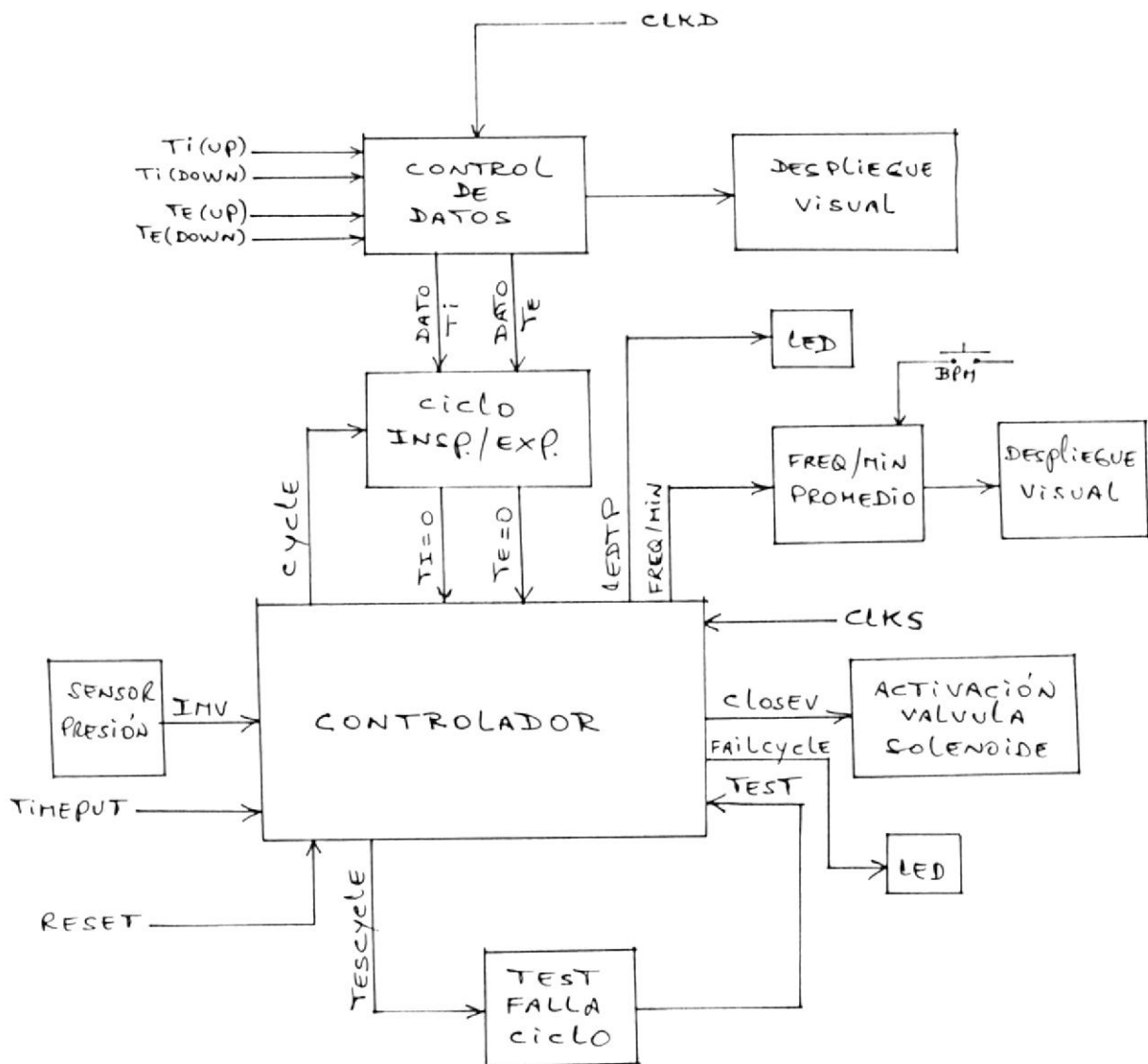


Figura (6-1).-- Diagrama funcional del controlador

6.2.- Señales de Entrada.-

Las señales de entrada al controlador son las siguientes:

IMV: Esta señal ingresa al controlador después de activarse un interruptor de presión, que se activa cuando el selector de modos (IMV y CPAP) se encuentra en modo IMV. Figura (6-2)

