

MICROCONTROLADOR PARA UN RESPIRADOR VOLUMETRICO

Martínez Martínez A., López Arriola C.J., Jiménez Alaniz J.R.

Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa
Departamento de Ingeniería Eléctrica
Área de Ingeniería Biomédica

RESUMEN-----

Se describe el sistema de control para un ventilador volumétrico basado en un microcontrolador 8031 de Intel. Se presentan las características del sistema, el proceso de control de tiempos y de flujos, así como el sistema de monitoreo y alarmas.

INTRODUCCION

Los ventiladores mecánicos son parte del equipo de soporte vital dentro de un hospital y son usados para apoyar a pacientes que sufren de falla ventilatoria, manifestada por hipoventilación alveolar o hipoxia o una combinación de las dos. De aquí la importancia de que cada centro hospitalario cuente con este tipo de equipo, desgraciadamente esto no es posible porque su costo es muy elevado y sólo pueden adquirirse en el extranjero.

Con la finalidad de abatir costos, evitar la dependencia tecnológica del extranjero y satisfacer las necesidades de atención a pacientes, el Instituto Nacional de la Nutrición construyó un ventilador mecánico para anestesia con fuerza motriz neumática de circuito simple y con un control de tiempos sencillo. Nosotros tomamos este sistema neumático con el propósito de aumentar su capacidad para que pueda usarse en terapia respiratoria; debido a lo anterior fue necesario hacerle algunas modificaciones para adaptarlo a los nuevos requerimientos. Conociendo otros sistemas de ventilación, creemos que la forma más práctica de operar un ventilador es por medio de un teclado y no por medio de perillas como se ha hecho tradicionalmente, es por esto que proponemos que el ventilador una vez terminado, tenga la carátula que se muestra en la figura 1. Por otro lado, pensamos en un sistema que proporcione asistencia ventilatoria tanto a un infante como a un adulto.

CARACTERISTICAS DEL SISTEMA

Circuitaria.

El sistema de control esta basado en un microcontrolador Intel 8031 (figura 2), al cual estan asociados 4 Kbytes de memoria de programa y 2 Kbytes de memoria de datos.

Para lograr la comunicación con el usuario, utilizamos un controlador de teclado y despliegue (8279), este se encarga de manejar 28 indicadores, 8 despliegues de 7 segmentos y 32 teclas. El sistema cuenta además con dos timer's programables (8254) de 16 bits, los cuales tienen diversas funciones: reducir la frecuencia de reloj del sistema a 2KHz., control de los tiempos de ciclado (apertura y cierre

