



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

Control de un Humidificador para un Ventilador Mecánico

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico**

**Autor:
Justo Leonardo Abril Torres**

**Director:
Freddy Gonzalo Pesantez Díaz**

**Cuenca, Ecuador
2013**

DEDICATORIA

Mediante el presente documento quiero hacer llegar mi agradecimiento a mi esposa e hijos Justin y Leonel quienes con mucha paciencia y sacrificio aportaron moral y emocionalmente para la culminación de la meta planteada, sin dejar de lado el apoyo de mis padres.

AGRADECIMIENTO

Por todos los conocimientos adquiridos en el transcurso de la vida Universitaria mis mas sinceros agradecimientos a todos los profesores que me guiaron para haber aprobado todos los requisitos estipulados en la ley, sin dejar de lado el inmenso apoyo mostrado por el Ingeniero Freddy Pesantez.

Un especial agradecimiento para los profesores encargados de dar trámite a los requisitos para el curso de graduación que se realizó en la Universidad de Buenos Aires.

Handwritten signature and number 300413

RESUMEN

CONTROL DE UN HUMIDIFICADOR PARA UN VENTILADOR MECANICO

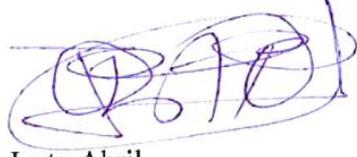
Para definir el funcionamiento de un Respirador Mecánico, del aparato respiratorio y de la nariz; se hizo uso de información existente de aparatos de ventilación mecánica y de la fisiología del aparato respiratorio, para así tener un entorno adecuado del tema. Es así que el mal uso del dispositivo, así como un mal enfoque de la fisiología del aparato respiratorio podría causar consecuencias no deseadas en el paciente.

Al utilizar una tarjeta de adquisición de datos existe la posibilidad de expandir el número de variables a controlar y lectura de datos analógicos, ya que la tarjeta utilizada tiene varias entradas analógicas que no están utilizadas, del mismo modo las salidas. Esto es muy ventajoso debido a que el monitoreo y control de variables se puede ampliar según las características de la tarjeta *hytek*, simplemente modificando la programación en *labview*.

Palabras clave: ventilador mecánico, volumen minuto, volumen circulante, aparato respiratorio, la nariz, los pulmones, mecánica de la ventilación pulmonar.


Francisco Vásquez
Director de Escuela


Freddy Pesantez
Director de Tesis


Justo Abril
Autor

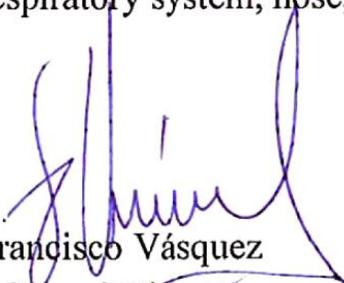
ABSTRACT

CONTROL OF HUMIDIFIER FOR A MECHANIC VENTILATOR

In order to define the operation of a Mechanical Respirator, the respiratory system and the nose, we made use of the information related to mechanical ventilation devices and the physiology of the respiratory system. It is necessary to have correct information since the inappropriate use of the device or an inaccurate knowledge of the physiology of the respiratory system could cause unwanted consequences for the patient.

By using a card for data acquisition there is a possibility to expand the number of variables that can be controlled as well as the amount of analog data reading, since the card has several analog inputs and outputs that are not employed. This has many advantages since the monitoring and control of the variables can be expanded according to the characteristics of the *hytech* card by simply modifying the program in *labview*.

Key Words: mechanical ventilator, output per minute, circulating volume, respiratory system, nose, lungs, pulmonary ventilation mechanics.



Francisco Vásquez
School Director

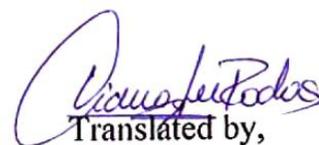


Freddy Pesantez
Thesis Director

Justo Abril
Author



UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
DPTO. IDIOMAS



Translated by,
Diana Lee Rodas

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTO.....	iii
RESUMEN.....	iv
ABSTRACT.....	v
INDICE.....	vi
INTRODUCCION.....	1
CAPITULO 1: VENTILADOR MECANICO	
1.1. Definición.....	4
1.2. Importancia.....	4
1.2.1. Mejora la Ventilación Alveolar.....	4
1.2.2. Aumenta la Oxigenación Arterial.....	5
1.2.3. Reducción del trabajo en la Musculatura Respiratoria.....	5
1.2.4. Regirse a indicaciones clínicas de la Ventilación Mecánica Invasiva.....	5
1.2.5. Elección de la modalidad Ventilatoria (volumen o presión).....	6
1.2.6. La sensibilidad (<i>trigger</i>).....	6
1.2.7. El Volumen minuto.....	7
1.2.8. El Volumen circulante.....	7
1.3. Funcionamiento.....	7
1.3.1. Humidificador.....	8
1.3.1.1. Tipos de Humidificadores.....	8
1.4. Riesgos y parámetros de un Ventilador Mecánico.....	11
1.4.1. Ventilación.....	11
1.4.2. Oxigenación.....	13
1.4.3. Mecánica Pulmonar.....	13
CAPITULO 2: EL APARATO RESPIRATORIO	
2.1. Definicion.....	15
2.2. La Nariz.....	16
2.3. La Caja Torácica.....	17
2.4. Los Pulmones.....	18
2.4.1. Los Alvéolos.....	20
2.4.2.1. Ventilación Pulmonar.....	21
2.4.2.2. Volúmenes Pulmonares.....	21
2.4.2.3. Mecánica de la Ventilación Pulmonar.....	22

CAPITULO 3: VARIABLES DEL HUMIDIFICADOR

3.1. Definición.....	24
3.2. Importancia.....	25
3.3. Variables a Medir.....	25
3.3.1. Elemento para medir la Temperatura.....	26
3.3.2. LM35.....	26
3.4. Variables a controlar.....	29
3.4.1. Elemento Resistivo (calefactor).....	29
3.4.1.1. Potencia estimada de la Niquelina para el envase.....	30
3.4.1.2. Potencia estimada de la Niquelina para el tubo que llega al Paciente.....	30
3.4.2. Elementos de control para las Niquelinas.....	31
3.4.2.1. El Opto-Triac.....	31
3.4.2.2. El Triac.....	32

CAPITULO 4: CONTROL Y MONITOREO DEL HUMIDIFICADOR

4.1. Diagrama Esquemático.....	35
4.2. Hytek (<i>iUSBDAQ – U120816</i>).....	36
4.3. Diagrama de Bloques.....	36
4.3.1. Acondicionamiento de la señal adquirida.....	37
4.3.2. <i>Set Point</i> de la temperatura en el Humidificador.....	38
4.3.3. Control de la Temperatura del tubo (interior y exterior).....	38
4.3.4. Gráficas de las señales.....	39
4.3.5. Alarmas.....	39
4.4. Interruptor Térmico.....	40
4.5. Panel Frontal.....	40
4.6. Pruebas de Funcionamiento.....	42

CONCLUSIONES.....45

RECOMENDACIONES.....46

BIBLIOGRAFÍA.....47

Abril Torres Justo Leonardo
Trabajo de Graduación
Ing. Freddy Pesantez
Mayo del 2013

CONTROL DE UN HUMIDIFICADOR PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

INTRODUCCIÓN

Un Ventilador Mecánico o respirador Mecánico es un dispositivo utilizado para reemplazar el correcto funcionamiento del aparato respiratorio que ha sido alterado por diferentes causas, teniendo un uso trascendental en la vida de las personas que usan este dispositivo.