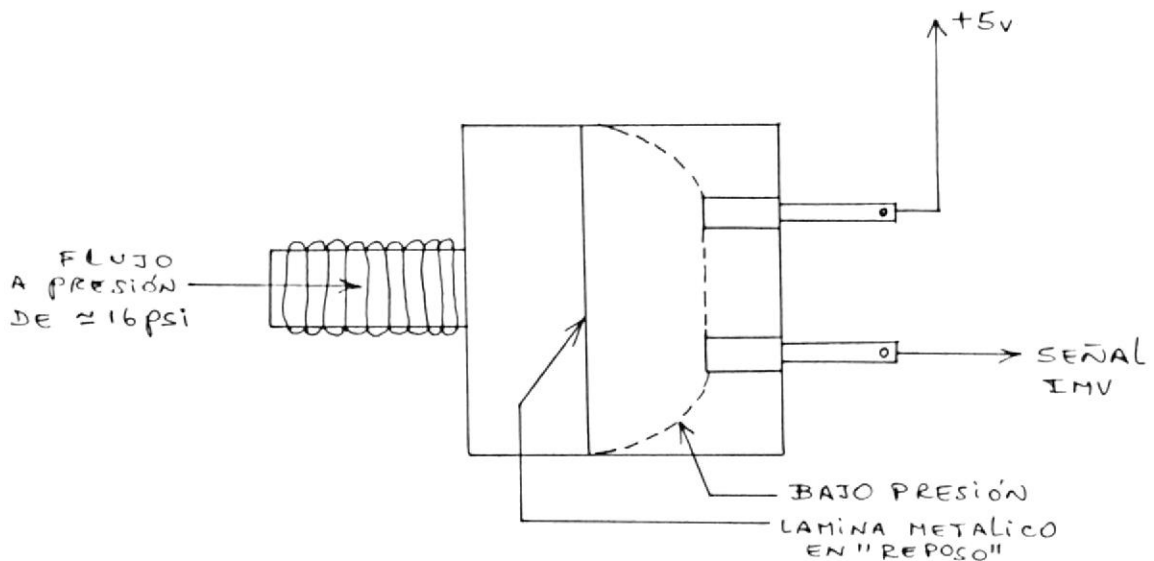


Figura (6-2).- Sensor de Presión

TIMEPUT: Una vez que los tiempos inspiratorio y expiratorio son colocados, mediante esta señal estos tiempos son asegurados para que no sean alterados una vez que el ventilador comienza a funcionar.

(TI = 0): Al iniciarse la fase inspiratoria; el dato del tiempo inspiratorio colocado por el operador se lo hace retroceder hasta que sea igual a cero; momento en el cual se genera esta señal de entrada.

(TE = 0): Al iniciarse la fase expiratoria, de igual manera el dato del tiempo expiratorio es retrocedido hasta que sea igual a cero; momento en el cual se genera esta señal.

TEST : Una vez iniciada la fase expiratoria se genera una señal denominada TESTYCICLE lo cual pone en funcionamiento un circuito "multivibrador monoastable" de diez segundos de duración, tal que si (TE = 0) no es generada en este tiempo se activará la señal de TEST.

RESET: Al producirse la falla del ciclo debido a que la señal de TEST ha sido generada, puede ser habilitado otra vez el ciclo inspiratorio-expiratorio accionando esta señal de entrada mediante un botón

interruptor colocado a +5v.

6.3.- Señales de Salida.-

Las señales de salida del controlador son las siguientes:

LEDTP : Es un indicador visual que señala que los tiempos han sido colocados por el operador.

FREQ/MIN : Es una señal utilizada por el circuito de cálculo de BPM (respiración por minuto), ésta se genera cada vez que la fase inspiratoria se inicia.

CYCLE : Esta señal activa la parte del circuito en el cual se realizará el ciclo inspiratorio-expiratorio .

CLOSEV : Esta señal activa y desactiva una válvula solenoide dependiendo si se encuentra en la fase inspiratoria (válvula abierta) o en la fase expiratoria (válvula cerrada).

TESCYCLE : Esta señal activa el "multivibrador

monoestable " de 10.0 segundos el cual tiene como salida la señal de TEST que producirá la señal de falla de ciclo.

FAILCYCLE: Esta señal es generada una vez que se ha producido una falla de ciclo.

6.4.- Componentes a ser utilizados.-

El sistema controlador y subsistemas usa la familia lógica TTL de la serie 74 LS XX que tiene las siguientes características:

- a) TTL SCHOTTKY de baja potencia.
- b) Bastante rápida, con bajos requerimientos de potencia.

Los elementos TTL SCHOTTKY son esencialmente TTL normales con la adición de un diodo SCHOTTKY para prevenir que un transistor pueda ser llevado a saturación.

El sistema de reloj es diseñado usando el circuito integrado lineal 555 ya que se adapta a los requerimientos de frecuencia.

Los despliegues visuales para los tiempos

inspiratorio, expiratorio y respiraciones por minuto (BPM) son del tipo de siete segmentos.

La válvula solenoide para el control del paso del flujo al circuito del paciente es activada desde una salida TTL a través de un transistor DARLINGTON (ECG 269) que maneja un relé de +5v., cuyos contactos permiten energizar la válvula que está conectada a una fuente de 8 VDC. Para permitir el accionamiento más rápido de la válvula que es de 6 VDC.

6.5.- Características del Transductor de presión.-

Este es el tipo de interruptor de presión el cual tiene una entrada de flujo a presión, lo cual permite que en su interior se produzca el contacto entre dos puntos eléctricos externos del transductor.

Sus características son:

Presión máxima : 0 - 50 Psig. (calibrado a 18Psig)

Corriente : 0.25 A

Voltaje : 25 VDC

Calibración externa a la presión deseada.

6.6.- Características del elemento on/off para control del paso de flujo al circuito del paciente.-

El elemento ON/OFF es una válvula solenoide la cual tiene una entrada y salida de flujo; al energizar el solenoide éste acciona un pistón en la parte central interior que permite el paso o no del flujo.

Esta válvula solenoide recibe la señal desde el controlador (CLOSEV) pasando a través de un transistor Darlington el cual energiza un relé de +5v, y cuyos contactos activarán la válvula colocada a una tensión de 12Vdc.

El diagrama elemental de la válvula se encuentra en la figura (6-3).