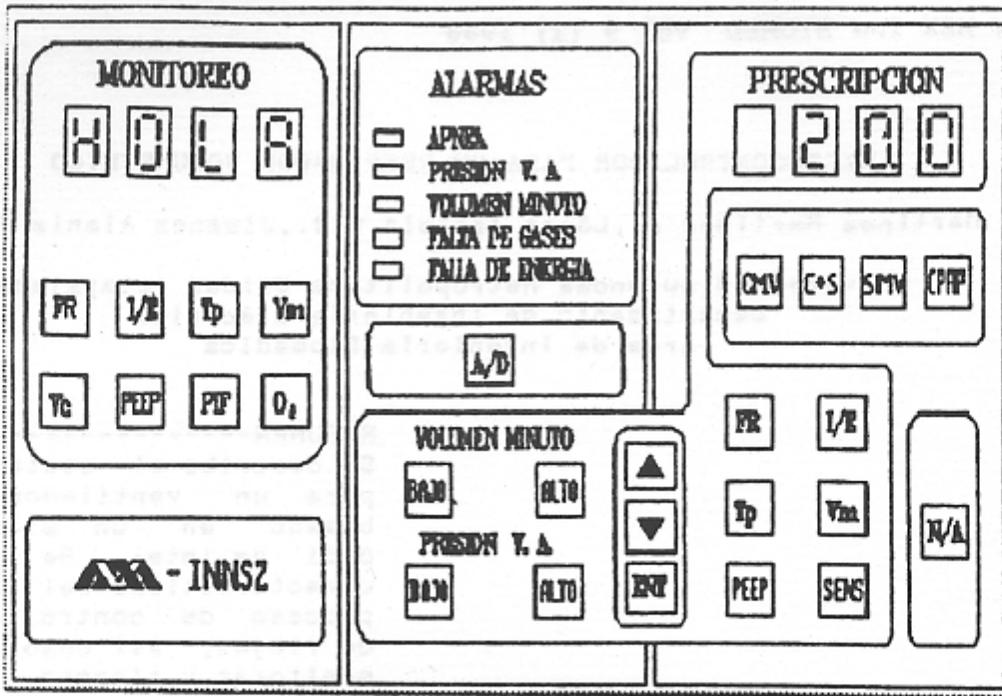


FIGURA No. 1

Carátula del Ventilador

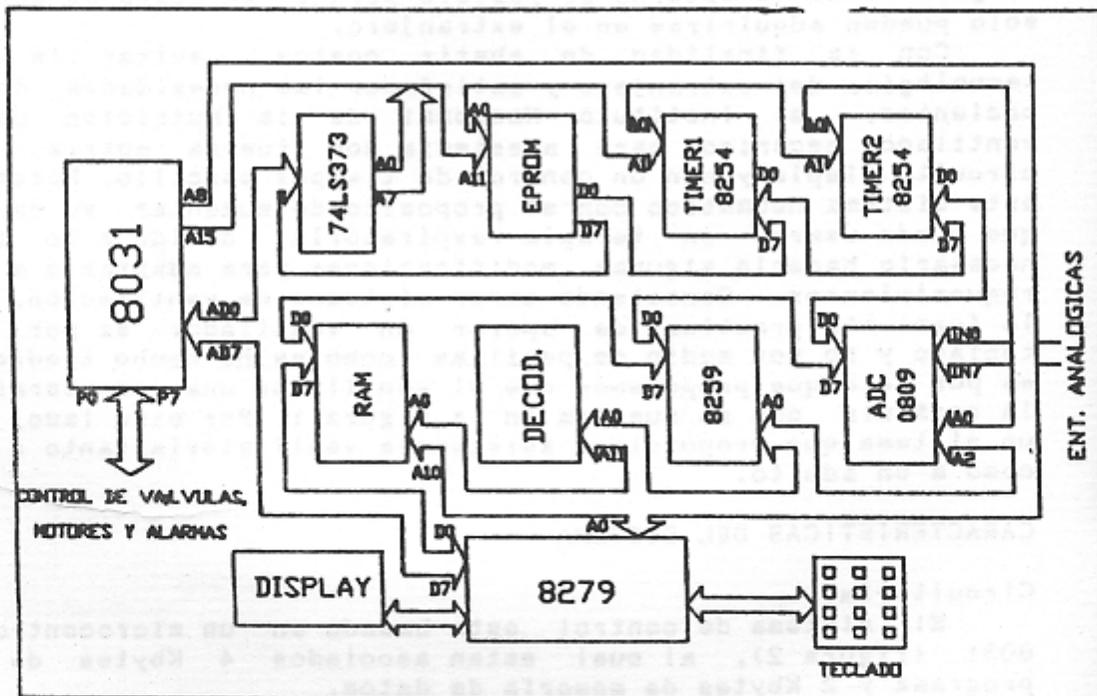


FIGURA No. 2

Diagrama a bloques del sistema

de válvulas), temporización de la apertura del reservorio y ventana en tiempo en el modo SIMV y periodo de inhibición de la alarma audible (1 minuto).

Por otro lado, el convertidor A/D utilizado (ADC0809), cuenta con 8 canales, 4 de los cuales intervienen en la adquisición de las señales de los parámetros de monitoreo.

Para el manejo de las peticiones de interrupción de los periféricos, empleamos un controlador de interrupciones (8259) con 8 canales de petición y niveles de prioridad programables.

Todos los periféricos del sistema están mapeados en memoria y para su habilitación utilizamos un circuito decodificador en tres niveles junto con las señales de lectura y escritura. Las líneas de control para el manejo de las válvulas son proporcionadas por el puerto 1 del microcontrolador.

Programación.

La estructura del programa principal se muestra en la figura 3, y determina el funcionamiento y operación del sistema. Al encender el equipo se corre una subrutina de autoprueba, la cual da información sobre el estado funcional de todos los elementos del sistema y en caso de encontrar alguna falla se despliega un código de error, en caso contrario aparece la palabra "HOLA" en ambos despliegues. Después espera que se le diga si se ventilará un niño o un adulto, ya que de esto dependen los valores de los parámetros iniciales (considerados como normales, ver tabla 1) con los que empezará el ciclado en modo CMV. A partir de este momento la programación entra en un lazo de cuatro subprogramas:

1) Control de modos de ventilación. Sensa las teclas de modo para saber si se desea cambiarlo. Los modos disponibles son CMV, CMV+S, SIMV y CPAP.

