

PROTOTIPO DE VENTILADOR PULMONAR

Coautores: Bruno Castellón, Gonzalo Otazú, Miguel Chocos, Axel Bernal, Heber Burga, Oscar Gayoso, Manuel Vásquez, Carlos Mugruza, Alejandro Palomino, y otros.

INTRODUCCION

La necesidad de contar con Ventiladores Pulmonares que funcionen adecuadamente en el diverso medio geográfico y climático del Perú (ciudades ubicadas al nivel del mar y otras a más de 4000 msnm y temperaturas en el rango de - 5 a 40 °C); nos impulsó a desarrollar el presente proyecto. Somos testigos de como los equipos traídos del extranjero no se adaptan a algunas condiciones geográficas y ambientales de nuestras ciudades, y en algunos casos tampoco se adecuan a las necesidades particulares del paciente o a costumbres particulares del profesional médico peruano.

Un ventilador pulmonar es un equipo diseñado para proporcionar aire/oxígeno en condiciones especiales a pacientes que no pueden respirar por si mismos, como consecuencia de traumatismos o enfermedades que comprometen a su sistema respiratorio; este proceso se denomina Ventilación Mecánica (VM). Los objetivos de VM pueden resumirse en mantener al paciente mientras el trastorno patológico persiste, con su función respiratoria conservada al máximo [1].

Por la complejidad del proyecto, se tubo que contar de un equipo de investigadores provenientes de ciencias exactas y profesionales de áreas médicas, trabajando durante cuatro años divididos en tres etapas, cada una de las cuales marca una etapa en el desarrollo del ventilador pulmonar.

En cada etapa se obtuvo importantes resultados, los cuales nos permitió implementar otras líneas de investigación como: el desarrollo de un nuevo método de medición de flujo de parámetros respiratorios; y un nuevo método de transferencia de calor mediante circuitos complementarios de flujo de gases, para la atención de recién nacidos.

Tanto el nuevo método de medición de flujo gaseoso y el nuevo sistema de transferencia de calor con circuitos

complementarios de fluidos, están en proceso de tramite de patente.

I.- PRIMER PROTOTIPO

Se desarrolló el primer prototipo con la finalidad de demostrar la viabilidad del proyecto y para ello el trabajo se dividió en módulos o sistemas.

1. SISTEMA DE MICROCONTROLADORES

Este sistema debía ser confiable, para lo cual realiza las siguientes tareas:

- Control de las válvulas
- Adquisición de datos para realizar el control y supervisión de el prototipo.
- Comunicación con una PC.
- Interfaces para lectura de sensores y la válvula solenoide (actuador)

Para implementarlo se diseñó un sistema redundante con dos tarjetas de desarrollo y una tarjeta de supervisión basadas en el microcontrolador 8052AH de Intel, una principal y una alternativa que se activa en caso de falla de la primera.

2. SISTEMA NEUMÁTICO

Este sistema es el que permite manipular el aire que va a ser proporcionado al paciente. La etapa principal de este sistema la forman cuatro electroválvulas cuya disposición se ve a continuación:

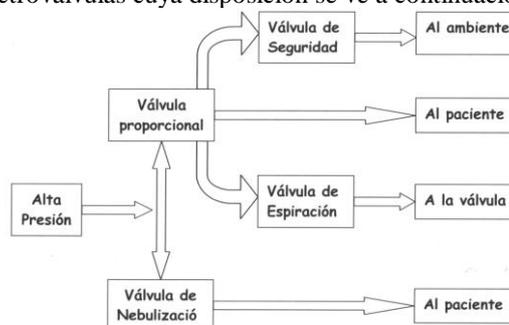


Figura 1: Diagrama neumático del primer prototipo del ventilador pulmonar.

3. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Este sistema cumple con los siguientes requerimientos:

- * Medir señal de flujo inspiratorio
 - * Medición de la señal de flujo espiratorio.
 - * Medir señal de presión proximal.
- Tanto la presión y el flujo son las variables principales a medir.