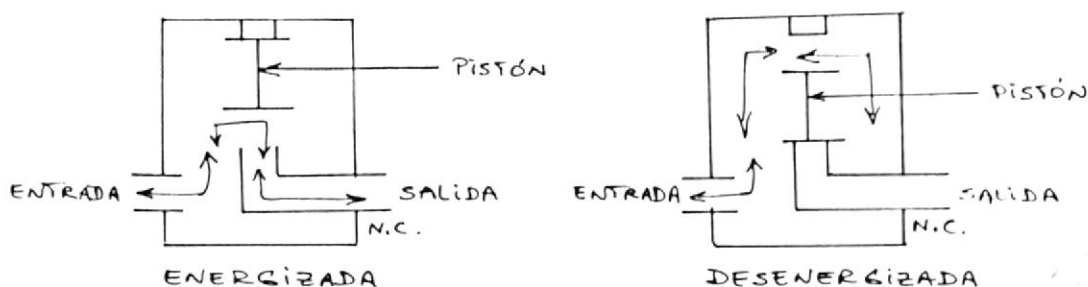


Figura (6-3).- Esquemático de válvula solenoide

La presión es reducida desde 50Psig a 18Psig debido a que 18Psig es normalmente usado en sistemas de flujo continuo en el circuito del paciente.

Las características de la válvula solenoide son:

Presión máxima : 100 P.S.I.

Voltaje máximo : 6Vdc.

6.7.- Circuito de medición de frecuencia respiratoria promedio.

El diagrama de bloques del circuito en referencia se encuentra en la figura (6-4).

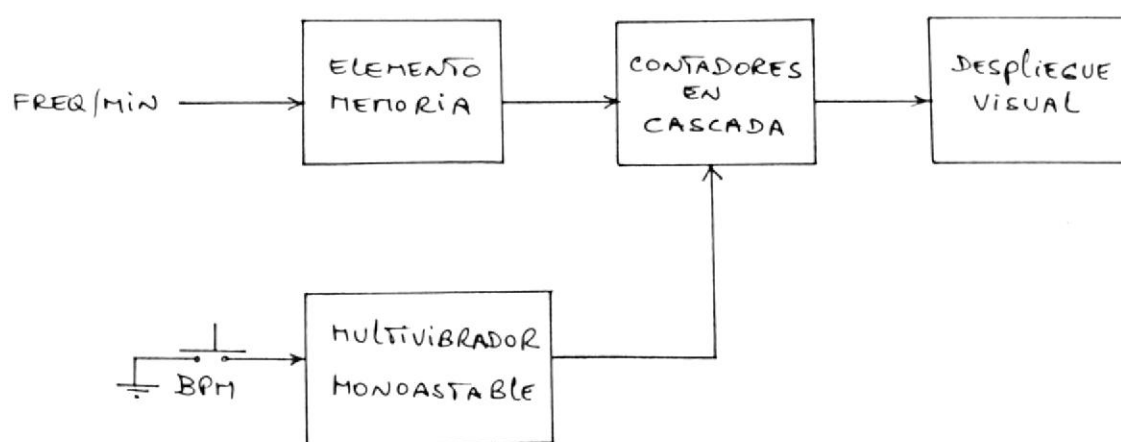


Figura (6-4).-- Diagrama de bloques circuito frecuencia respiratoria.

Referirse al diagrama #2

Cuando el operador presiona el botón BPM se activa el circuito de medición de frecuencia respiratoria por el tiempo de un minuto.

Este tiempo de un minuto es controlado mediante un circuito integrado 74LS121 usado como un multivibrador monoestable, lo cual habilita la entrada (T) del primer contador en cascada.

La habilitación de la entrada (P) del primer contador para poder realizar el conteo de las respiraciones por minuto, es generada cada vez que la señal FREQ/MIN se encuentra activa desde el controlador.

La frecuencia de la señal de reloj es calibrada de tal manera que en aproximadamente 5 pulsos de la señal FREQ/MIN pueda ser displayado el valor de respiraciones por minuto.

Los contadores en su salida tendrán el dato visualizado en el despliegue visual del número de respiraciones que han ocurrido en un minuto.

6.8.- Operación del circuito.-

Referirse a los diagramas #1, 3, 4 del apéndice.

Primero se coloca los tiempos inspiratorio y expiratorio mediante un circuito de control UP/DOWN conectado en cascada. Los contadores son habilitados a contar con un botón para hacerlo hacia arriba y con otro para hacerlo hacia abajo. El tiempo inspiratorio va desde 0.0 a 3.0 segundos y el tiempo expiratorio desde 0.0 a 10.0 segundos.

Una vez colocados estos valores en los respectivos despliegues visuales, los datos de tiempo se encuentran a la salida de los contadores; estos datos ingresan al circuito denominado el ciclaje de tiempos inspiratorio y expiratorio.

En este circuito una vez que los tiempos son enclavados para que no puedan ser alterados, mediante la señal "TIMEPUT" y, el interruptor que activa la señal "IMV" está presente, el controlador genera la salida "CYCLE" que es la que iniciará el ciclaje del tiempo inspiratorio y expiratorio.

El ciclaje de la fase inspiratoria y expiratoria se

realiza de la siguiente manera:

Al estar presente la señal CYCLE se habilita los contadores realizando primero el conteo de tiempo inspiratorio hacia el valor de cero, momento en el cual se genera una señal que activa el conteo hacia cero del tiempo expiratorio. La señal de tiempo inspiratorio cero ($TI=0$) ingresa al controlador y genera la salida CLOSEV que activa la válvula solenoide para detener el flujo de aire, una vez que el tiempo expiratorio se hace cero ($TE=0$) ingresa esta señal al controlador y se inicia otra vez la fase inspiratoria.