Este dispositivo está formado de algunas partes, pero la que trataremos en esta monografía serán los humidificadores y en especial un Humidificador Térmico. Todas las partes que conforman el Ventilador Mecánico son muy importantes, pero el Humidificador es una parte especial del dispositivo, ya que un mal control del mismo podría causar la aparición de nuevas patologías. Para el control del Humidificador se deben tener claras las funciones que realiza al aparato respiratorio, en especial la nariz, ya que el humidificador es el que realiza las funciones de dicho órgano.

Uno de los aspectos de gran relevancia, es la plataforma de programación *Labview* debido a las prestaciones que presenta para realizar lo mencionado y además lo funcional al momento de monitorear las variables del humidificador, sin dejar de lado lo práctico que sería una monitorización y control vía internet.

Para el control y monitorización de cada variable se diseñó un diagrama de bloques con las diferentes funciones que se necesitaron y en el panel frontal se tiene todo el control y

monitorización del Humidificador. Una vez realizado el diagrama de bloques y el panel frontal, se realizaron las pruebas de funcionamiento, con señales adquiridas por el DAC (tarjeta de adquisición de datos) dichas señales fueron simuladas bajo condiciones deseadas para así observar el buen funcionamiento.

CAPITULO 1

VENTILADOR MECANICO

Gracias a los grandes avances de la ciencia especialmente en los mecanismos fisiopatológicos de la función respiratoria, la Ventilación Mecánica ha ido perfeccionando día a día, convirtiéndose en una alternativa terapéutica para toda persona que este padeciendo insuficiencia respiratoria. Todo Ventilador Mecánico tiene que brindar un perfecto equilibrio y control, ya que un defecto o falla que presente podría poner en serio riesgo la vida del paciente, en la figura 1 se muestra un Ventilador Mecánico o Respirador Mecánico:

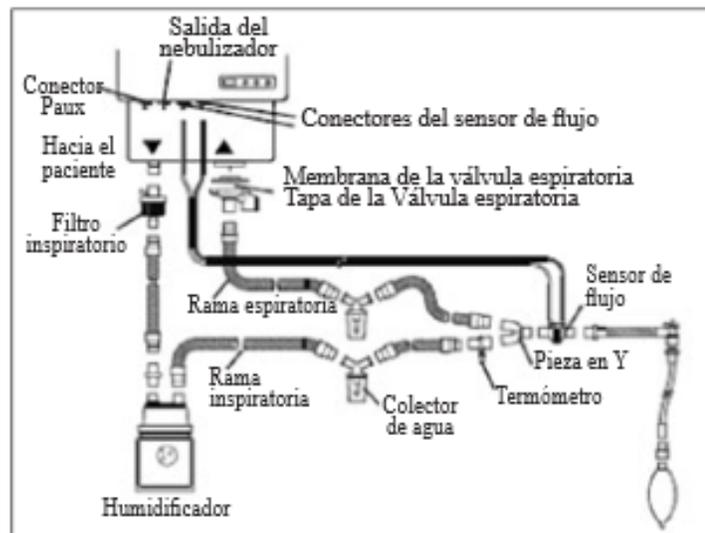


Figura 1: Ventilador Mecánico.

Fuente: GUTIÉRREZ MUÑOZ, Fernando. Ventilación Mecánica. Perú. Acta Med Per. 2011. 5/7/2013.

1.1. Definición

Es un aparato destinado a sustituir la ventilación normal que realizan los seres humanos cuando los objetivos fisiológicos no se cumplen, debido a que alguna parte del aparato respiratorio ha sido alterada o ha surgido alguna patología. Su función se basa en generar

una presión negativa alrededor del tórax o a su vez una presión positiva en las vías respiratorias (interior).

En los dos casos es igual, es decir, con la presión positiva o negativa se genera desplazamiento de gases ya sea de ingreso o de salida, esto debido al gradiente de presión que se genera entre la boca (ingreso/salida) y el alveolo. Es también considerado un dispositivo facilitador del intercambio de gases, sustituyendo el trabajo del aparato respiratorio ya que realiza las funciones de aspiración y expiración, para la oxigenación de la sangre y eliminación del dióxido de carbono.

1.2. Importancia

La Ventilación Mecánica puede ser parcial o temporal y continua, con el método invasivo y no invasivo. Para en caso de pacientes intubados el método es invasivo y además en cualquiera de los dos casos la técnica no es curativa, es decir, es solo paliativa.

1.2.1. Mejora la Ventilación Alveolar

Los síntomas que se presentan ante una falla en el aparato respiratorio son la apnea y la inminente parada respiratoria, por lo que principalmente se debe evaluar la actividad de hidrógenos en la sangre conocido como pH arterial y en algunos casos el nivel de la presión parcial de anhídrido carbónico PaCO₂ en la sangre arterial.

Ante una falla el objetivo principal es provocar una ventilación normal de los alveolos, pero en algunas situaciones es conveniente dotar de una mayor ventilación siempre y cuando sea controlada. Lo que se consigue con esto es mantener estable el nivel de la presión positiva espiratoria PEEP (*positive and expiratory pressure*).

1.2.2. Aumenta la Oxigenación Arterial

Ante un eminente déficit de oxigenación, la utilización de un Ventilador Mecánico es indispensable, ya que un cuerpo humano mal oxigenado empieza a dar problemas, es decir, el normal funcionamiento del cuerpo humano se ve alterado. La dosis puede ser suministrada vía mascarilla o endotraqueal, para así lograr una oxigenación arterial aceptable que necesita el paciente clínicamente.

1.2.3. Reducción del trabajo en la Musculatura Respiratoria

A causa de la alteración en el aparato respiratorio, lo que da como resultado un excesivo trabajo respiratorio debido al aumento de la resistencia en la vía aérea concerniente provocando enfermedades a fines. Con el uso del Ventilador Mecánico se brinda un relajamiento a los músculos del aparato respiratorio.

1.2.4. Regirse a indicaciones clínicas de la ventilación mecánica invasiva

Según fundamentos clínicos, la decisión de ventilar mecánicamente a un paciente se debe a signos y síntomas de dificultades respiratorias según tablas establecidas orientativas, y no por simples criterios de diagnóstico. Una tabla muestra las siguientes patologías:

- *“Depresión del nivel de conciencia: inquietud, agitación, confusión, coma.*
- *Trabajo respiratorio excesivo: disnea, taquipnea, uso de musculatura respiratoria accesoria.*
- *Fatiga muscular: asincrónica toracoabdominal, respiración paradójica.*
- *Signos de hipoxemia o hipercapnia: taquicardia, hipertensión arterial, cianosis, sudoración profusa.”*

Fuente: VALES, Salvador Benito. RAMOS GOMEZ, Luis A. Fundamentos de la Ventilación Mecánica. España. Marge Médica Books – Valencia. 2012. 1ª edición. 5/7/2013.

1.2.5. Elección de la modalidad ventilatoria (volumen o presión)

Los avances científicos para elegir un modo ventilatorio concreto no están definidos, por lo que se opta por brindar una total ventilación de forma que sea satisfecha en su totalidad. La finalidad de estos dos métodos es evitar o que sea mínimo el esfuerzo inspiratorio, sincronizándolo con el ventilador y con el transcurso del tiempo tratar de estabilizar al paciente en su acción inspiratoria normal.

Debido a las propiedades mecánicas del aparato respiratorio el volumen y la presión están íntimamente ligados, provocando que las diferencias sean mínimas al momento de utilizar una u otra técnica. Un punto importante a considerar es que la “*presión alveolar o meseta no exceda de 30 cm H₂O*”, de este modo se evitarían lesiones pulmonares.

Fuente: VALES, Salvador Benito. RAMOS GOMEZ, Luis A. Fundamentos de la Ventilación Mecánica. España. Marge Médica Books – Valencia. 2012. 1ª edición. 5/7/2013.

