

SUPERVISOR GRAFICO PARA VENTILADORES PULMONARES SVP

Autor:

River Quispe Tacas

Egresado de Ingeniería Electrónica PUCP
Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas de la Pontificia Universidad Católica del Perú –
GIDEMS
Av. Universitaria cuadra 18 s/n San Miguel, Lima, Perú
riquispe@pucp.edu.pe

Alejandro Palomino Amaro

Bachiller de Ingeniería Electrónica PUCP
Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas de la Pontificia Universidad Católica del Perú –
GIDEMS
Av. Universitaria cuadra 18 s/n San Miguel, Lima, Perú
palomino.al@pucp.edu.pe

Carlos Albino Rivera

Bachiller de Ingeniería Mecánica de Fluidos UNMSM
Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas de la Pontificia Universidad Católica del Perú –
GIDEMS
Av. Universitaria cuadra 18 s/n San Miguel, Lima, Perú
arcalf9@yahoo.com

Adolfo Ascanio Rafael

Bachiller de Ingeniería Informática PUCP
Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas de la Pontificia Universidad Católica del Perú –
GIDEMS
Av. Universitaria cuadra 18 s/n San Miguel, Lima, Perú
aascanio@inkanet.com.pe

Asesor:

Dr. Enrique Durand Alfaro

(Médico Jefe de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Guillermo Almenara) HNGAI-EsSalud

1 RESUMEN

Las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) de los Hospitales del Perú necesitan de un sistema que integre en una red las diferentes marcas de Ventiladores Pulmonares (VP) para supervisar desde un mismo lugar el proceso de ventilación mecánica (respiración artificial), por ser un proceso de alto riesgo. Además necesitan de un monitor gráfico de supervisión local para los Ventiladores que carecen de este sistema.

El sistema desarrollado denominado “*Supervisor Grafico de Ventiladores Pulmonares*” consta de un sensor de flujo gaseoso desarrollado, módulo de adquisición de datos para adquirir las señales del proceso de la ventilación mecánica, software para el monitoreo grafico de tiempo real y una red de área local para integrar los Ventiladores. Las señales que supervisa son: presión proximal, flujo respiratorio, humedad relativa y temperatura de flujo respiratorio y presión atmosférica. El aporte científico del proyecto es un “*Sensor de Flujo GISS*” que tiene como característica la medición de flujo volumétrico

con baja resistencia al flujo y de respuesta lineal, que es adaptable a cualquier VP (actualmente en trámite de patente en INDECOPI), y es de muy bajo costo.

El SVP, permite a los profesionales de la salud observar las señales respiratorias de todos los pacientes de manera centralizada, de este modo se puede mejorar la calidad de atención a los pacientes en UCI y reducir los costos operativos para la atención de los pacientes en los hospitales.

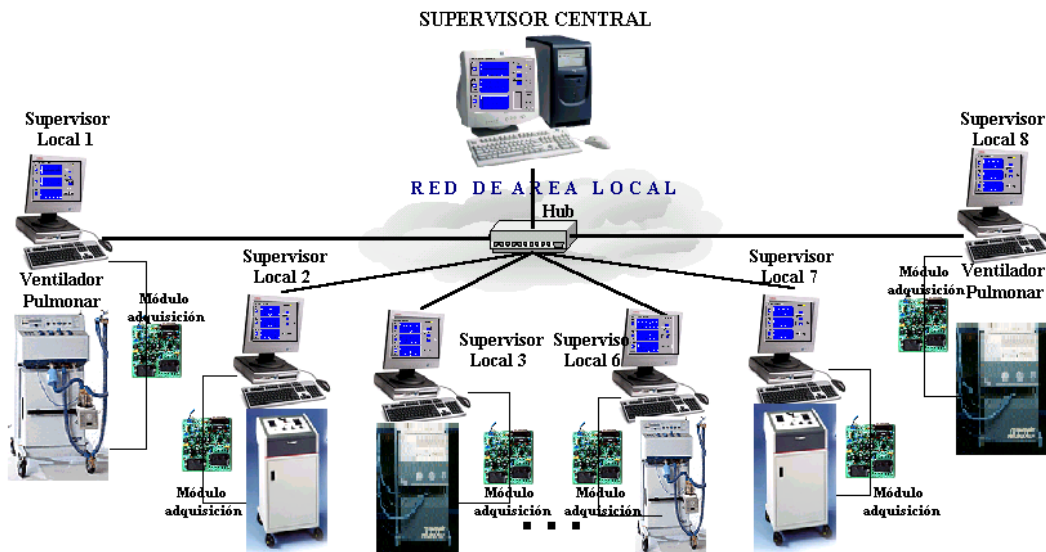


Figura 1 Diagrama general del Supervisor Gráfico de Ventiladores Pulmonares

2 INTRODUCCION

La supervisión gráfica de la mecánica ventilatoria ofrece una herramienta de diagnóstico útil para el análisis de las variables respiratorias y permiten a los clínicos e investigadores obtener fácilmente estos datos para ayudar a mejorar el tratamiento de enfermos y a plantear futuras hipótesis de trabajo, (Benito 1998) [1]