2) Prescripción. Da la oportunidad al operador de modificar los valores de los parámetros ventilatorios (FR, I/E, Tp, Vm, PEEP, sensibilidad y niveles de alarma).

3) Monitoreo. Sensa las teclas de monitoreo para determinar cuál parámetro debe desplegar momentáneamente, ya que el valor de volumen minuto lo mostrará constantemente.

4) Alarmas. Calcula los valores entregados por el ventilador y los compara con los prescritos, alarmándose si algún valor prescrito se encuentra fuera de rango.

Los cuatro subprogramas anteriores se repiten alternadamente mientras este funcionando el equipo.

PROCESO DE CONTROL

Las características principales del respirador están determinadas por su sistema de control y la programación asociada al mismo. Para una mejor comprensión del manejo interno de los parámetros de prescripción hablaremos de un control de tiempos y de flujos.

Control de tiempos.

De acuerdo a los valores prescritos de FR, I/E, y Tp, y con base en la frecuencia de reloj de 2KHz con la que se alimentan los timers, se calculan las cuentas para cada contador. El timer 1 es el encargado del manejo de los tiempos inspiratorio (CONT1), espiratorio (CONT0) y tiempo de pausa (CONT2). El contador 2 del timer 2 tiene dos funciones: controlar el tiempo de apertura del reservorio y manejar

una ventana en tiempo dentro de la cual se detectan los esfuerzos del paciente en el modo SIMV.

En los modos CMV y CMV+S (controlado y controlado más suspiro) se calcula el periodo respiratorio (P.R.), tomando como base el valor de frecuencia respiratoria, según la fórmula siguiente

$$P.R. = 60 \cdot i / FR$$

donde, i = frecuencia de reloj de 2KHz.

FR = frecuencia respiratoria

Este valor representa la cuenta en segundos que cubre un periodo respiratorio. Ahora, con esta cuenta, el valor prescrito de la relación inspiración/expiration (I/E) y el tiempo de pausa se calculan los conteos adecuados para los tres contadores del timer 1. Las cuentas para los diferentes tiempos se calculan con las siguientes relaciones:

$$\text{Cuenta espiratoria} = E \cdot P.R. / (I + E)$$

$$\text{Cuenta de tiempo de pausa} = I \cdot P.R. / (I + E) \cdot T_p / 100$$

$$\text{Cuenta inspiratoria} = I \cdot P.R. / (I + E) \cdot (1 - T_p / 100)$$

Para el modo SIMV tomamos un valor fijo de 5 segundos correspondientes a la duración de la respiración mandatoria. Al final de la misma, el paciente puede respirar libremente de un reservorio de aire fresco, por el tiempo restante del periodo respiratorio.

Se fija una ventana en tiempo alrededor del inicio de la siguiente respiración mandatoria, dentro de la cual se detectan los esfuerzos del paciente para lograr la sincronización con su respiración. Si no se detecta esfuerzo alguno, el sistema proporciona su ventilación mandatoria una vez finalizada la ventana.

Control de flujos.

El control de flujos se efectúa a través de dos válvulas de aguja, una de ellas se encuentra en la vía inspiratoria y la otra en la vía espiratoria regulando el PEEP. Originalmente empleamos motores de c.d. para el manejo de dichas válvulas, sin embargo al intentar calibrarlas se presentaron algunos problemas de histeresis en las mediciones. Debido a lo anterior, ya se está trabajando en el cambio de los motores de d.c. por motores de pasos.

Los motores que se usarán giran 15x por cada paso; y en el primer intento de calibración se encontró que solamente se requieren cinco vueltas en las válvulas de aguja (sin salirse de la región lineal) para efectuar el control de flujos, por lo tanto sólo se necesitan 120 pasos de los motores para realizar dicho control. Así, para el flujo inspiratorio la posición del motor depende del volumen minuto programado, del tiempo inspiratorio (el cual resulta de la prescripción de FR, I/E y T_p) y de la cantidad de flujo obtenida al efectuar la calibración de la válvula, por cada paso del motor, manteniendo la presión de entrada a 20 PSI.