1.2.6. La sensibilidad(*trigger*)

Una de las partes más importantes de los Ventiladores Mecánicos es el nivel de sensibilidad o *trigger* con respecto a la respuesta al esfuerzo inspiratorio del paciente. Esta sensibilidad provocaría que el paciente realice la respiración que ese momento la puede hacer y el resto lo haría el ventilador, es decir, a medida que el paciente vaya mejorando su actividad respiratoria el ventilador menos se lo usara, también el tiempo de respuesta es muy importante, ya que si este es muy largo el esfuerzo del paciente será mayor, por lo que este tiempo debe ser lo más pequeño posible.

1.2.7. El Volumen minuto

Una de las formas de garantizar el bienestar del paciente es con el suministro de un correcto volumen minuto, siendo el producto del volumen estregado por el ventilador y la frecuencia respiratoria total. Se estima que la ventilación minuto debe ajustarse aproximadamente en 7 a 10 l/min, con el objeto principal de normalizar la actividad de

los hidrógenos pH más que conseguir una presión parcial de anhídrido carbónico PaCO₂ normal, sobre todo en los pacientes con hipercapnia crónica.

1.2.8. El Volumen circulante

Un parámetro muy importante a considerar es el peso corporal, ya es utilizado para calcular el volumen circulante inicial, pero también se debe considerar la condición del paciente debido a la variedad de patologías. Hay dos aspectos a tener en cuenta en el volumen circundante y son:

- Volumen compresible: es la cantidad de gas que se acumula en el circuito debido a que no todo el gas llega a los pulmones, se debe compensar esta acumulación para evitar problemas.
- Espacio muerto mecánico: este es un problema mecánico o instrumental del dispositivo, ya que produce una disminución de presión por el aumento de volumen en el dispositivo, este problema es más grave cuando se aplican pequeños volúmenes de gas al paciente.

1.3. Funcionamiento

Un correcto funcionamiento es aquel que controla todas las funciones del dispositivo mediante un controlador. Al referirnos al ciclado de un respirador nos enfocamos al cierre y apertura de las válvulas inspiratoria y espiratoria, debido que se programa para que la válvula respiratoria funcione de forma similar a la frecuencia respiratoria, por lo que nos referimos a una ventilación controlada. Para el caso que el paciente presente cierto esfuerzo por respirar, se puede realizar un programa el cual disminuya la presión del gas aplicado todo dependiendo del esfuerzo, este es el método asistido.

La velocidad del flujo del gas aplicado es regulada por la válvula de inspiración dependiendo de su apertura, la misma que está controlada por un circuito lógico, una vez

terminado el ciclo inspiratorio ya sea por presión o flujo deseado el programa designa un tiempo muerto donde las dos válvulas no actúan, luego de esto entra a funcionar la válvula espiratoria. El trabajo de la válvula espiratoria es el vaciado pulmonar garantizando que exista el mecanismo de presión positiva al final de la espiración PEEP, por lo que la válvula espiratoria se cierra al aplicarse un valor de PEEP prefijado evitando el vaciado total de los pulmones.

1.3.1. Humidificador

El humidificador es un elemento del Ventilador Mecánico que se encuentra en la parte de aplicación, es decir a la salida del aparato o al ingreso del paciente. Este es un elemento que sirve para aumentar la concentración de vapor de agua en el gas medicinal aplicado.

1.3.1.1. Tipos de humidificadores

Debido al gran enfoque que tiene la tecnología en este campo, en nuestro mercado podemos encontrar una gran variedad de humidificadores de diversas tecnologías y marcas con fortalezas en algunos aspectos y debilidades en otros, haciendo que la elección dependa de cada caso en la que el paciente se encuentre y en pocas veces la relación costo/prestación. A continuación se presentan las tecnologías más difundidas:

Humidificador Pasivo: basa su funcionamiento en atrapar la humedad que el paciente desecha al realizar la espiración, con lo que cuando realiza la inspiración aprovecha la humedad almacenada debido a que está construido de una membrana higroscópica tratada con cloruro de calcio. Es muy importante considerar que este tipo de humidificador es descartable por lo general un uso típico menor a 24 horas, debido a que envejece con el uso y aumenta la resistencia en la vía aérea, como podemos apreciar en la figura 2.



Figura 2: Humidificador Pasivo

Fuente: COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.]. 5/7/2013.

Humidificador de Fluido Dinámico: basa su funcionamiento en el principio de Bernoulli, debido a un flujo rápido de aire (jet) da como resultado una subpresión en la boca del capilar, es así que el agua es arrastrada por el jet y se genera una especie de aerosol. Por lo que habrán pequeñas partículas en tamaños de micrones que se evaporaran y las más grandes regresan al seno del líquido aumentando la concentración del vapor en el gas. El mismo resultado se obtendría al burbujear el gas en el interior del líquido como se puede apreciar en la figura 3:

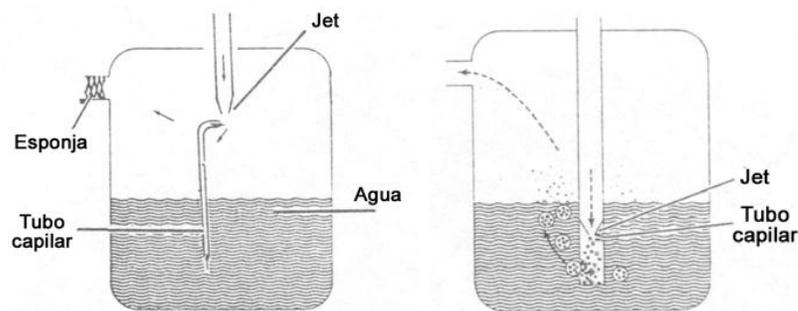


Figura 3: Humidificador de Fluido Dinámico

Fuente: COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.]. 5/7/2013.

Humidificador Ultrasónico: basa su funcionamiento en un oscilador electrónico a una frecuencia de 1,35 MHz, que se le aplica a un cristal piezoeléctrico a que vibre, con esto

se provoca el efecto de cavitación en el centro del líquido, como podemos apreciar en la figura 4:

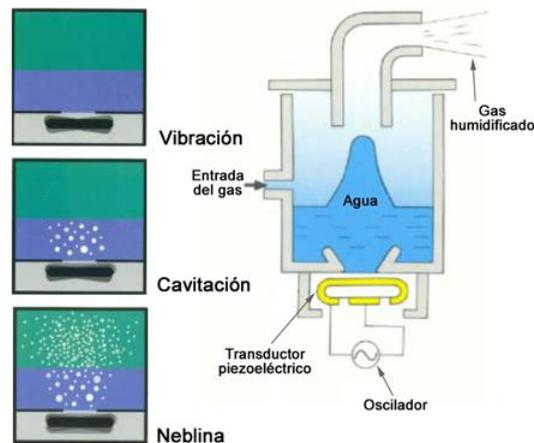


Figura 4: Humidificador Ultrasónico.

Fuente: COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.]. 5/7/2013.

Humidificador Combinado: basa su funcionamiento en mantener la constancia térmica y la humedad de saturación óptima ya que retiene la humedad y temperatura de un sistema pasivo, por lo que provee la cantidad de agua y calor necesarios para las condiciones alveolares, como podemos apreciar en la figura 5:

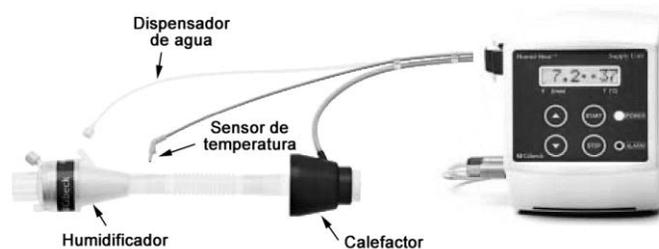


Figura 5: Humidificador Combinado.

Fuente: COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.]. 5/7/2013.