1.- Justificación y Formulación del Proyecto

En las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) de los Hospitales del Perú existen diversos equipos médicos, entre ellos están los Ventiladores Pulmonares equipos que se utilizan para sustituir la acción de respiración de los pacientes. Por ejemplo en el Hospital Guillermo Almenara al adquirir sus Ventiladores, la mitad lo adquieren sin Monitoreo Grafico; el problema es el costo, que va de \$3000 a \$5000 (en promedio un Ventilador esta alrededor de \$35000). El monitoreo gráfico ofrece una herramienta de diagnostico para el especialista, pues con este equipo al observar las señales respiratorias en forma continua el especialista puede analizar fácilmente el estado del paciente en el tiempo y con esta información poder modificar los estados de control del Ventilador; es mejor analizar las señales cuando se muestran en forma gráfica que por medio de indicadores mecánicos o indicadores electrónicos de dos o más dígitos tales como lo muestran los Ventiladores que no poseen Monitoreo Grafico.



**Figura 2 Ventilador Pulmonar Bennett “760”
(Sin Monitoreo Gráfico)**



**Figura 3 Ventilador Pulmonar Hamilton
“Amadeus” (Con Monitoreo Gráfico)**

En los Hospitales del Perú no existe un sistema que integre en una red a las diferentes marcas de VP existentes en las UCI's para supervisarlos desde un mismo lugar las señales de la mecánica ventilatoria; la supervisión de los pacientes, desde un mismo lugar facilita al especialista no desplazarse para observar las señales respiratorias de cada paciente, sino, desde un mismo lugar supervisar estas señales de todos los pacientes conectados a una red.

El proyecto desarrollado ofrece un Monitoreo Gráfico para los Ventiladores que carecen de estos; además de conectar hasta ocho ventiladores de cualquier marca dentro de una red para ser supervisados desde un mismo lugar por un Supervisor Central desarrollado. Además cuenta con un sensor de flujo desarrollado especialmente para VP que posee características comparables con los comerciales como el de Hamilton.

El proyecto está diseñado para usarse en VP que se utilizan para pacientes adultos. El mercado potencial son MINSA, ESSALUD, Clínicas y las FF.AA.

2.- Análisis del Proyecto

La mayoría de los modernos VP poseen interfaces para conectar una Computadora Personal (PC) o un Monitor Gráfico, desarrollado por los mismos fabricantes de estos VP, para adquirir y mostrar las señales respiratorias dadas por el VP; los protocolos de comunicación de estas interfaces no son rebelados por los fabricantes y no son estándares; por tanto se necesita de un hardware para adquirir y digitalizar las señales respiratorias principalmente la presión y flujo, que serán adquiridas por medio de sensores y transductores conectados a la línea aérea que va al paciente (tubo corrugado).

El proyecto está involucrado en el área de desarrollo de equipos médicos (bioingeniería); por lo que debe ofrecer confiabilidad de los valores adquiridos y procesados, pues con el resultado de este proceso se estará tomando decisiones sobre el estado de salud de un paciente.

Las señales respiratorias deben ser adquiridas en los tiempos establecidos es decir si la frecuencia de muestreo es “f” entonces la adquisición debe garantizar que en cada $1/T$ segundos se debe realmente adquirir la señal; entonces para el desarrollo del proyecto se necesita de un sistema de tiempo real que adquiera la señal cuando se les indique. La solución a este requerimiento se puede llevar a cabo utilizando pantallas de cristal líquido gráfico, y procesadores, pero su costo de desarrollo es alto; la otra manera es desarrollando sobre PC, pues ya se dispone de estos y su desarrollo se hace más económico.

El Sistema Operativo (SO) elegido debe ser de tiempo real de tareas críticas, pues la adquisición de las señales respiratorias es crítica, no se puede obviar cualquier pérdida al adquirir las señales respiratorias; el único sistema que se puede obtener fácilmente es el RTLinux que es una extensión del Linux, que ofrece un sistema de tiempo real estricto. Linux es principalmente una de las tantas opciones de SO diseñados especialmente para trabajar en red por lo tanto ya tenemos herramientas para la transmisión y recepción de datos de una a red.