En cada ciclo inspiratorio y expiratorio existe una señal de prueba del ciclo que permite controlar que la fase expiratoria no sea mayor que 10.0 segundos; si en determinado momento es mayor que este valor el controlador irá al estado de falla de ciclo en donde permanecerá, en el caso que no sea presionado el botón de RESET, para reiniciar el ciclo.

Cada vez que termina la fase expiratoria, el controlador genera la señal FREQ/MIN que será

utilizada por el circuito de medición de frecuencia promedio para el cálculo de respiraciones por minuto promedio.

El cálculo de respiraciones por minuto lo realiza de la siguiente manera:

La señal FREQ/MIN es contada por unos contadores conectados en cascada, si es que el operador a presionado el botón de BPM. El valor es sacado en un despliegue visual.

CAPITULO VII

DESCRIPCION DEL CIRCUITO DE ALARMA DE APNEA.-

7.1.- Fundamentos Básicos.-

El circuito está compuesto de tres partes:

- 1) Transductor opto electrónico que permite sensar si existe inspiración o expiración.
- 2) Circuito de activación de alarma de 10 segundos el cual nos dirá si el paciente ha dejado de realizar una inspiración.
- 3) Alarma audible y visible

El diagrama de bloque es el de la figura (7-1).

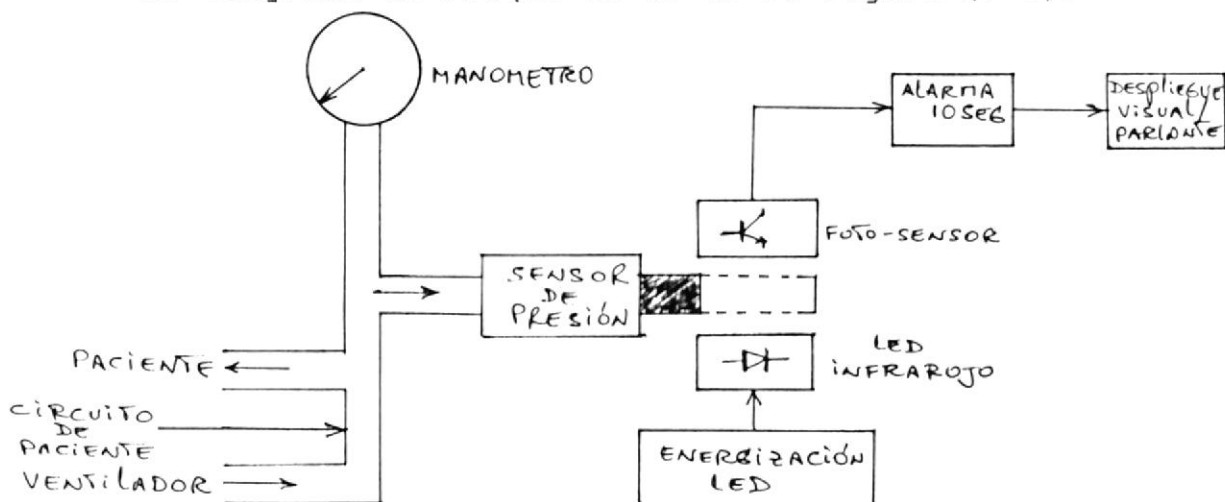


Figura (7-1).- Diagrama de bloque del circuito alarma apnea

7.2.- Características del Transductor de Apnea.-

El transductor de apnea es un dispositivo opto electrónico constituido por un LED de radiación infraroja (emisor) y un fotosensor (receptor) constituido por un fototransistor que recibe la emisión de luz.

El paso o no de luz depende del desplazamiento del PIN que sensa la inspiración y la expiración.

En la inspiración el PIN obstruye el paso de luz hacia el fototransistor y en la expiración el PIN regresa a su posición original dejando pasar luz.

La elección de una luz intraroja se debe a que las condiciones de luz ambiental muchas veces no son fácilmente controladas y pueden originar señales de pulso falsas.

7.3.- Componentes a ser utilizados en el diseño.-

El sensor de presión es el de la figura (7-2).

Este dispositivo consiste de un diafragma que al aplicársele presión produce el desplazamiento hacia el exterior de un PIN central. El PIN central puede

retornar a su posición original debido al resorte interno que rodea al PIN.

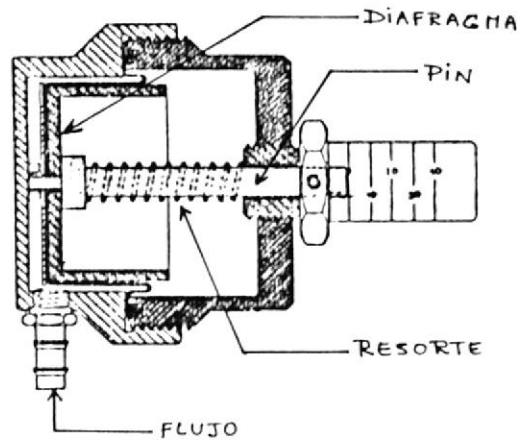


Figura (7-2).- Sensor de Presión

El emisor de luz infrarojo es el ECG 3029

El fototransistor es el ECG 3034

El circuito de alarma de 10 segundos es realizado mediante circuitos integrados de la familia lógica TTL.