Para controlar el flujo de la válvula espiratoria se emplea otro flujo, el cual también se regula con una válvula de aguja gobernada por el segundo motor. El flujo entregado por esta última válvula determina la presión positiva mantenida en los alveolos al final de la espiración, es decir la cantidad de PEEP, por lo anterior la posición

de dicho motor depende de la calibración de la válvula y del PEEP.

SISTEMA DE MONITOREO Y ALARMAS

Monitoreo.

Para esta parte se requiere obtener información de los sensores de flujo inspiratorio y espiratorio, de presión en vías aéreas y de concentración de oxígeno. La información de estos sensores se adquiere a través de los canales 0, 1, 2 y 3 respectivamente, del convertidor A/D. La información ingresa al microprocesador a través del servicio de interrupción a periféricos, y para saber de que sensor provienen los datos se emplea un registro interno como apuntador.

Para el manejo de la frecuencia de muestreo variable, se utiliza uno de los timers internos del microcontrolador programado en el modo de contador de 8 bits autorrecargable. La cuenta para la autocarga la toma de la parte alta del registro TH0 y el valor de esta cuenta se calcula cada vez que se altera la frecuencia respiratoria de prescripción (FR). Por medio del análisis espectral de las señales de cada sensor, se determinó que 150 muestras en un periodo respiratorio nos proporciona la información suficiente sin tener errores significativos (figura 4). La cuenta para TH0 se obtiene de la siguiente forma:

$$\text{Cuenta de TH0} = \text{cuenta P.R.} / (4 \times 150)$$

donde el número 4 corresponde a los canales utilizados del CAD, entonces la frecuencia de muestreo esta dada por

$$F_m = 1 / \text{cuenta de TH0}$$

Procesamiento de las señales del convertidor.

Los datos de los sensores de flujo inspiratorio y espiratorio (figura 5 y 6) deben integrarse para obtener el correspondiente volumen corriente y minuto respectivamente. Cada dato se suma al anterior hasta que la señal regresa a su línea basal, cuando esto sucede se guardan la suma en la RAM de datos.

De los datos del sensor de presión de vías aéreas (figura 7) se obtiene información para el monitoreo de FR, I/E, T_p , PEEP y presión máxima en las vías aéreas. El criterio utilizado para determinación del tiempo es el de análisis de pendientes, auxiliado de un registro contador. Con este mismo sensor se detectan los esfuerzos del paciente para sincronización en el modo SIMV.

Como ya se mencionó anteriormente, el subprograma de monitoreo detecta si alguna de sus teclas se oprime, si este es el caso, se realizan los cálculos apropiados con los datos almacenados y los factores de calibración para desplegar el parámetro requerido.

Alarmas.

El sistema esta equipado con dos clases de alarmas: límites de seguridad (tales como volumen minuto, apnea y presión de vías aéreas) y fallas del sistema (tales como falla de suministro de energía y gases).

Todas las alarmas del sistema, excepto la falla de energía, son manejadas por un subprograma de la rutina principal. Este subprograma hace una comparación entre los límites preseleccionados y el valor real del parámetro y si éste último se encuentra fuera de rango activa