Para la adquisición de la señal de flujo necesitamos de un sensor de flujo; los que existen como el Hamilton no permiten que otro equipo lo utilice como parte de su sistema, por lo tanto se necesita desarrollar un sensor de flujo que se pueda utilizar libremente.

3 DESARROLLO DEL TRABAJO

El proyecto esta dividido en tres partes (Ver figura 1)

- Supervisor Local
- Supervisor Central
- Sensor de flujo GISS

A los VP que no poseen Monitoreo Gráfico se les incorpora el Supervisor Local y a los que ya lo tienen se les conecta solo el CPU. A estos VP se les incorpora en el trayecto más próximo del tubo corrugado que va al paciente el Sensor GISS, un conector para medir presión proximal y el sensor de humedad y temperatura de flujo.

Se conectan Los Supervisores Locales y el Supervisor Central al Hub para formar la red Local.

3.1 Supervisor Local

Cada VP a supervisar consta de una PC y un módulo de adquisición de señales respiratorias, y un sensor de flujo GISS.

El módulo de adquisición se encarga de sensar y digitalizar las señales respiratorias, esta es manejada a través del puerto paralelo por el driver, que analiza y envía los datos a la Interfaz Gráfica Local y al Programa de Transmisión por medio de fifos, este último se encarga de enviar los datos al Supervisor Central por la Red Local.

3.1.1 Módulo de adquisición de señales respiratorias

Este módulo consta de sensores y transductores, circuitos electrónicos de acondicionamiento analógico conversores análogo digital e interfaz con el puerto paralelo de la computadora (supervisor Local).

El módulo sensa las siguientes señales respiratorias:

a.- Flujo respiratorio (inspiratorio, espiratorio)

El flujo respiratorio se define como el movimiento de fluido consecuente con la aparición de un gradiente de presión que tiende a compensarlo, (Benito 1998)[1]

Principales características del flujo respiratorio

Flujo Inspiratorio: Rango 0 a 120 Lpm(Otazu y Burga 1997) [2]., exactitud 5% Norma ISO 9360. [3], ancho de banda 46.75 Hz (Otazu y Burga 1997) [2]

Flujo Espiratorio: Rango 0 a 80Lpm, (Otazu y Burga 1997)[2], exactitud 5% Norma ISO 9360. [3], ancho de banda 35 Hz (Otazu y Burga 1997) [2].

Para sensar flujo respiratorio se utiliza el sensor de flujo GISS que presenta una respuesta lineal entre el flujo y la diferencia de presión; para sensar la diferencia de presión se emplea el sensor modelo 163PC03D75 de Honeywell, sus principales características son:

- Respuesta lineal en el rango de -2.5 a 2.5 pulg. H₂O
- Tiempo de respuesta, de 1ms.
- Error de 1.22% en todo el rango de medida.

La ecuación de la señal es la siguiente:

$$\text{Voltaje} = \text{Presión} + 2.56 \quad \text{Ecuación 1}$$

b.- Presión proximal

Es determinada mediante medición de la presión en la línea aérea que va al paciente muy próxima a la boca. La monitorización de la presión de las vías aéreas aporta información valiosa para la elección de un determinado patrón ventilatorio, (Benito 1998) [1].

Las características de la señal son:

- Rango de -20 a 50 cm H₂O.
- Ancho de banda es igual a 40 Hz (Otazu y Burga 1997) [2]
- Para ventiladores pulmonares de presión positiva, la norma (ASTM F1100 1990)[5] establece que la precisión del control debe estar dentro de ± 5 cm. H₂O cuando se trabaja con presiones menores a 30 cm. H₂O y ± 10 cm H₂O para valores de presión mayores a 30 cm. H₂O.

Se selecciona el sensor de Honeywell modelo 163PC01D48 que tiene las siguientes características:

- Respuesta lineal en el rango: -20 a 120 cm H₂O.
- Tiempo de respuesta de 1ms.
- Error de 1.41% sobre todo el rango

La ecuación de la señal es:

$$\text{Voltaje} = \frac{\text{Presión}}{14} + 1.5601 \quad \text{Ecuación 2}$$

c.- Humedad relativa (HR)

En un proceso respiratorio normal las vías aéreas superiores acondicionan el aire inspirado a 32 °C y 100 % de humedad relativa, (Guyton 1997) [6]. Esta necesidad de agregar vapor de agua al aire inspiratorio se debe al alto requerimiento de humedad en los alvéolos capilares y las membranas de transferencia de gas, (Brown 1993). Por lo tanto todo ventilador pulmonar debe contar con un humidificador; que de acuerdo a las normas de AARC (1992)[7] debe proveer un mínimo de 30 mg de H₂O por litro de gas entregado.