Medición de flujo

Para la medición de la señal de flujo se utilizaron dos sensores: para flujo inspiratorio un sensor basado en el método obstructivo (Venturi) [2] y para el flujo espiratorio un sensor de película caliente basado en la transferencia de calor debido al flujo de masa:

Medición de Flujo Inspiratorio

Este sistema tiene las siguientes características:

- Señal de flujo hasta 120 lpm.
- ancho de banda 46.75
- Presión de entrada: 30 PSI máximo.
- Presión de salida: 1 PSI máximo.
- Alta resistencia a la presión y con caída de presión proporcional al cuadrado del flujo.
- Tiempo de respuesta 20 mseg.

El método obstructivo, tipo Venturi, presentaba el problema de ruido por turbulencia, que llega a ser 25% de la señal por lo que para llegar a la precisión de 5% se optó por lo siguiente:

- Escalamiento de la señal, es decir amplificar la señal para rangos bajos y utilizar otra amplificación para rangos altos.
- Filtro analógico.
- Linealización por software de la respuesta del sensor de flujo de una señal cuadrática.
- Un filtro digital no recursivo de 64 muestras.
- Sobremuestro, con una frecuencia de 10kHz.

Medición de Flujo Espiratorio

Este sistema tiene las siguientes características:

- Rango de la señal de flujo de 0 a 80 lpm.
- Baja resistencia al flujo
- Diámetro de 1 pulgada, ya que el tubo de espiración tiene esa medida
- Exactitud de 0.5lpm
- Ancho de banda 35 Hz.
- Tiempo de respuesta 60 mseg.

Su objetivo es de mantener bajo el nivel de resistencia del sistema espiratorio, pues un aumento de éste, causará retención de aire en el paciente. Para ello se empleó un sensor basado en el principio de velocidad de enfriamiento de una película semiconductor por un flujo de aire.

Medición de la Presión

La medición de la señal de presión tiene tres fines:

1. Supervisar la presión en la vía aérea del paciente (presión proximal).
2. Detectar el esfuerzo inspiratorio del paciente, para el modo de control mandatorio.
3. Permitir el cambio de fase (inspiratoria - espiratoria) en el modo de ventilación por presión

Se emplearon el transductor de presión Modelo 163PC01D48 de Microswitch con un rango de -20 a 120 cm H₂O y tiene un tiempo de respuesta de 10 mseg.

4. SUPERVISION

La supervisión fue desarrollada en el sistema operativo Linux, y realiza las siguientes funciones:

1. Mostrar gráficamente en tiempo real los datos del paciente, tales como:
 - Presión proximal
 - Flujo Inspiratorio y espiratorio
 - Volumen de aire espirado
2. Realiza el control de lazo abierto de los parámetros de programación del sistema.
3. Calcula la resistencia y compliancia tanto del sistema mecánico como del paciente.
4. Calcula automáticamente los parámetros de programación del sistema neumático.



Fotografía del primer prototipo de ventilador pulmonar

II.- SEGUNDO PROTOTIPO

El Segundo prototipo de ventilador pulmonar se desarrolló durante el año 1998 y 1999. Los avances en este nuevo prototipo implementado son el dispositivo mezclador de oxígeno, el software para supervisión del paciente, sistema de control de

flujo y el sistema de control redundante computadora personal/ microcontrolador.

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El Sistema del Segundo Prototipo consta de un circuito electrónico de control , adquisición y actuación y un circuito neumático en la cual se ha implementado un mezclador de oxígeno y aire.

El circuito neumático esta conformado por reguladores de presión, válvulas solenoides on/off, válvula solenoide proporcional, válvula de seguridad y de membrana que realizan la conmutación entre las dos fases de la respiración.

En el circuito electrónico tiene una tarjeta microcontroladora A104 de TERN[4] basada en el microcontrolador AMD188ES[5], la cual se encarga de realizar todo el proceso de control de la ventilación mecánica, control de la mezcla de gases y comunicación con la PC para configuración de parámetros iniciales de ventilación.