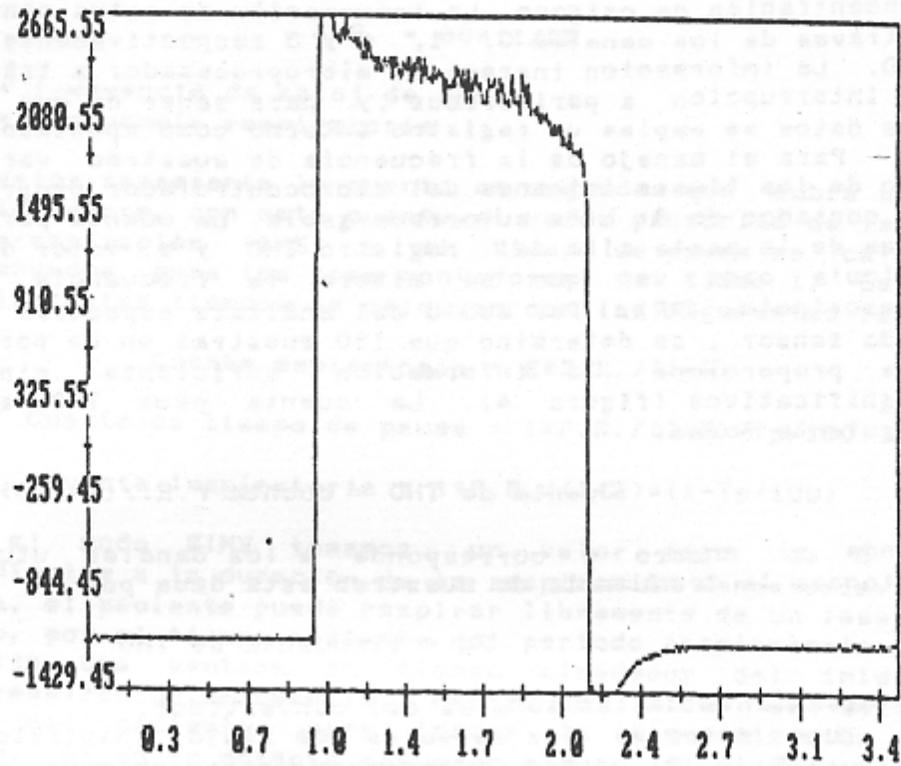


Fig. 5. Señal de flujo inspiratorio con una frecuencia respiratoria de 70 respiraciones por minuto.

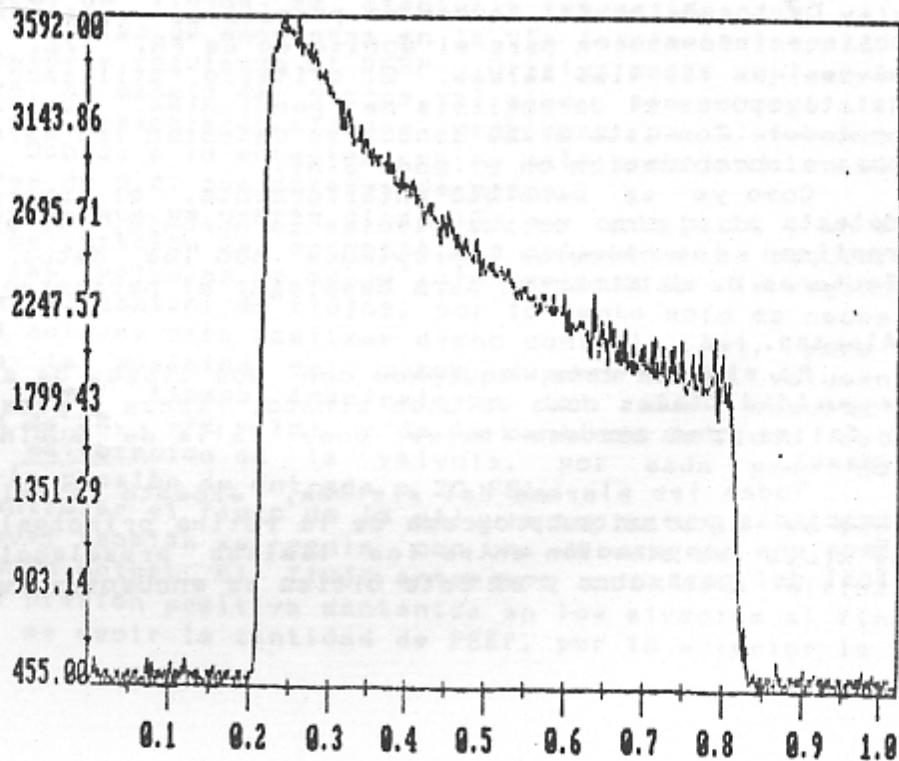


Fig. 6. Señal de flujo espiratorio con una frecuencia respiratoria de 70 respiraciones por minuto.

TABLA No. 1: Valores iniciales de parámetros y alarmas

PARAMETROS	NIÑO	ADULTO
F.R. [resp./min.]	30	15
I/E	1:3	1:2
Tp [%]	5	5
PEEP [cm H ₂ O]	0	0
V _m [lt]	4	6
SENS. [SIMV cm H ₂ O]	-20	-20
UMBRALES DE ALARMA		
PVA - Alta [cm H ₂ O]	50	70
PVA - Baja "	5	10
V _m - Alto "	6	10
V _m - Bajo "	2	4