Las características de la HR en ventiladores pulmonares son:

- Rango de humedad relativa 50 a 100%
- Nivel aceptable de precisión $\pm 5\%$, (norma ASTM F1690 1996)
- Rango desde 25 a 45 °C, (norma ASTM F1690 1996).
- Resistencia a contaminantes físicos y químicos, debido a la proximidad con el nebulizador.

Se emplea el sensor HIH-3602-A, fabricado por Honeywell, presenta las siguientes características:

- Rango de humedad relativa de 0 a 100%
- Sensor de temperatura de rango desde 0 a 50 °C, precisión de 0.5 °C
- Precisión de 3% en humedad relativa, sobre 90% de HR
- Tiempo de respuesta 50 seg. en aire que se mueve lentamente
- Resistente a elementos químicos y físicos.

El sensor responde de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\text{HumedadRelativa} = \frac{(\text{Voltaje} - 0.826)}{0.0311} \quad \text{Ecuación 3}$$

3.1.2 Programas desarrollados.

Se elige Linux porque es un sistema operativo reconocido por su gran estabilidad, la excelente administración de recursos del sistema y su código abierto (*open source*) (Volkerding 1997) se utiliza RTLinux (FSML 2002)[8] que es una variante de Linux y su elección esta basada por sus siguientes características:

- Posee un planificador por prioridades fijas, para la ejecución de tareas críticas de tiempo real (frecuencia de muestreo constante)
- Las tareas pueden ser periódicas o esporádicas (activadas mediante una interrupción)
- Incorpora mecanismos para la comunicación con los procesos no críticos, que son los de Linux "normal", como son los FIFO's (el primer mensaje que entra es el primero en atenderse)

a.- Driver

Tarea RTLinux programada con prioridad 2; con frecuencia de muestreo igual a 100 Hz (aplicando teorema de Nyquist a las señales de flujo respiratorio y presión).

Tal como se observa en la figura 4, el driver maneja el módulo de adquisición de datos a través del puerto paralelo, configurado en modo ECP¹. El Driver crea dos grupos de fifo (1 y 2), cada uno de cinco fifos, el primero para comunicación con la Interfaz Gráfica Local y el segundo para Transmisión. En cada grupo se envía los datos obtenidos del módulo de adquisición de datos. Además analiza sobre presión y sobre flujo y si ello ocurre indica por medio de una alarma audible.

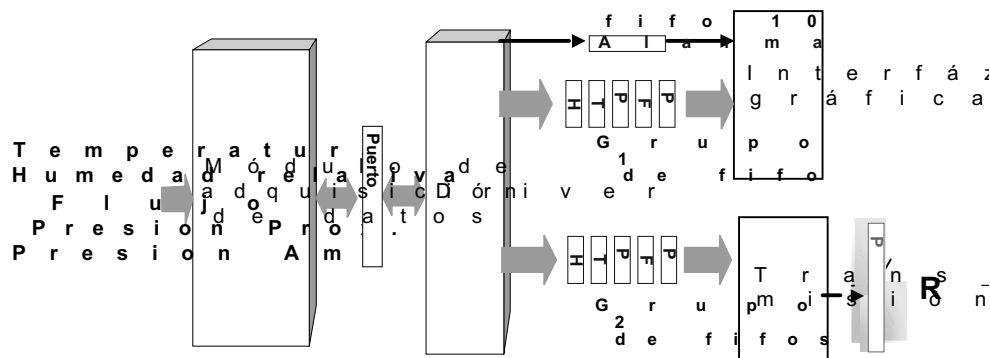


Figura 4 Diagrama de bloques del software del supervisor local

b.- Interfase Gráfica Local

Desarrollado con librerías *Xform*, este programa recibe los datos por el grupo 1 de fifos los procesa utilizando las ecuaciones 1, 2 y 3 obteniendo: presión (cm. H₂O), flujo (Lpm), humedad relativa de flujo (%), temperatura (°C) y presión atmosférica (atm), el volumen (L) se obtiene integrándole flujo respiratorio, empleando sumas de Riemann.