Humidificador Térmico: basa su funcionamiento en calentar el agua de un recipiente cerrado, con la condición de que el agua deber ser destilada de uso médico siendo obvio que se debe mantener las condiciones de higiene necesarias para evitar cualquier contaminación. Existen varias tipos de estos humidificadores, pero el idóneo es aquel que tiene el control de la mayor cantidad de variables posible y en especial de la temperatura de la vía aérea interna para así tener una temperatura constante, independiente de las variables asociadas, también es importante destacar que estos son capaces de evitar la condensación por el control de temperatura en el tubo que llega a la boca del paciente, como podemos apreciar en la figura 6:

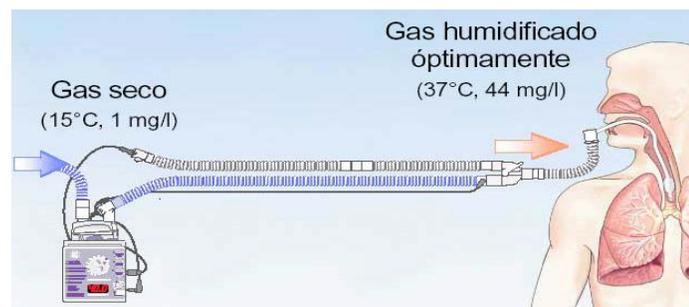


Figura 6: Humidificador Térmico.

Fuente: COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.]. 5/7/2013.

1.4. Riesgos y Parámetros de un Ventilador Mecánico

Los riesgos son inminentes cuando no se tienen claros los parámetros requeridos para una ventilación mecánica responsable que son los que se introducirán en el dispositivo, ya que en lugar de brindar las facilidades para la mejoría se provocarían efectos negativos en el paciente.

1.4.1. Ventilación

La ventilación en el cuerpo humano es la cantidad de oxígeno que ingresa a los pulmones y es intercambiado por dióxido de carbono para expulsarlo en un tiempo dado

con un valor de frecuencia requerido. Existen modos conocidos de ventilación que son las siguientes:

- Volumen Corriente: se debe respetar muy seriamente el rango de valores que se pueden aplicar, los valores van desde 5 ml/kg a 12 ml/kg. Se usan valores menores en casos extremos como alto riesgo de barotrauma y en algunos casos para evitar sobredistensión alveolar.
- Frecuencia Respiratoria: dependiendo de los pacientes se tienen valores que van de 8 ciclos/min a 15 ciclos/min, regulando entre estos valores para así mantener una deseada presión parcial de anhídrido carbónico PaCO₂.

EL producto de una mala ventilación es la hipertensión alveolar, cuando hay ventilación más de la necesaria para eliminar el dióxido de carbono CO₂ que es el producto del metabolismo tisular, es decir la demanda metabólica no es considerada. Por todo esto se tiene la siguiente causa de hiperventilación:

- Ansiedad: es encontrada en exámenes de gases arteriales en forma de alcalosis aguda.
- Lesiones del sistema nervioso central: son las que existen las neuronas de los centros respiratorios y son meningitis, encefalitis, hemorragia cerebral, traumatismo encéfalo craneano, etc.
- Hormonas y drogas: la respiración es estimulada por la epinefrina.
- Metabolismo aumentado: la hiperpnea es generalmente producida por la actividad metabólica.
- Hipoxemia: es cuando se produce hiperventilación en grado variable y tardío, lo que da como resultado un descenso aislado de la presión parcial de anhídrido carbónico PaCO₂.
- Acidosis metabólica: el mecanismo compensatorio al bajar la presión parcial de anhídrido carbónico PaCO₂ es producido por la hiperventilación alveolar.

- Aumento de reflejos propioceptivos pulmonares: irritación de la terminación nerviosa sensitiva conocido como los receptores J por infiltración del intersticio pulmonar.
- Hipotensión arterial: al aumentar la ventilación por estimulación de receptores de presión aórticos y carotídeos o cuando cae el flujo sanguíneo cerebral, con aumento local de la presión parcial de anhídrido carbónico PCO_2 bulbar.

1.4.2. Oxigenación

Es la cantidad de oxígeno que llega a la sangre y se la puede estimar por una fracción inspirada de oxígeno, la misma que permita una estabilidad en el presión parcial de anhídrido carbónico PaO_2 . Un valor mínimo que se debe tener en el PaO_2 es de 60 mmHg o lo que es lo mismo no se debe superar un valor de 0,6 en la frecuencia inspiratoria de oxígeno.

Ante todo lo expuesto y con deficiencias en la oxigenación normal, se presentan síntomas en el organismo como son el cansancio, la fatiga, la falta de coordinación, no tener concentración, desorientación, un aumento considerable en la frecuencia cardiaca que puede llegar a ser mayor a 100 latidos por minuto, además de lesiones en el sistema nervioso central a largo plazo.

1.4.3. Mecánica pulmonar

Esta íntimamente ligada con el tiempo, es decir el tiempo de inspiración con el tiempo de espiración, y se estima un valor de 1:2, pues la espiración es el doble que la inspiración. Esta relación tiende a cambiar según la patología que se presente ya que en algunos casos la espiración podría ser 3 y la inspiración 1 o también puede suceder lo contrario, es decir la inspiración 2 y la espiración 1, es así que se tiene que considerar los siguientes parámetros:

- Flujo inspiratorio: es la cantidad de aire que ingresa a los pulmones y se debe respetar los siguientes rangos que son de 40 l/min a 60 l/min.
- Presiones respiratorias: como es conocido la presión es la fuerza que se aplica en un área determinada, es este caso es la fuerza del aire en los alveolos más conocida como presión alveolar, la misma que debe estar por debajo de 30 cmH₂O que corresponde a una presión meseta menor de 35 cmH₂O y a su vez una presión pico menor de 45 cmH₂O.
- Límites de las alarmas: existen la de presión la de volumen y las técnicas. La de presión debe estar por encima del valor de la presión inspiratoria máxima, es decir en valores de 10 cmH₂O a 20 cmH₂O, la de volumen un 25% inferior y superior al volumen espirado por el paciente y las técnicas hacen referencia a la pérdida de energía y al fallo del suministro de gases, entre otras.

Cualquiera de los datos expuestos se vería alterado al existir una variación en la musculatura de los órganos involucrados en el aparato respiratorio, ya que el primer valor en variar sería la presión debido a que el volumen no sería el mismo, variando también el flujo inspiratorio entre los más importantes.

CAPITULO 2

EL APARATO RESPIRATORIO

Para un adecuado funcionamiento del cuerpo humano es indispensable una ventilación pulmonar manteniendo constantes las condiciones de intercambio en los alveolos provocada por el aparato respiratorio, dando como producto el intercambio gaseoso, es decir el aprovechamiento del oxígeno ingresado y el desalojo del dióxido de carbono.

Es importante manifestar que el aire existente en el ambiente no puede ser usado para el intercambio gaseoso en los alveolos tal y como se encuentra en la naturaleza, ya que se lo debe preparar al requerimiento que amerita la región alveolar, por lo que primeramente el aire debe ser filtrado, luego calentado y por ultimo humidificado, todo este trabajo lo realiza la nariz.

2.1. Definición

Todas las células del cuerpo humano consumen oxígeno para que exista el denominado proceso metabólico, es decir se obtiene energía y se libera el dióxido de carbono que es lo que el cuerpo no necesita o lo que queda al final de un proceso. El sistema respiratorio es el medio o la vía por donde se ingresa el oxígeno a la sangre, este proceso consta de tres partes que son:

- Ventilación Pulmonar: involucra el ingreso de aire a los pulmones y la expulsión del aire usado de los pulmones.
- Respiración Externa: es el intercambio de los gases entre los pulmones y la sangre.
- Respiración Interna: se produce cuando existe intercambio de gases entre las células de los tejidos y la sangre.