7.4.- Operación del Circuito.-

Referirse al diagrama #5

Durante la fase exhalatoria el PIN del sensor de

entrada se encuentra en su posición original dejando pasar la luz hacia el fototransistor originando un "1" lógico en el señal denominada PULSE, que mediante un FLIP-FLOP tipo "D" en el siguiente pulso de reloj habilitará el contador para que se inicie el conteo hasta 10 segundos. Si la señal de PULSE se hace "0" lógico, debido a que existe una inspiración por el bloqueo al paso de luz al fototransistor, se enviará una señal de CLEAR al contador el cual volverá a encerrar el contador.

En el caso que el contador llegue a 10.0 segundos se activará una señal de alarma visible y audible.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.-

El desarrollo del presente tema permite introducir al lector, en un área muy importante como es la unidad de terapia intensiva para niños neonatos (recién nacidos) o pediátricos (hasta 12 años).

En esta unidad se encuentran los respiradores (ventiladores) neonatales pediátricos que son equipos de soporte de vida a pacientes en estado crítico.

El diseño de este controlador permitirá colocar un módulo electrónico a un respirador totalmente neumático, el cual dará al médico una precisión en la colocación de los parámetros de ventilación, tales como tiempo inspiratorio, expiratorio y respiraciones por minuto, ya que podrá verlos en un despliegue visual; de tal manera, que podrá con mayor rapidez colocar un respirador a un paciente sin el contratiempo que es el uso de un reloj.

Además se le ha añadido las alarmas de falla de ciclo y de apnea.

La alarma de falla de ciclo permitirá controlar el correcto

funcionamiento del ciclo inspiración-expiración mandatoria.

La alarma de apnea permitirá controlar el paciente en el caso de que haya dejado de realizar sus movimientos respiratorios.

El presente trabajo es un inicio para ingresar más profundamente en el área de ventilación mecánica, haciendo uso de los avances de la tecnología electrónica.