Se muestra dos Ventanas una de ellas muestra las señales de presión proximal, flujo respiratorio y volumen en función del tiempo y además muestra en dígitos la temperatura y humedad de flujo respiratorio y presión atmosférica. En la otra ventana se muestra los lazos de Volumen-Presión y Flujo-Volumen. Ambas ventanas muestran las alarmas de sobre presión y sobre flujo.

c.- Programa de Transmisión

Escrita en lenguaje C, utiliza *sockets* [12] para la creación de canales de comunicación entre las computadoras. Sus principales características son:

- Crea un canal de comunicación entre la computadora (supervisor local) y el Supervisor Central por donde se envían (presión, flujo, presión atmosférica, humedad y temperatura de flujo)
- Recibe por el grupo 2 de fifos los cinco datos; a cada uno de estos datos se les adiciona cabeceras para su reconocimiento en Supervisor Central y son enviados a este por medio de la Red Local.
- El envío de datos es en grupo de cinco cada 10ms. (periodo de muestreo)

¹ ECP: Extended capabilities port, permite trabajar el bus de datos en modo bi-direccional.

Emplea protocolo TCP/IP bajo una red Ethernet de área local, para la comunicación entre las PC.

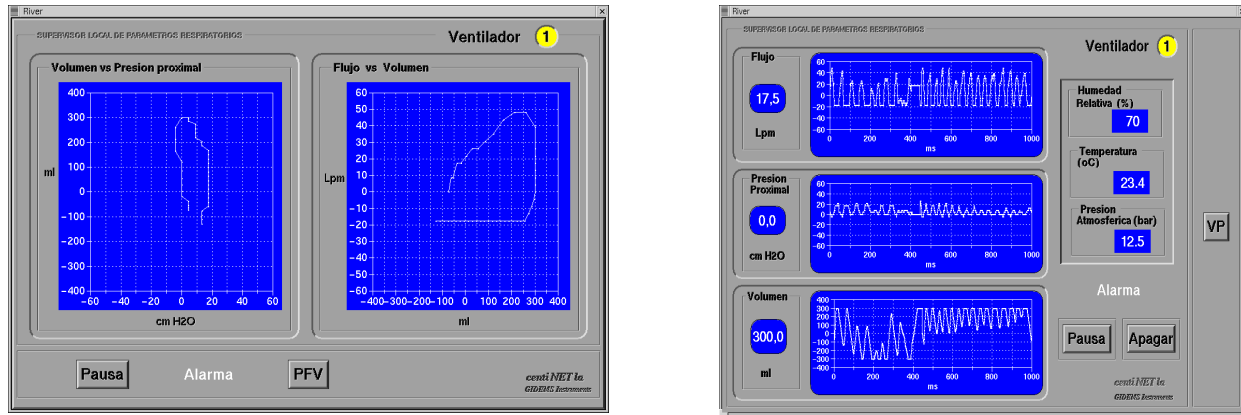


Figura 5 Interfaz gráfica del supervisor local (Ventanas)

3.2 Supervisor Central

El Supervisor Central por medio de un menú selecciona el VP que se desea supervisar (ver figura 6) mostrando la misma información que el monitor Local, además de estar verificando las alarmas de sobre presión y sobre flujo de los otros monitores locales.

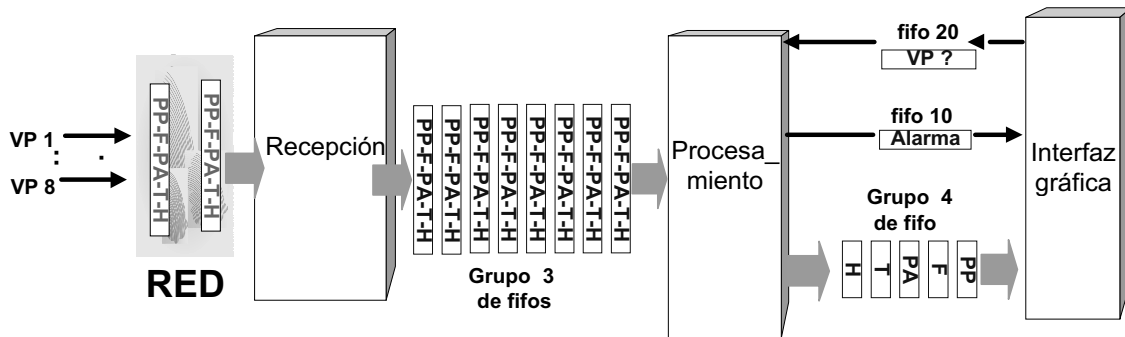


Figura 6 Diagrama del software del supervisor central

El supervisor Central consta de:

- Programa de Recepción
- Programa de Procesamiento
- Programa de Interfaz Gráfica Central
- Red de área Local.