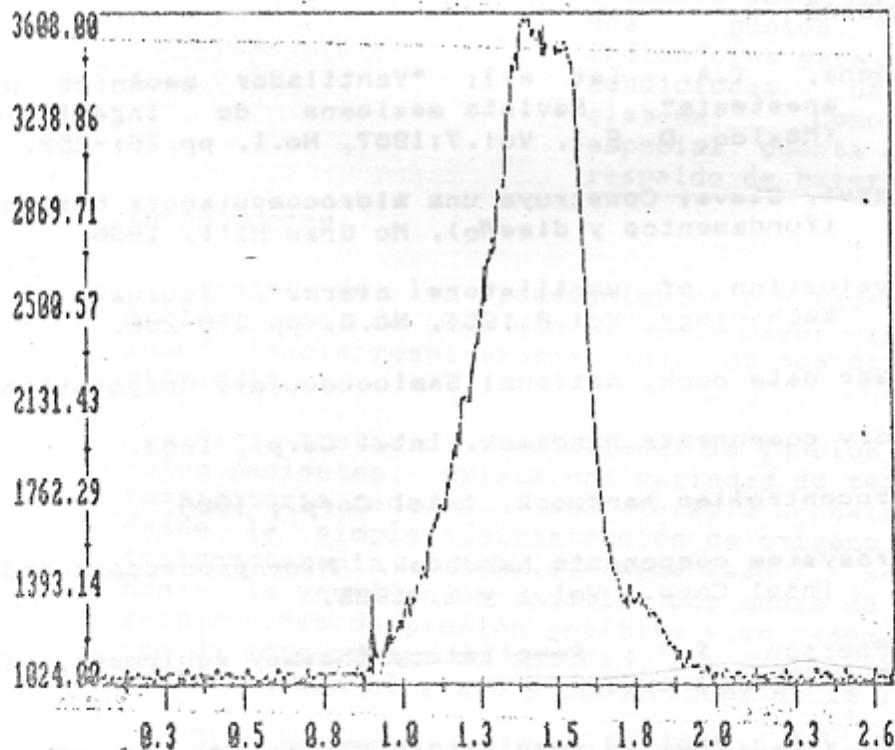


FIGURA 7. Señal de presión para una frecuencia respiratoria de 30 resp./min.

la alarma correspondiente. El operador puede silenciar la alarma y después de un minuto se activa nuevamente si la condición de alarma no ha desaparecido.

CONCLUSIONES

Basandonos en las pruebas que se han hecho con este sistema, hemos comprobado su capacidad para entregar confiablemente las señales de control al ventilador, tanto para las condiciones iniciales como para los casos en que se modifican los parámetros ventilatorios una vez iniciado el ciclo. Además, también hace las correcciones apropiadas del ciclo de trabajo y del volumen minuto sin interrupción de la ventilación. Lo anterior sucede cada vez que se prescriben parámetros que alteren el tiempo inspiratorio, como por ejemplo, FR, Tp, I/E y Vm.

En general, consideramos que el sistema de control se encuentra en su etapa final de desarrollo, y en cuanto se terminen de hacer las modificaciones de circuitería y programación, necesarias para la utilización de los motores de pasos, estaremos en condiciones de efectuar la validación experimental y clínica antes de utilizarlo con pacientes.

REFERENCIAS

1. Cadena, T.A. [et al]; "Ventilador mecánico pulmonar para anestesia", Revista mexicana de ingeniería biomédica, (México, D. F.), Vol.7:1987, No.1, pp.281-286.
2. Ciarvi, Steve; Construya una microcomputadora basado en el Z-80 (fundamentos y diseño), Mc Graw Hill, 1986.
3. "Evaluation of ventilators alarms", Journal of engineering & technology, Vol.8:1984, No.6, pp.270-296.
4. Linear data book, National Semiconductors Corporation, 1982.
5. Memory components handbook, Intel Corp., 1983.
6. Microcontroller handbook, Intel Corp., 1986.
7. Microsystem components handbook. Microprocessors and peripherals, Intel Corp., Vol.1 y 2, 1985.
8. McPherson, S.P.; Respiratory therapy equipment, The C.V. Mosby Company, 1977.
9. Nunn, J.F.; Applied respiratory physiology, 2a. ed., Butter Worths, 1977.
10. Peatman, J.B.; Microcomputer based design, Mc Graw Hill, 1984.
11. Spearman, C.B. y Sanders, H.G.; "Mechanical ventilation", Physical principles and functional designs of ventilators.
12. Tompkins, W.J. y Webster J.G.; Design of microcomputer - Based medical instrumentation, Prentice Hall Inc., 1981.