A P P E N D I C E S

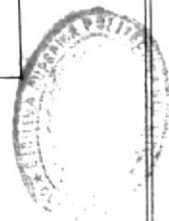
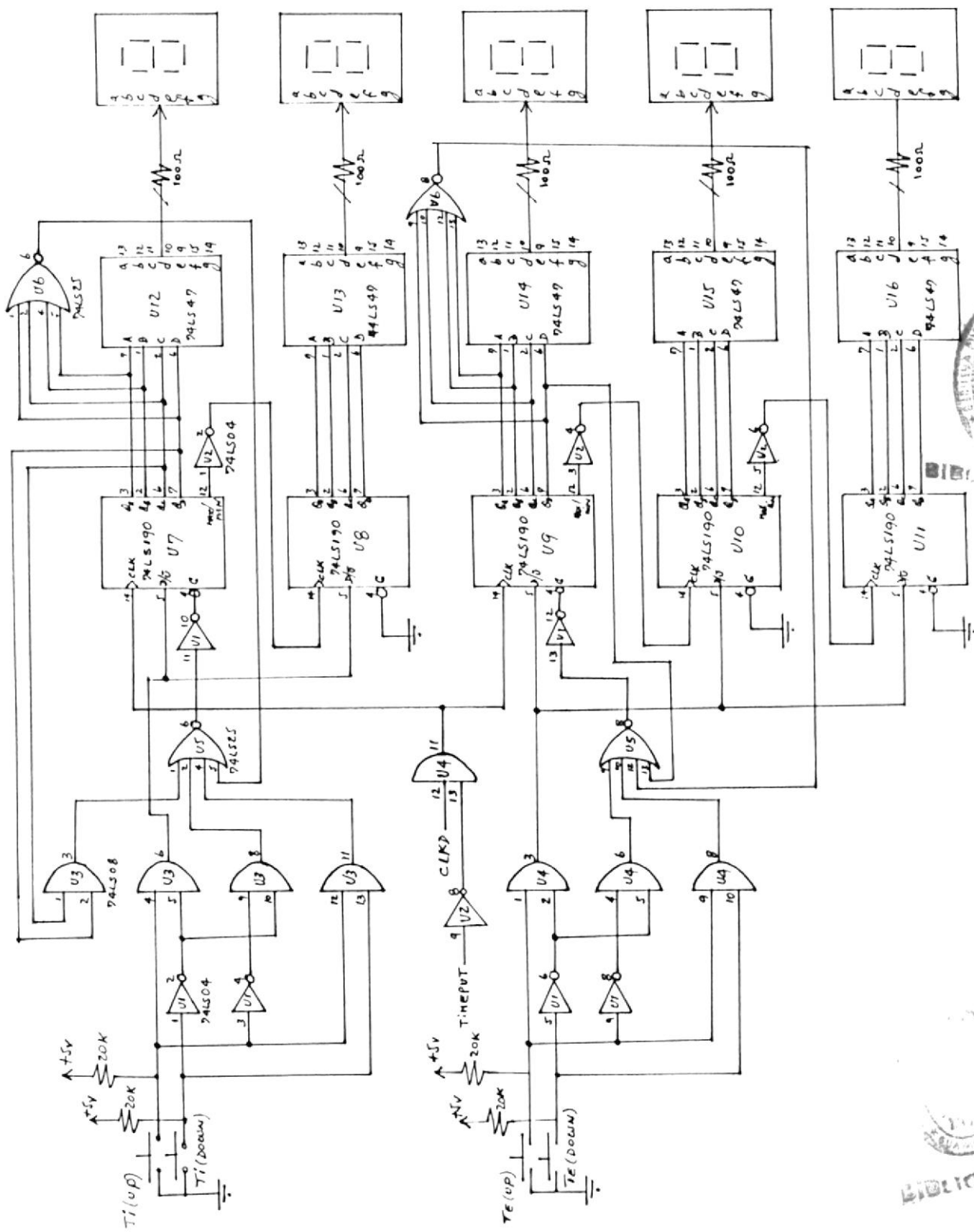
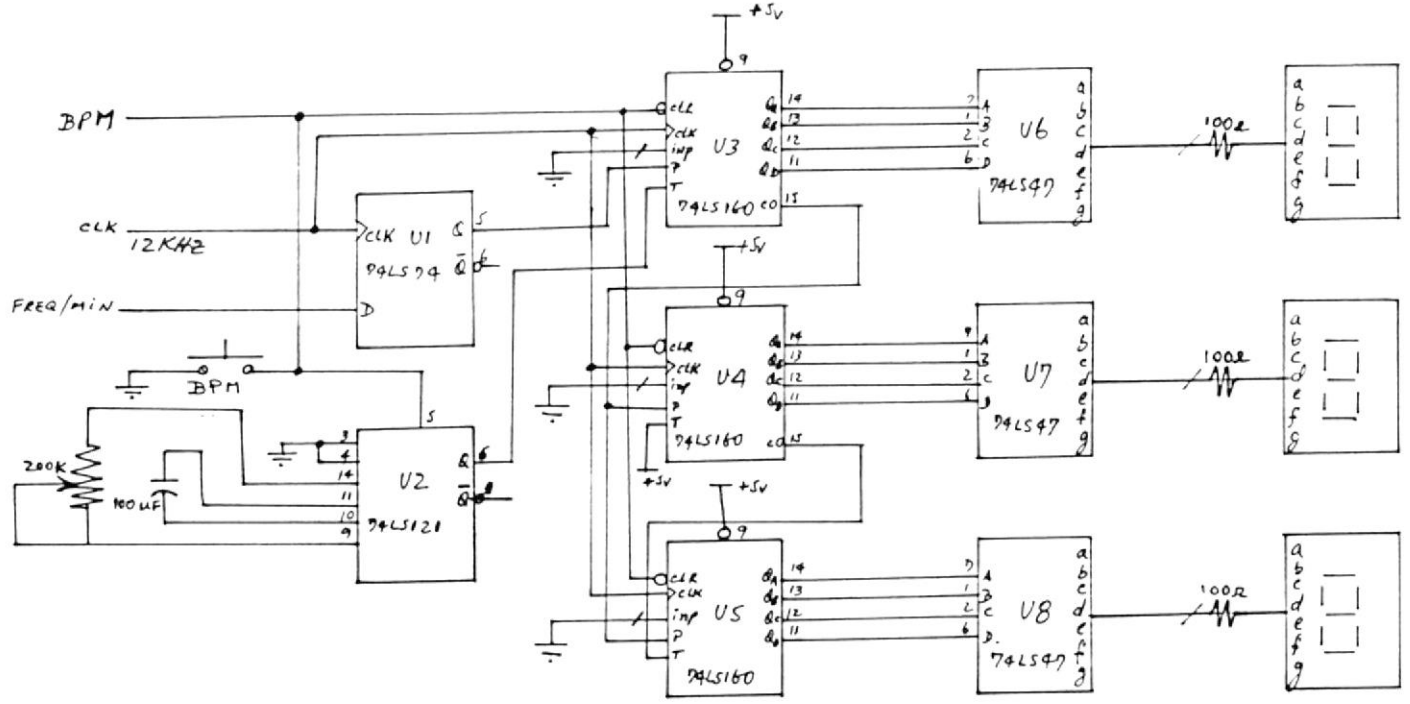