3.2.1 Programa Recepción

Desarrollado en lenguaje C utiliza *sockets* [12] y se ejecuta en Linux; crea los canales de comunicación entre El Supervisor Central y los otras computadoras (VP) Sus características son:

- Son ocho programas, cada una establece comunicación entre el Supervisor Central y el programa de transmisión del Supervisor local conectado a un VP.
- Cada programa recibe los cinco datos enviados por una PC local y los copia a un a fifo (grupo 3) para que el programa de Procesamiento los analice.
- Direcciona los datos recibidos por fifos para luego ser procesados.
- El programa recibe cada 10 mseg. los cinco datos de los ocho VP conectados a la red local.
- Se utiliza el protocolo TCP/IP para la comunicación entre las PC.

3.2.2 Procesamiento

Es el programa encargado de crear el medio de comunicación entre los programas de Procesamiento e Interfaz Gráfica Central para el intercambio de datos, además analiza sobre presión y sobre flujo y si ello ocurre indica por medio de una alarma audible. Recibe del programa Recepción los datos de los ocho VP, analiza las cabeceras y envía a la parte grafica por medio del grupo 4 de fifos los cinco datos del Ventilador elegido por el usuario. Es una tarea RTLinux de lazo abierto con periodo de 10ms (100Hz), y prioridad 2.

3.2.3 Interfase Gráfica Central

Similar a la Interfaz Gráfica local (dos ventanas) pero con un menú (ver figura 7) para seleccionar el ventilador que se desea supervisar, de manera que se pueda supervisar un monitor local a la vez. Además muestra en que Ventilador ocurrió una sobre presión o sobre flujo

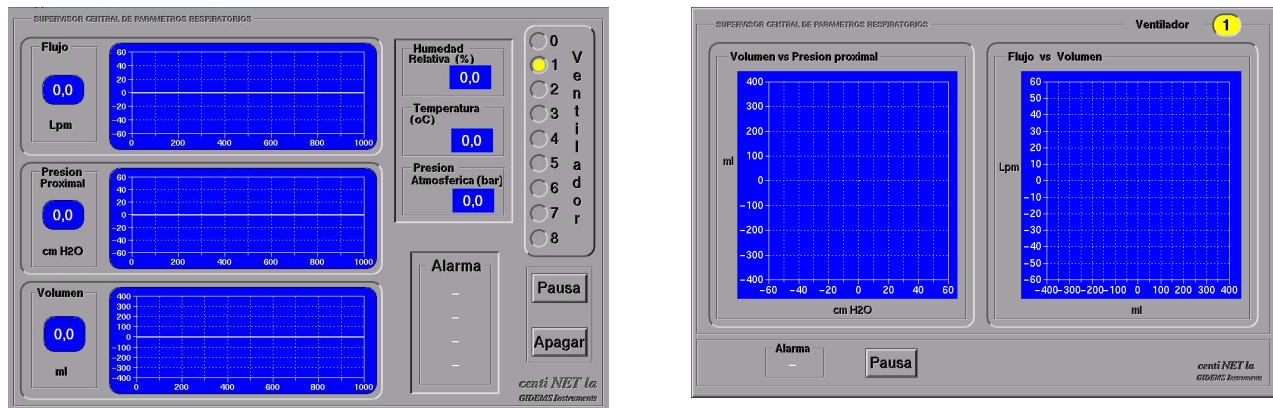


Figura 7 Interfaz gráfica del Supervisor Central

3.2.4 Red de área local

La red Ethernet de área local compuesta por ocho monitores (computadoras), un supervisor (computadora), un concentrador (*Hub*) de 8 puertos, cables UTP categoría 5, conectores RJ45, tarjetas de red Ethernet 10/100 Mbps. Todo el diseño se basa en la norma EIA/TIA 568 100Base-T, con la que se tiene que la distancia máxima entre PC debe ser de 90m, (Alcocer 2000) [13], espacio suficiente para implementar la red LAN en la UCI.

3.3 Sensor de flujo respiratorio GISS

GISS es un sensor de flujo volumétrico para gases respiratorios, que presenta una respuesta lineal entre la presión diferencial y el flujo del gas. El sensor tiene una estructura simétrica respecto a su plano transversal lo cual le permite sensar el flujo en ambos sentidos. El sensor contiene un codo de 90° de sección rectangular, y una lámina flexible, esta lámina en estado de reposo, coincide con el plano transversal de simetría del conducto. La linealización se consigue mediante la combinación de los factores de resistencia del conducto y de la obstrucción de área variable, observar figura 8.