El mezclador de oxígeno “blender” es una pieza mecánica con un servo sistema diseñado para controlar la concentración de oxígeno en el aire del paciente, de tal forma que el flujo que ingresa es proporcional al giro del eje del mezclador.([6], [7])

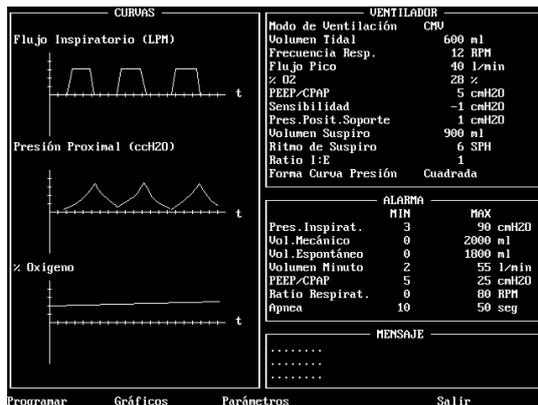
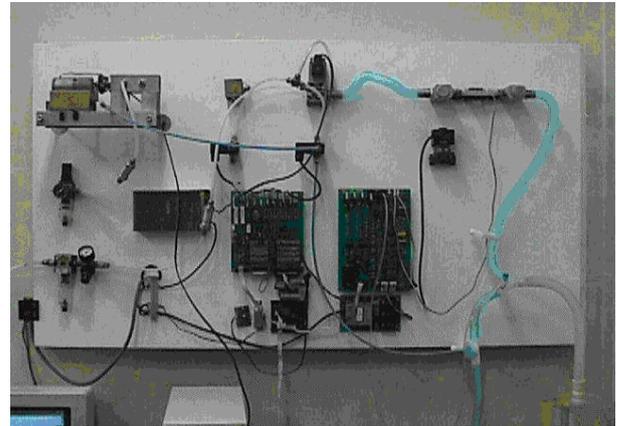


Figura 3: Software de Monitoreo y supervisión

El sistema de Supervisión fue desarrollado en una computadora personal bajo el sistema operativo DOS, utilizando el lenguaje de programación C. Las variables supervisadas son las asociadas a la respiración del paciente además cuenta con alarmas de seguridad. Para incrementar la tolerancia a fallas del ventilador, se tiene un control redundante dentro de la PC

como respaldo en caso de fallos del sistema de control principal, transfiriéndose todo el proceso de control a la PC.



Fotografía de la planta neumática del segundo prototipo de Ventilador Pulmonar

III.- TERCER PROTOTIPO

El tercer prototipo implementa características tomadas de los prototipos anteriores y otras desarrolladas en esta etapa:

En esta etapa se implementó una arquitectura neumática parecidos al de los ventiladores pulmonares comerciales ([8],[9],[10]); para la elección de cada uno de los componentes neumáticos y sensores para la adquisición se realizó un análisis minucioso del desenvolvimiento, de las características y de la conducta de la mezcla de los fluidos compresibles (sea gas o aire), con el objetivo de que estos componentes brinden precisión, seguridad y robustez en el tiempo y el lugar donde sean usados.

Se ha desarrollado el sensor de flujo espiratorio con respuesta lineal para el ventilador, este es un conducto de forma de codo de sección rectangular con una lamina flexible; la linealidad se logra por la diferencia de presiones generadas por la lámina y el codo. (sensor en trámite de patente)

Para la inspiración se desarrollo el sensor tipo Venturi.

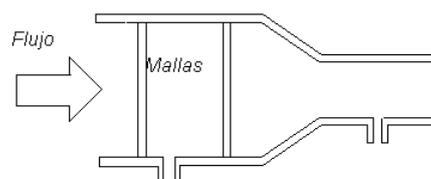


Figura 5: diagrama del sensor de flujo.

Sin embargo, queriendo aumentar rango para medir flujos bajos, creamos un retén de presiones que aumentaría la diferencia de flujo a rangos bajos, y así poder tener lectura de sensado más precisas.

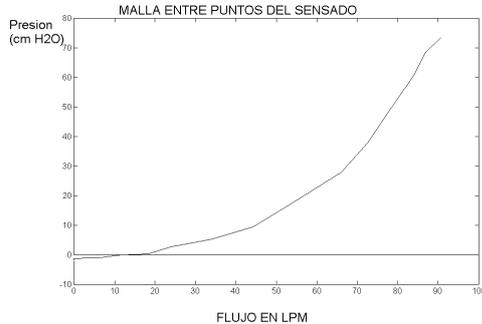


Figura 7: Malla ubicado entre los puntos de sensado

Al colocar la malla en el sensor tipo Venturi antes de las tomas de sensado se pudo medir desde los 2,5LPM.