A este fenómeno de respiración se lo denomina o “*es un proceso involuntario y automático, en que se extrae el oxígeno del aire inspirado y se expulsan los gases de desecho con el aire espirado*”, como podemos observar en la figura 7, siendo importante mencionar que el organismo absorbe solo lo necesario.

Fuente: Especialización en Electromedicina. El sistema Respiratorio. Guayana. Universidad Nacional Experimental Politécnica Antonio José de Sucre. 1998. 5/7/2013.

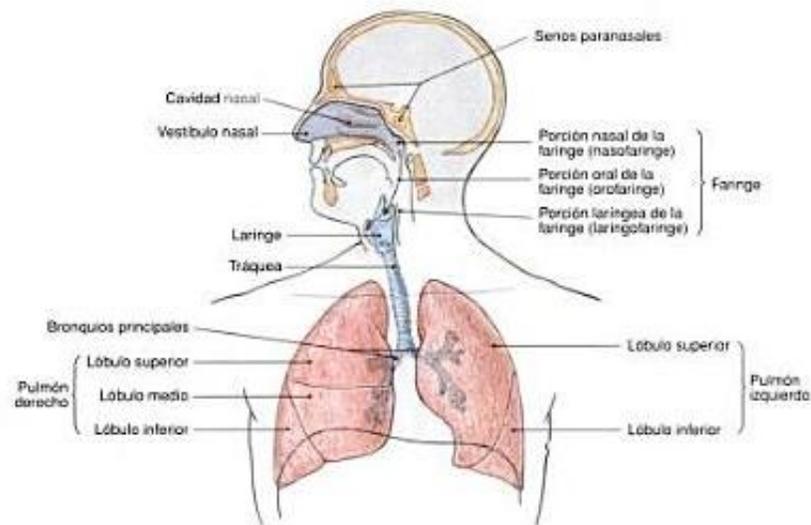


Figura 7: El Aparato Respiratorio.

Fuente: AGUR, M. R. DALLEY, Arthur F. Grant. Atlas de Anatomía. España. Editorial Médica Panamericana. 2007. 11ª edición. 5/7/2013.

2.2. La Nariz

Como ya se mencionó anteriormente el aire que llegue a los alveolos debe ser filtrado, calentado y humidificado trabajo que realiza la nariz en cuanto lo que debe hacer para el aparato respiratorio, pero además es un órgano de olfato y sirve para modificar los sonidos que emitimos, por lo que se divide en una porción externa e interna. La porción externa es la que consta de los dos orificios nasales, y la interna es una gran cavidad está ubicada sobre la boca, como se puede apreciar en la figura 8, a continuación se describe las tres funciones de nariz:

- Filtrar: es importante filtrar para así eliminar partículas extrañas peligrosas que puedan ingresar a las vías respiratorias.
- Humedecer: una correcta concentración de humedad evita que se reseque la mucosa.
- Calentar: este proceso es importante ya que el aire ingresado es puesto a temperaturas similares a la del cuerpo humano, evitando que el aire frío dañe la mucosa.

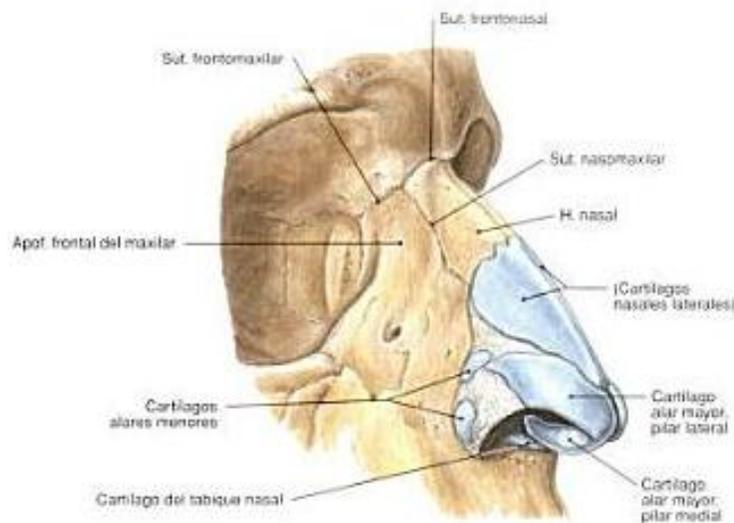


Figura 8: La nariz.

Fuente: AGUR, M. R. DALLEY, Arthur F. Grant. Atlas de Anatomía. España. Editorial Médica Panamericana. 2007. 11ª edición. 5/7/2013.

2.3. La Caja Torácica

La caja torácica es la encargada de albergar y proteger mecánicamente a muchos de los órganos y en especial a los que forman parte del aparato respiratorio. Los órganos que se benefician son el corazón, el bazo, el hígado y los pulmones entre los más importantes.

La pared torácica es un protector de órganos, está formada por huesos (vertebras, costillas y esternón) y los músculos, que tiene un funcionamiento muy importante en particular con respecto al aparato respiratorio permitiendo que los órganos realicen

adecuadamente sus funciones y movimientos, es decir que su volumen aumenta cuando sucede la inspiración y se contrae cuando sucede la espiración provocando que exista un equilibrio en el funcionamiento del cuerpo humano o a su vez impidiendo que aumente la presión interna o evitando el vacío que mucho daño haría al resto de órganos, como se puede apreciar en la figura 9.

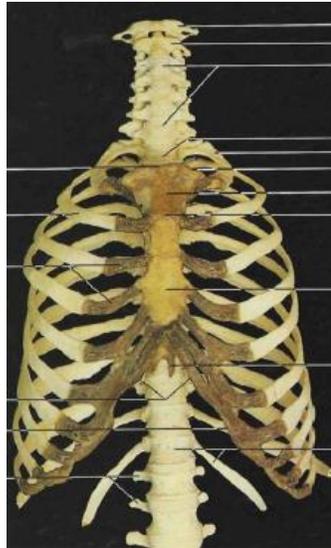


Figura 9: Caja Torácica.

Fuente: ROHEN, Joahannes W. YOKOCHI., Chihiro. LUTJEN-DRECOLL. Elke. Atlas de la Anatomía Humana. España. Mediterráneo. 2003. 5ª edición. 5/7/2013.

2.4. Los Pulmones

Son órganos en forma de dos bolsas esponjosas que tienden a expandirse por las contracciones diafragmáticas que suceden debido al aire que ingresa para depositarse en los alvéolos, para de esta forma regenerar las células sanguíneas por la difusión de oxígeno y dióxido de carbono. Además tienen una forma con tendencia cónica ubicados en la cavidad torácica con la particularidad que en el medio de los dos se encuentra el corazón y el mediastino.

Los pulmones se dividen en dos partes como se puede apreciar en la figura 10, es decir en una derecha con tres lóbulos y otra izquierda con dos lóbulos, por lo que la superficie media de cada mitad presenta una apertura denominada hilio a través de la cual pasan los

bronquios, nervios y vasos sanguíneos. Los bronquios continúan en subdivisiones menores que son los bronquiolos, los mismos que se ramifican en conductos alveolares que forman los sacos alveolares.



Figura 10: Los Pulmones.

Fuente: ROHEN, Joannes W. YOKOCHI, Chihiro. LUTJEN-DRECOLL. Elke. Atlas de la Anatomía Humana. España. Mediterráneo. 2003. 5ª edición. 5/7/2013.

Es así que la sangre pobre en oxígeno es bombeada a los pulmones desde el corazón de la arteria pulmonar debido a que esta se divide para llegar a cada pulmón. La pared membranosa es utilizada para difundir el dióxido de carbono de los alvéolos y recoge el oxígeno del aire, de esta manera se obtiene sangre regenerada la misma que es enviada a las metavénulas y vénulas que son tributarias de la vena pulmonar. Esta vena es la encargada de transportar la sangre regenerada al corazón para que este la bombee a todo el cuerpo.