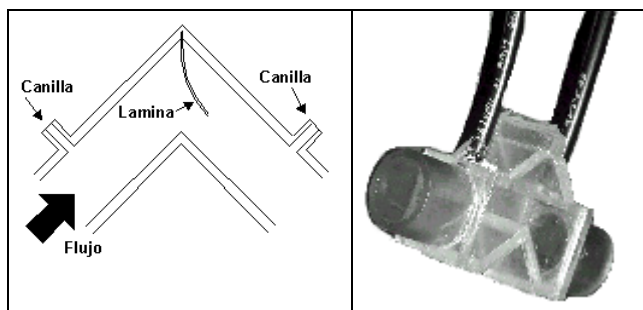


Figura 8 Diagrama e imagen del sensor de flujo GISS

El sensor de flujo posee un rango de -120 a 120 Lpm y una resistencia de 0.0292 cm H₂O/Lpm. En la fig.9 se observa la curva del sensor GISS de flujo-presión. Se observa que la desviación respecto a la línea de tendencia es de 0.9881 valor muy próximo a 1 lo que revela la linealidad del sensor.

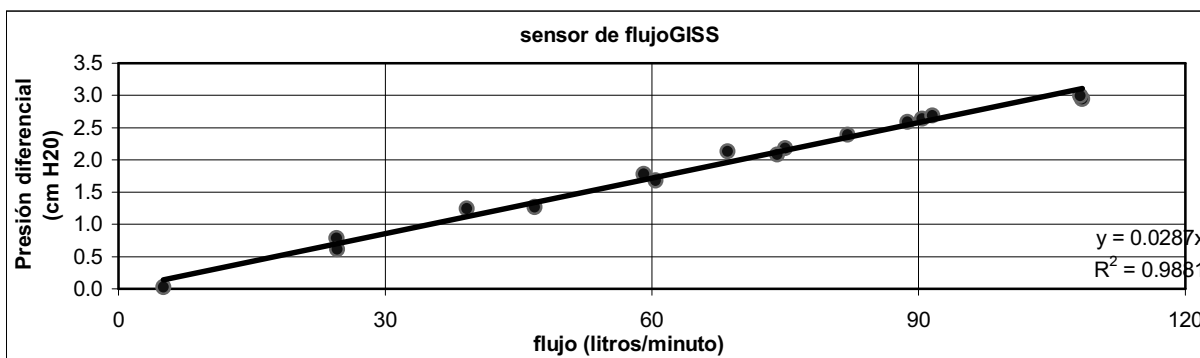


Figura 9 Curva de respuesta del sensor GISS

Además se realizaron pruebas con un sensor comercial de Hamilton Medical [14], empleando los mismos métodos, los resultados se muestran a continuación en la figura 10. En ella se puede determinar que existe una diferencia de 0.0077 de desviación con respecto a la linealidad a favor del sensor de Hamilton versus GISS, también se observa que la resistencia del sensor de flujo GISS (0.0292 cm H₂O/Lpm) es ligeramente menor que la del sensor de Hamilton (0.0295 cm H₂O/Lpm), ambos cumplen con la norma ASTM F 1100-90, que establece que la resistencia a la espiración en un adulto es deseable que sea menor a 5 cm H₂O a 50 Lpm (0.1 cm H₂O/ Lpm).