El sistema electrónico se basó en un procesador de 32 bits de Motorola MC68000, con sus circuitos complementarios para la adquisición de datos y el manejo de las válvulas proporcionales del sistema neumático del equipo.



Fotografía del tercer prototipo de ventilador pulmonar

En la actualidad el prototipo de ventilador esta en fase de calibración de sus sensores de flujo y sus sensores de presión.

Esta fase de desarrollo fue muy productivo para nuestro grupo de investigación porque el desarrollo de este ventilador nos permitió trabajar en proyectos complementarios como:

Diseño e implementación de una Burbuja Artificial Neonatal; equipo basado en un circuito neumático similar al de un ventilador pulmonar, que permite controlar eficientemente la temperatura (mejor que los equipos similares). Este equipo en la actualidad está en trámite de patente.

Diseño e Implementación de un Modelo Físico de Pulmón Humano. Construido con la finalidad de calibrar funcionalmente a los ventiladores pulmonares. De igual manera este equipo se espera patentar.

Desarrollo de un método de medición bidireccional de flujo de gases; utilizado para la medición del flujo inspiratorio e espiratorio de ventiladores pulmonares. De igual manera este equipo esta en proceso de trámite de patente.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos:

Primer prototipo:

- Control de flujo y presión en lazo cerrado mediante el algoritmo PI.
- Desarrollo de un sensor de flujo inspiratorio de 10 a 100 LPM.
- Sistema de supervisión de datos en entorno gráfico desarrollado en LINUX.

Segundo prototipo:

- Mejora en el sistema adquisición de datos, con mayor estabilidad de los sensores.
- Sistema de supervisión de datos en sistema operativo DOS programado en lenguaje C.
- Desarrollo de un sistema embebido de supervisión de las variables del prototipo desarrollado.

Tercer prototipo:

- Prototipo con sistema neumático con línea de aire y línea de oxígeno y sistema electrónico basado en el procesador MC68000 de motorola.
- Desarrollo de sensores basados en el principio de obstrucción con respuesta lineal para el ventilador, que es un conducto de forma de codo de sección rectangular con una lamina flexible; (sensor en trámite de patente) y que posee un rango de 1 a 100 LPM.
- Este prototipo esta en fase de calibración.
- Este prototipo fue la base para el desarrollo de tres equipos del área de ingeniería Biomédica. (Burbuja Artificial Neonatal, Modelo Físico de Pulmón Humano y Sensor de Flujo Respiratorio).

CONCLUSIONES

Finalmente se puede afirmar que a pesar que no se ha llegado, aún a evaluar funcionalmente con pacientes reales; los resultados de proyectos complementarios o accesorios (tres patentes) justifican con creces

continuar trabajando en esta línea de investigación y es muy probable que si se continua con el desarrollo de este equipo, dará origen a otras patentes, que servirán para mejorar la atención de salud en nuestro medio.

BIBLIOGRAFIA:

- [1] A. Net S Benito Ventilación Mecánica - Springer 1998
- [2] Omega Corporation, The Handbook of Flow Sensors 1995
- [3] Katsuhiko Ogata, Ingeniería de Control Moderna, 1993
- [4] TERN Manual of Reference.
- [5] AMD186/188ES - Set of Instructions.
- [6] Manual del Oxígeno
- [7] Manual del Motor
- [8] Ventilador BEAR 1000
- [9] Ventilador Nell Puritan Bennett 7200
- [10] Amadeus - Hamilton Medical AG
- [11] Mecánica de Fluidos - Vennard - 1985
- [12] Laubscher, Heinrichs, Weiler – An Adaptive Lung Ventilation Controller – IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol 41, N°1, Enero 1994.
- [13] Honeywell “Pressure and airflow sensors” Illinois, Micro Switch sensing and control, 1995. 99
- [14] Mecánica de Fluidos - Shames -1993
- [15] White Mecánica de Fluidos– McGraw-Hill