Diagrama 1 :CONTROL DE DATOS



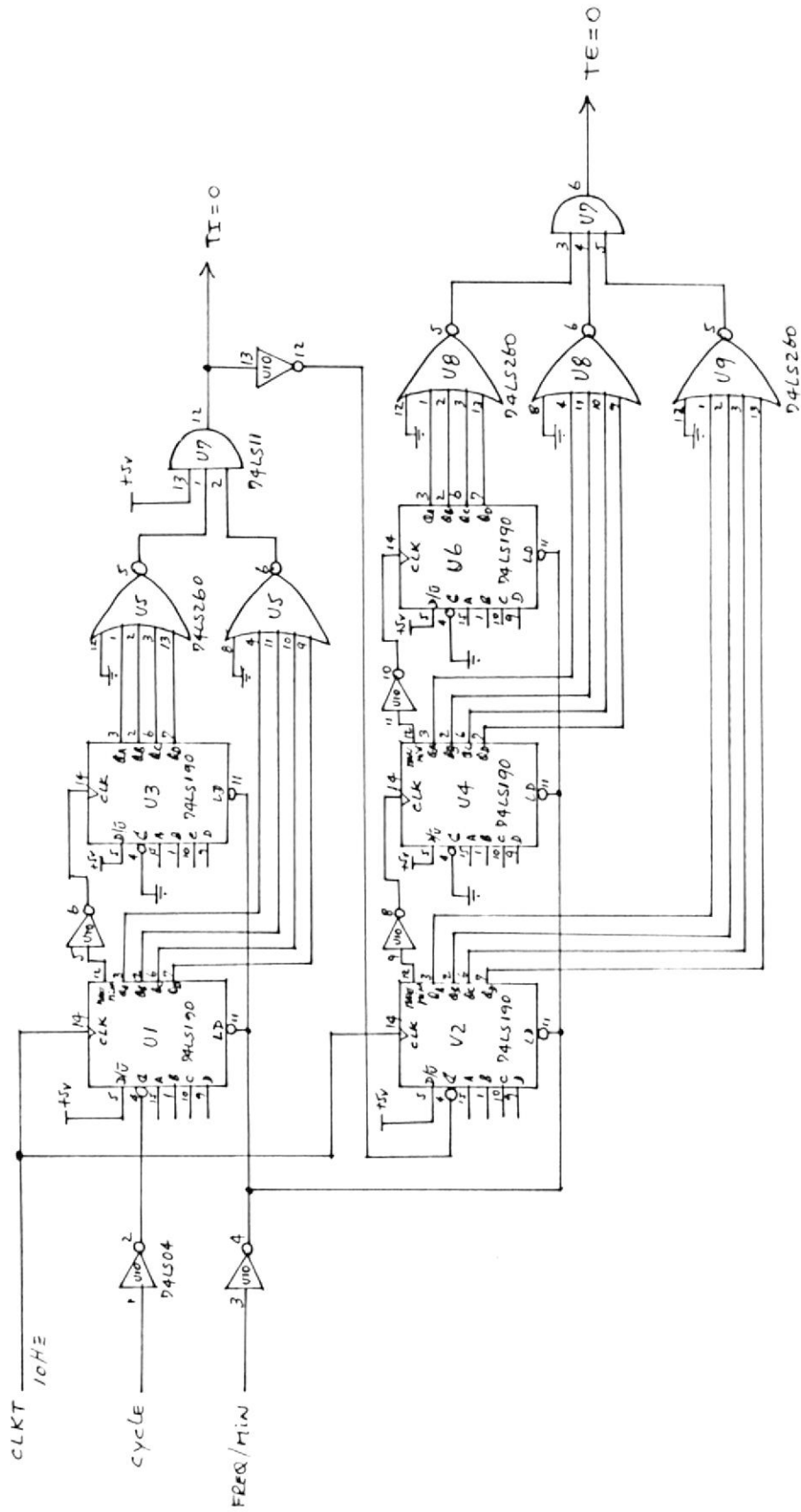


Diagrama 3 :CICLO INSPIRATORIO/EXPIRATORIO

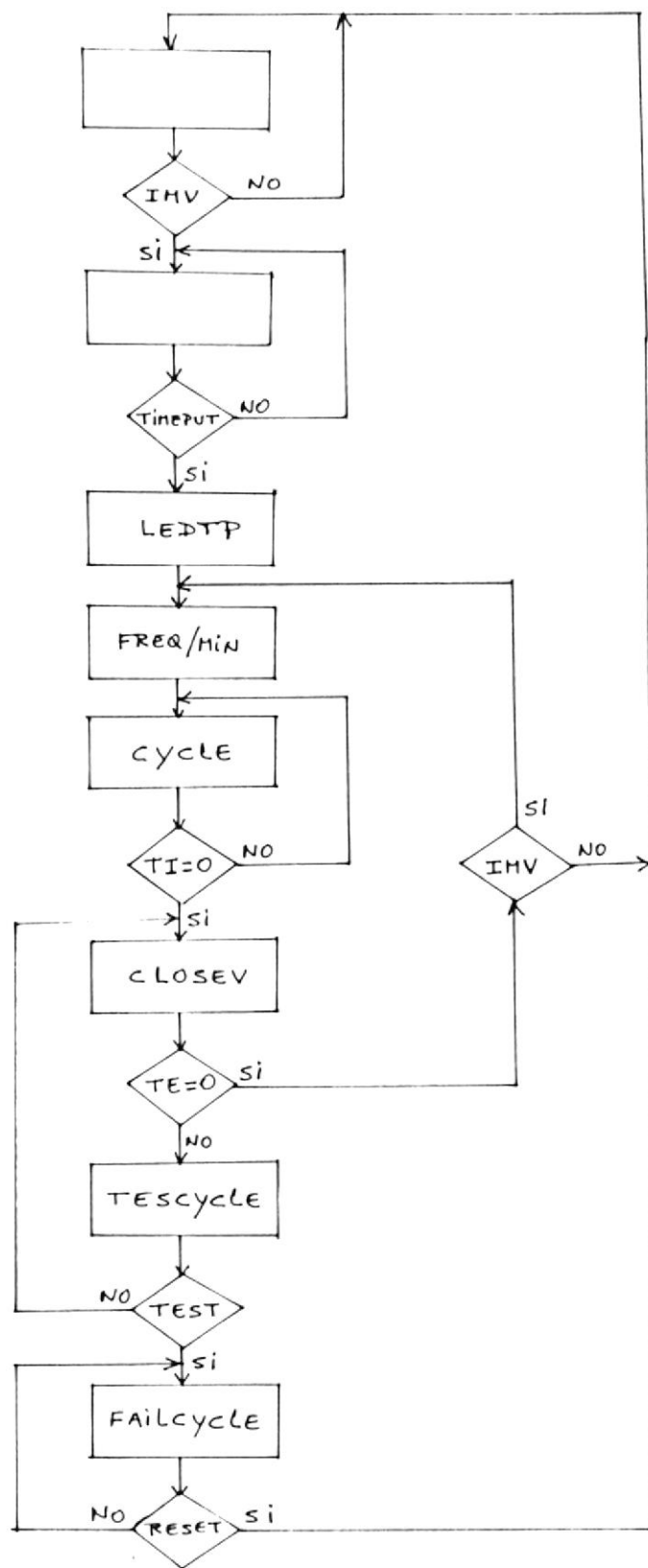


Diagrama 4 :DIAGRAMA DE FLUJO DEL CONTROLADOR

MANUAL DEL USUARIO

En la fase expiratoria se genera la señal TESTCYCLE, la cual

ventilatorio elegido.

probando siempre la señal IMV de reconocimiento del modo
Durante el ciclo de inspiración y expiración se esta

a un nivel lógico alto en secuencia.

expiratorio, terminando cada ciclo cuando $TI=0$ y $TE=0$ pasan
En el siguiente estado se inicia el ciclo inspiratorio y

el conteo del número de respiraciones por minuto.

En el cuarto estado se genera la señal FREQ/MIN usada para

el tercer estado la señal LEDIF enciende un indicador.

inspiratorio y expiratorio han sido colocados; y a su vez en
genere la señal TIMEPUT lo cual indica que los tiempos
En el siguiente estado el controlador espera que el operador

ventilación IMV.

cual me indica que el operador ha elegido el modo de
sensa la señal IMV proveniente de un sensor de presión. La
funciona de la siguiente manera: El controlador primero
La secuencia de estados del controlador en el diagrama # 6

DIAGRAMA DE FLUJO DEL CONTROLADOR

pone en funcionamiento un multivibrador monoestable de aproximadamente 10 segundos para garantizarnos que el tiempo expiratorio no es mayor que este.

Si existe una falla del ciclo se genera la señal FAILCYCLE; El sistema permanece en este estado si la señal de RESET no es generada por el operador.

CIRCUITO CONTROL DE DATOS

Mediante este circuito coloco los tiempos inspiratorio y expiratorio, los cuales son visualizados en un despliegue visual.

Al presionar TI(up) o TI(down) puedo ascender o disminuir el dato del tiempo inspiratorio, de igual manera sucede con TE (up) y TE(down) para el tiempo expiratorio.

El límite de 3.0 segundos para TI es obtenido através de U7 y U3(pin3) del diagrama 1.