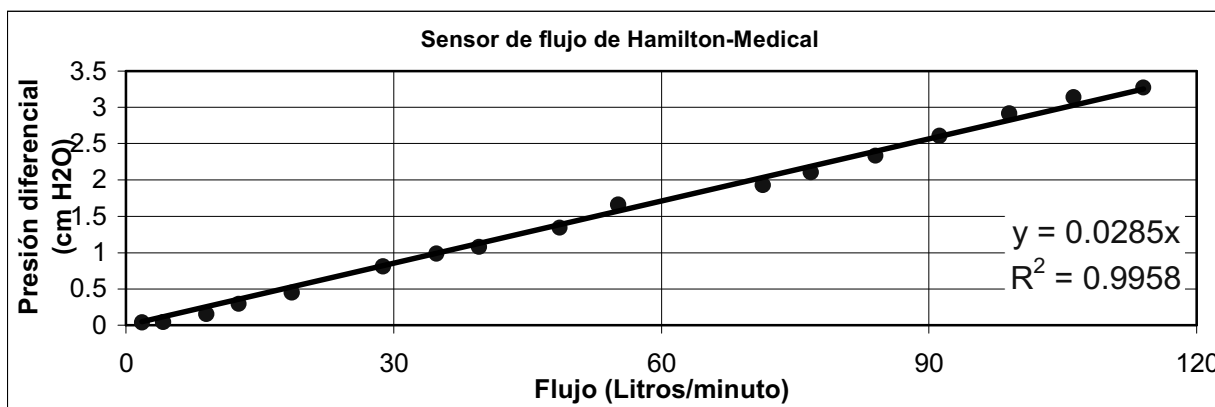


Figura 10 Curva de respuesta del sensor de Hamilton

4 CONCLUSIONES

- El proyecto plantea el primer sistema que integra las diferentes marcas de Ventiladores Pulmonares a una red de área local para ser supervisados remotamente.
- Una de las ventajas de desarrollar equipos médicos es que se logra satisfacer los requerimientos de los profesionales de la salud del Perú, así como la capacitación en su uso.
- El proyecto está diseñado para usarse en VP's para pacientes adultos en las UCI's (MINSA, ESSALUD, Clínicas y las FF.AA).
- Este sensor se desarrolló para sistemas de ventilación mecánica, es desechable y de bajo costo.
- Debido a su simetría, el sensor GISS puede medir flujo inspiratorio y espiratorio.
- Las pruebas se realizaron entre dos PC, Pentium III de 1000Mz de 128MB y la otra de una Celeron de 300Mz de 64MB. Cada una utiliza una tarjeta Realtek RTL8139 de 10/100Mz y conectadas a un *hub* de 8 puertos.
- Las tareas de tiempo real (Linux-Rt) garantizan que la frecuencia de adquisición sea 10ms.
- Utilizar un conversor análogo digital de 12 bits paralelo acelera la adquisición de datos y le da mayor precisión.
- La utilización de una plataforma libre para el desarrollo de equipos médicos disminuye los costos de desarrollo, mantenimiento.
- El empleo de una herramienta visual como Xform, para el desarrollo de las Interfaces Gráficas, facilita el manejo de la interfaz al usuario.
- Se Diseñó una red LAN exclusiva para el sistema de supervisión y emplear el protocolo TCP/IP garantiza que la transmisión de los datos sea segura.
- Se realizaron las primeras pruebas con un Ventilador Mecánico en el Hospital Guillermo Almenara de Perú.

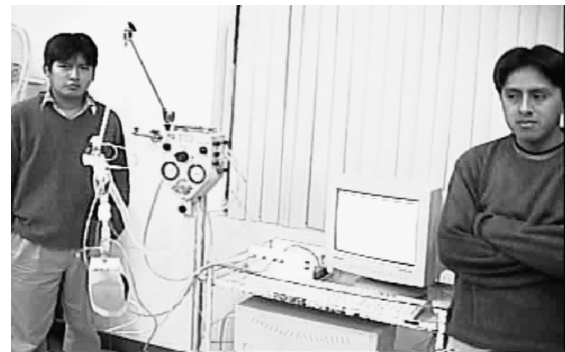


Figura 11 Pruebas en el Guillermo Almenara.

5 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Net, Alvar y Benito, Salvador. "Ventilación Mecánica" Barcelona, Editora Springe, 1998.
- [2] Otazu y Burga "Diseño E Implementación De Los Sistemas De Medición De Flujo Y De Presión Para Ventilador Pulmonar Para Adultos".
- [3] International Standard ISO 9360 - Anaesthetic and respiratory equipment.
- [4] Webster, J. "Medical Instrumentation Application And Design": New York, Ed. John Wiley & Sons Inc., 1995.
- [5] American Society for Testing and Materials "Standard Specification for Humidifiers for Medical Use – Part 1: General Requirements for active Humidification systems " F1690, 1996, Annual Book of ASTM Standard, Vol 13.01
- [6] Guyton, C. "Fisiología Humana": México, 9na Ed. Mc Graw Hill, 1997.

- [7] AARC "Humidification during mechanical ventilation" Respiratory Care, 1992.
- [8] FSML Finite State Machine Labs "RTLlinux" 2002
- [9] Branson, Richard. "Respiratory Care Equipment": Philadelphia 2da Ed. Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
- [10] EPO European Patent Office
- [11] Ower, E. "The Measurement Of Air Flow" / R.C. PANKHURST. Oxford Pergamon Press, 5ta ed. 1977.
- [12] Volkerding, Patrick. "Linux Programming" New York, MIS, 1997
- [13] Alcocer. "Diseño De Redes De Computadoras" 2da Edición 2000.
- [14] Hamilton Medical "Flow-Sensors"