La capacidad pulmonar está directamente relacionada con el aire corriente, aire complementario, aire de reserva, capacidad vital, aire residual, aire mínimo y capacidad pulmonar total, este último hace referencia a todo el aire que puede exhalarse de los pulmones. Cabe destacar que un ser humano nunca puede exhalar todo el aire de los pulmones debido a que se provocaría un colapso de los mismos, los bronquios y los bronquiolos.

Aproximadamente unos 4 litros de aire es la media que puede exhalarse, por lo que aproximadamente 1 litro de aire sería el aire residual que queda en los pulmones, sumando estos dos se tiene aproximadamente 5 litros de aire que sería la capacidad pulmonar.

Al aire inhalado se lo llama aire corriente siempre y cuando suceda en una respiración normal y la inhalación muy profunda es conocida como aire complementario, siendo algo menos de tres litros. Es importante destacar que los trastornos y enfermedades pulmonares como las provocadas por el tabaco, enfisema, bronquitis, neumonía y asma son las que reducen drásticamente la capacidad pulmonar.

El pulmón derecho es más grande que el izquierdo ya que este último cede cierto espacio para la ubicación del corazón. Por todo lo ya mencionado el pulmón tiene la función primordial de mantener presiones parciales de oxígeno y de bióxido de carbono en la sangre arterial.

2.4.1. Los Alvéolos

Están ubicados en el interior de los pulmones y son unos sacos en forma de un racimo de uvas que en su pared interna están recubiertos por un líquido blanco y pegajoso, en números abundantes de aproximadamente 300 millones de ellos en todo el aparato respiratorio. Estos son los encargados de realizar el intercambio de gases entre el O₂ y el CO₂, es así que el cuerpo humano puede ser abastecido del principal gas (oxígeno).

2.4.2.1. Ventilación Pulmonar

Sucede cuando los alveolos se llenan con aire proveniente del exterior al existir una inspiración y luego es expulsado al existir la espiración, basado en un juego de presiones y con la facilidad que presenta el pulmón por ser elástico para expandirse y contraerse.

Cuando sucede la inspiración los pulmones se expanden y existe una contracción de los músculos respiratorios, pero cuando sucede la expiración normal no se requiere de ningún esfuerzo ya que no precisa de ninguna contracción muscular debido a que la caja torácica recupera su estado de origen aumentando la presión en los pulmones y provocando que el volumen de los mismos disminuya a su posición inicial.

2.4.2.2. Volúmenes Pulmonares

Para que exista un proceso normal respiratorio los pulmones deben recibir alrededor de 500ml de aire y expulsar la misma cantidad, a esta cantidad de aire se lo llama volumen corriente, por lo que aproximadamente 150ml de aire permanecen en las vías externas e internas.

El volumen minuto respiratorio se calcula multiplicando el volumen del aire inspirado por el número de inspiraciones por minuto, debido a una media de respiración de 12 veces por minuto, se puede decir que el volumen minuto respiratorio está alrededor de 6000ml/min.

El volumen de reserva inspiratorio sucede cuando hacemos un esfuerzo e inhalamos más de lo que se hace en una inspiración normal y cuando realizamos un esfuerzo extra para exhalar más aire de lo normal se lo denomina volumen de reserva espiratorio. Así se haga el máximo esfuerzo para espirar siempre queda un pequeño volumen que rodea el 1200ml conocido como volumen residual.

La capacidad inspiratoria es calculada mediante la suma de del volumen corriente y el volumen de reserva inspiratorio, por lo que se tiene un volumen aproximado de 3600ml, por lo que la suma de el volumen residual y el volumen de reserva es la capacidad residual funcional y tiene un volumen aproximado de 2400ml.

2.4.2.3. Mecánica de la Ventilación Pulmonar

Como ya se mencionó cuando sucede la inhalación el aire proviene de la atmosfera e ingresa por la nariz donde es modificado según lo requiere el aparato respiratorio, para luego fluir por la tráquea, bronquios, bronquiolos y alvéolos. Ahora sucede lo contrario en cuanto a la dirección de flujo del gas (exhalación), por lo que los gases alveolares usan la misma vía pero en dirección contraria, con cambios durante la gradiente de presión que se presenta y son: presión, resistencia al flujo de aire y elasticidad pulmonar.

- Presión: esta aumenta o disminuye dependiendo de la contracción o relajación de la caja torácica, ya que provoca que aumente o disminuya el volumen pulmonar.
- Resistencia al Flujo de Aire: esta cambia al variar el diámetro de los bronquios, su resistencia aumenta cuando el diámetro tiende a disminuir ya que modifica la velocidad del flujo de aire.
- Elasticidad Pulmonar: esta depende del tejido de los pulmones y especialmente la tensión superficial que presentan los alvéolos.

Las patologías aparecen cuando se alteran una de las características mencionadas. Al aumentar la presión se afecta al resto de órganos debido a los volúmenes necesarios para la respiración, en muchos casos no se llega a los volúmenes necesario debido a la poca relajación de la caja torácica por lo que se tiene un mayor presión y volúmenes menores provocando una pobre respiración.

Cuando se realiza un esfuerzo extra para inspirar con un mayor tiempo de lo normal se hace referencia a la resistencia de los bronquiolos, debido a que el diámetro de los mismos han disminuido, por lo que a menor diámetro mayor resistencia para un mismo flujo. La complacencia pulmonar es muy importante para una correcta ventilación, esta es afectada cuando la elasticidad pulmonar esta alterada, por lo que si la elasticidad no facilita que exista un volumen pulmonar necesario no existirá una buena ventilación.

CAPITULO 3

VARIABLES DEL HUMIDIFICADOR

Se utiliza un contenedor que contiene oxígeno puro para mezclarlo con el aire, dicha mezcla será controlada por válvulas de presión para de esta manera obtener una mezcla con una mayor concentración de oxígeno que es lo que se requiere. Es importante señalar que esta mezcla tal y como se presenta es inutilizable por las condiciones fisiológicas del aparato respiratorio, también la mezcla podría ser de otro tipo como anestesia. Gracias a la mezcla de oxígeno y aire que ingresara al humidificador lo que queda es aumentar la concentración de humedad y temperatura del gas a condiciones fisiológicas, con lo que las variables a controlar están entorno a la temperatura en varias zonas del humidificador.

Es muy conocido que el aire es una mezcla de gases que constituyen la atmosfera que nos rodea, por lo que se estima en porciones ligeramente variables de nitrógeno, oxígeno y un pequeño porcentaje de otras sustancias como, ozono, dióxido de carbono, hidrogeno y gases nobles (kriptón y argón), sin dejar de considerar que este aire tiene un porcentaje de vapor de agua, es así que se estiman los siguientes valores:

- Nitrógeno: 78%
- Oxígeno: 21%
- Ozono, Dióxido de Carbono, Hidrogeno, Gases Nobles: 1%

3.1. Definición

Un Humidificador es una parte muy importante de los ventiladores mecánicos ya que además de ser un elemento sencillo, su función principal es de aumentar el porcentaje de humedad del gas que será administrado al paciente. Se basa en un contenedor construido

de tal manera que no afecte las condiciones normales del líquido con el cual será llenado, es decir que sea principalmente hermético y libre de formar óxidos al permanecer en contacto con el líquido. Es imprescindible aclarar que un material usado para construirlo como hierro o materiales a fines forman gran cantidad de óxidos al estar expuestos a la humedad y además de ser buenos conductores de térmicos por lo que cambios de temperatura ambiente afectarían a la temperatura interior, por lo que este material o materiales a fines no son recomendados. El líquido utilizado es el agua destilada de uso médico que tendrá un aumento de temperatura considerable para provocar la humedad deseada.

3.2. Importancia

En muy importante una correcta mezcla de los gases, pero es vital variar las condiciones en la que las mezcla se presenta, sustituyendo la función de la nariz anteriormente mencionada, es decir que la mezcla mencionada debe ser muy semejante al aire que pasa por la nariz.