El límite de 10.0 segundos para TE es obtenido a través de U9 y U6(pin 8) del diagrama 1.

La señal TINEPUT me permite asegurar los valores colocados a través de U4(pin 11).

CIRCUITO RESPIRACIONES POR MINUTO

Referirse al diagrama 2.

Cada vez que es presionado RPM se realiza el conteo del número de respiraciones por minuto, a través de (U3), (U4), y (U5).

El multivibrador monoestable (U2) genera la señal de nivel alto por 5 segundos.

La señal de reloj tiene una frecuencia de 12HZ para el número de respiraciones por minuto pueda ser visualizado rápidamente.

CIRCUITO DE CICLO INSPIRATORIO-EXPIRATORIO

Referirse al diagrama 3.

Los datos de tiempo inspiratorio y expiratorio desde la salidas de (U7), (U8), (U9), (U10), (U11) del diagrama # 1 son ingresados a (U1) y (U3) para TI y a (U2), (U4), (U6) para TE.

Con la señal CYCLE desde el controlador se inicia el ciclo inspiratorio; cuando TI=0 es de nivel lógico alto se inicia

el ciclo expiratorio hasta que TE=0 es alta.

La señal FREQ/MIN me permite cargar los datos a la salida de los contadores 74LS190. El conteo en estos contadores es decreciente.

BIBLIOGRAFIA:

- Grenard Steve, "Introduction to Respiratory , Chicago
Traverse Norman therapy"
Year Medical Publishers, Inc., 1981
- Mathé G. "Semiologia Médica y Pro- Barcelona,
Richet G. pedéutica Clínica" (España)
Editorial JIMS, 1969
- Baby-Bird Ventilator, Palm Springs California, Bird Corpo-
Operator's Manual ration, 1979
Sección 3-Págs. 3 al 4
Sección 8-Pág. 8
- Kirby, Robert R., MD., "Intermitent Mandatory Ventilation in
the neonato"
Critical Care Medicine, 1977, Págs.
18 al 22
- Kirby, Robert R., MD., "R.D.S. and infant ventilation"
Corporation, 1976, Págs. 1 al 11
- Bird Corporation, "Breathing Circuits" Cardiorespiratory
products, 1977, Sección 12
- Bird Corporation, "Baby-bird ventilator and Cardioneonatal
CPAP generator"
Respiratory Products, 1977, Sección 3
- Seippel Robert G., "Transducer, Sensor and De- Reston,
tector" Virginia.
Prentice-Hall Company, 1983