Es trascendental mencionar que un paciente el cual es asistido con oxígeno y la terapia es por la nariz no es necesario controlar variables de un humidificador, ya que la nariz haría este trabajo. Pero cuando se tiene un paciente al cual se encuentra con intubación endotraqueal (método invasivo), el funcionamiento y control del humidificador es muy importante, por lo que el paciente depende de este control, es así que el contenido de la humedad del gas se debe incrementar a 100% de humedad relativa a la temperatura corporal.

3.3. Variables a Medir

Una vez determinado los parámetros que se deben considerar para seleccionar el material con el cual debe estar construido el contenedor o envase, se procede a

determinar las variables que se deben controlar, por lo que al tener una mayor cantidad de variables a medir y monitores da como resultado un mejor control, y estas son:

- Partiendo desde el recipiente o envase, la variable a controlar es la temperatura del recipiente. Es importante mencionar que el rizado de variación de temperatura en este punto debe ser lo más pequeño posible.
- Un parámetro muy importante a monitorear es la temperatura del gas medicinal que ingresa al paciente, este será un parámetro muy significativo para comparar con la temperatura ambiente y mediante algún dispositivo eliminar la condensación tan dañina que se mencionó en capítulos anteriores.
- En la parte exterior tubo de transporte del gas al paciente, se coloca la niquelina que calienta a temperatura mayor a la del gas, para así producir la condensación en el exterior del tubo, dicha temperatura es constantemente monitoreada.
- Otro parámetro a considerar es la temperatura ambiente, ya que las variaciones bruscas podrían influir en la temperatura interna donde se encuentra el gas.
- También es importante monitorear el valor de la temperatura de ingreso del gas al humidificador.

3.3.1. Elemento para medir la Temperatura

Hay una gran variedad de elementos en el mercado para medir la temperatura en cuanto a valores eléctricamente medibles, es decir que ante una variación térmica existe una variación eléctrica, por lo que se debe considerar aspectos como precisión, linealidad, rangos, robustez, etc.

3.3.2. LM35

Existen algunos tipos de encapsulados y su funcionamiento se basa en un voltaje de alimentación con un voltaje de salida proporcional a la temperatura a la cual está expuesto. Con su definición en inglés *“The LM35 series are precision integrated-circuit*

LM35 temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (centigrade) temperature”, que quiere decir, la serie del LM35 son circuitos integrados de precisión, los mismos que dan un voltaje de salida linealmente proporcional a los grados centígrados de temperatura, por estas características este elemento es ideal para el control de temperatura que se pretende. Es importante recalcar que este tipo de sensor no requiere de ninguna calibración externa para brindar un rango de variación de $\pm 1/4^{\circ}\text{C}$ entre el rango permitido para medir y de $\pm 3/4^{\circ}\text{C}$ sobre los límites establecidos de medición.

Fuente: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS005516.PDF>. 10/2/2013

Una característica muy importante a considerar es que la impedancia de salida es muy baja con una salida lineal y una precisa calibración, además necesita de una fácil conexión y alimentación, ya que por ejemplo uno de ellos tiene dos pines para la alimentación y un pin de salida que es el que se usara para la medición, asimismo tiene una alta impedancia de ingreso por lo que su consumo es muy bajo teniendo como resultado un bajo calentamiento y poca pérdida de energía por el efecto joule.

El más común de los LM35 tiene un rango de operación de 205°C , pero estos valores podrían variar dependiendo del tipo de elemento, además está construido en un empaquetado hermético y de diferente encapsulado que su uso dependerá de la aplicación, como podemos apreciar en la figura 11:

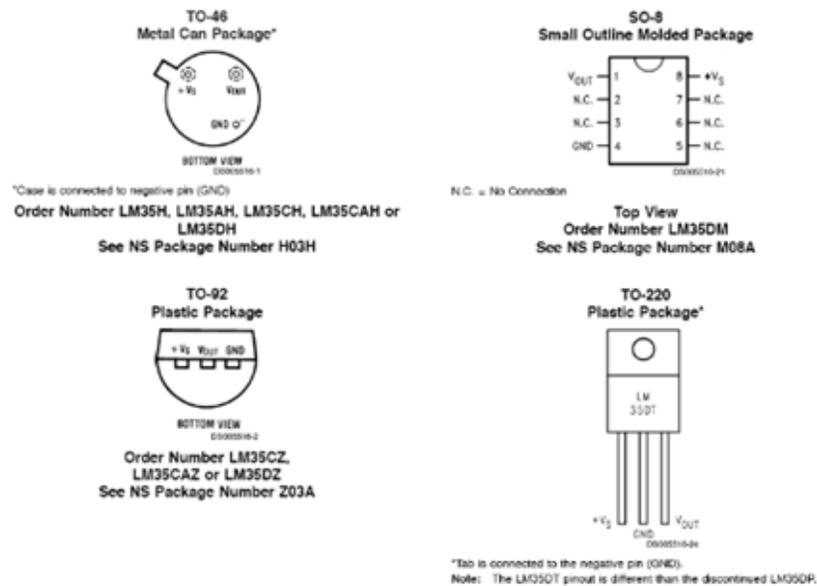


Figura 11: Encapsulados Del LM35.

Fuente: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS005516.PDF>. 10/2/2133.

Características

- Calibración directa en grados centígrados
- Factor de escala lineal de $+10.0\text{mV}/^\circ\text{C}$
- Garantía de precisión de 0.5°C (a $+25^\circ\text{C}$)
- Relación completa de rango de -55°C a $+150^\circ\text{C}$
- Apropiado para aplicaciones remotas
- Costo considerablemente bajo
- Voltajes de operación desde 4 a 30 volts
- Corriente de consumo menos de $60\mu\text{A}$
- Bajo calentamiento espontaneo de $0,08^\circ\text{C}$ en presencia con el aire
- No linealidad de solo $\pm 1/4^\circ\text{C}$ como valor típico
- Salida de baja impedancia de $0,1\Omega$ por 1 mA de carga

Las variables de temperatura que son adquiridas del elemento mencionado ingresan a una tarjeta de adquisición de datos, particularmente como señales analógicas para así ser

monitoreadas y realizar la toma de decisiones necesarias para el control del resto de variables.

3.4. Variables a Controlar

Un humidificador térmico es un dispositivo al cual se le adhiere agua pura, para calentarla a un valor deseado y así provocar la humedad requerida, es decir que al tener un contenedor con agua lo único que se debe hacer es calentar usando un elemento resistivo que es el encargado de aumentar la temperatura, el tiempo de calentamiento dependerá de la potencia de la resistencia calefactora, siendo importante esclarecer que si esta es de gran potencia el efecto de histéresis será considerable debido a la disminución de tiempo para calentar a una temperatura deseada.

3.4.1. Elemento Resistivo (Calefactor)

El elemento resistivo para calentar es la niquelina, la misma que está compuesta principalmente de níquel con otras aleaciones. El níquel de símbolo Ni con un número atómico 28 es un metal de gran dureza, maleable, dúctil, buen conductor de la electricidad y especialmente resistente a la acción del óxido.

Como todo elemento resistivo su valor dependerá de factores como longitud, sección y el coeficiente resistivo. Es así que si tenemos diferentes elementos resistivos con los mismos valores de longitud y sección pero con diferentes valores de coeficientes resistivos el valor de resistencia de cada uno será diferente y simplemente el que tenga un valor más alto de coeficiente resistivo dará un valor más alto de resistencia.

Ahora si se varía el valor de longitud teniendo fijos los valores del coeficiente y sección el valor de la resistencia final variara también, por lo que a mayor longitud mayor valor de resistencia final. Si se mantiene constante el valor de la longitud y el mismo valor de

coeficiente lo que queda por variar es el valor de la sección, por lo que si disminuye la sección aumenta el valor final de la resistencia.

3.4.1.1. Potencia estimada de la Niquelina para el envase

Como ya se mencionó una niquelina con potencia elevada no es recomendable por la histéresis que puede presentar, pero en el caso de que se tiene un valor muy bajo de potencia quizá no se efectiva al momento de calentar e igualmente se produciría histéresis, por lo que se recomienda un valor medio estimado en unos 300W a una alimentación de 110VCA.

También se deben considerar aspectos económicos ya que por un valor alto de potencia el histéresis presentado aumenta con lo que existe un desperdicio de energía. Aplicando la ley de ohm se tiene una corriente de aproximadamente 2,72A, corriente a considerar al momento de determinar el elemento que controle a esta niquelina.

3.4.1.2. Potencia estimada de la Niquelina para el tubo que llega al paciente

Esta niquelina es la encargada de eliminar la condensación, por lo que debe estar cubierta para de alguna manera aislarla del ambiente al cual está el respirador, esto para evitar desperdicio de energía, es decir su funcionamiento es intermitente con un ciclo de prendido lo más pequeño posible.

Igualmente se estima una niquelina de 300W que será alimentada con 110VCA, que da como resultado un consumo de 2,72A que se debe considerar para determinar el elemento de control.

3.4.2. Elementos de control para las Niquelinas

Las señales de control provienen del DAC (tarjeta de adquisición de datos) por lo que las señales de salida son de 5VCC con un bajo nivel de corriente, debido a esto se debe tener una etapa de amplificación y aislación. Amplificación para no forzarle al DAC y aislación para mantener separas las etapas de control y potencia.

En cuanto a la amplificación de potencia lo que se pretende es con una señal de bajo voltaje y muy baja corriente de salida controlar cargas de alta potencia que en este caso son las niquelinas, por lo que se usa un semiconductor llamado TRIAC. Un aspecto importante a considerar es el aislamiento entre el circuito de potencia y el circuito de control, el mismo que se lo hace con un tipo de aislamiento óptico.

3.4.2.1. El Opto-Triac

Es un dispositivo que se divide en dos etapas que son la de ingreso y la de salida. En la etapa de ingreso se conecta la etapa de control que es de muy baja potencia, es decir que según el voltaje de salida un *led* interno del Opto-Triac iluminara, la segunda etapa consta de un Triac que es disparado por la luz generada en el diodo, es decir que el *gate* de disparo funciona a luz. A partir de esta etapa se puede conectar un Triac de potencia, en la figura 12 se muestra la imagen de un Opto-Triac:

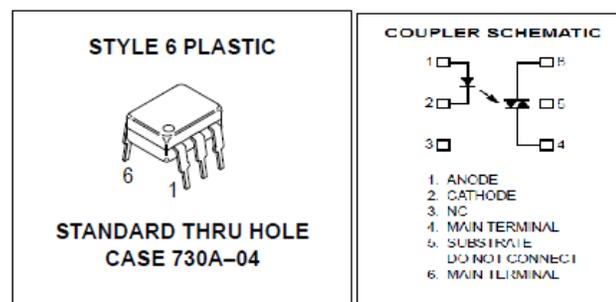


Figura 12: Opto-Triac.

Fuente: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/MOC3010.pdf>. 10/2/2013

3.4.2.2. El Triac

Debido a que técnicamente está formado por dos SCR, este es un semiconductor que tiene tres terminales que son el *gate*, mt1 y mt2. Es utilizado para controlar el flujo de corriente que va a la carga en corriente alterna, como se puede apreciar en la figura 13. Dependiendo de la forma de disparo que se lo haga al *gate* este puede ser bloqueado invirtiendo la polaridad de la tensión de disparo en cualesquiera de los dos tramos de conducción, es decir en la conducción del ciclo positivo o en la conducción del ciclo negativo.

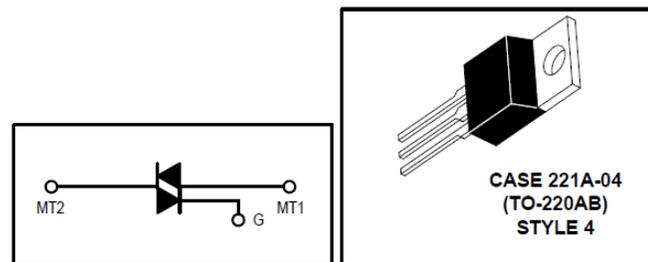


Figura 13: El Triac.

Fuente: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/MAC228.pdf>. 10/2/2013

En el caso de que se usa Opto-Triac para dispararlo no se puede bloquear en un lapso de conducción de 180° , por lo que una vez disparado hay que esperar que se acabe el ciclo. Es importante aclarar que se puede disparar por ángulos de funcionamiento, por lo que si se quiere que funcione todo un ciclo, es decir con toda la potencia posible, se lo debe disparar al inicio del ciclo, pero cuando se quiere un funcionamiento a baja potencia se debe disparar al final del ciclo de funcionamiento.

El voltaje máximo de funcionamiento es muy importante considerar ya que si se supera el voltaje establecido por el fabricante, este dispositivo es averiado. Para el funcionamiento a 110VCA se debe tener presente que es un voltaje eficaz, entonces se lo debe pasar a voltaje pico para saber qué tipo de Triac utilizar. Realizando los cálculos necesarios se obtiene un voltaje pico de 155,586Vp, que es el que se usa para determinar

el Triac a usar. Tomando el valor pico de voltaje se estima un que el Triac debe tener un voltaje máximo que se lo pueda aplicar de 200V, esto debido a las variaciones en la red que podrían presentarse.

CAPITULO 4

CONTROL Y MONITOREO DEL HUMIDIFICADOR

Anteriormente se estableció la variable a controlar que es la temperatura en algunos puntos del humidificador, también se propuso la forma de medir dicha variable por valores de tensión analógicos, de esta manera se tomarían decisiones para mantener funcionando dispositivos calefactores acorde al programa. Un circuito de control basa su funcionamiento en establecer las condiciones de salida independientemente de las variaciones de ingreso, es decir que todos los cambios o todo el trabajo lo haría el circuito lógico.

Por lo que al adquirir señales de ingreso que pasan al circuito lógico y de ahí se enlaza con el circuito de salida se tiene etapas entrelazadas, ya que el circuito lógico es el encargado de aumentar o disminuir la temperatura de salida ya sea energizando o des energizando el elemento calefactor, según los datos de ingreso y salida.

El control de un proceso se lo puede hacer por varias lógicas binarias, es decir podría ser construido por simples compuertas lógicas, con microcontroladores, con tarjetas de adquisición de datos, etc. Para la realización de esta control se utiliza una tarjeta de adquisición de datos debido a lo práctico y funcional que resulta, además de ser controlada por la plataforma de programación *Labview*. Una tarjeta que tiene interfaz con esta plataforma de programación es la *HYTEK*.

Los controles de procesos tienen un aspecto adicional muy importante que le da un valor agregado por demás preponderante que es la visualización de las variables controladas. Una plataforma de programación que es muy funcional es *Labview* por todas las prestaciones en cuanto a la lógica de programación y visualización.

4.1. Diagrama Esquemático

Para definir el funcionamiento completo del control del humidificador se utiliza el diagrama esquemático, es decir las relaciones entre bloques con una representación gráfica. En el bloque de ingreso se encuentran las señales a medir (la temperatura ambiente, temperatura del gas al ingresar al humidificador, temperatura del humidificador, temperatura del gas que ingresa al paciente y temperatura en el exterior de la manguera que llega al paciente), las mismas que provienen de elementos como el LM35.

Las señales provenientes del LM35 ingresan a los pines analógicos de la tarjeta de adquisición de datos DAC (*data card acquisition*) y esta a su vez tiene conexión con una computadora, es aquí donde se realiza la lógica de control, específicamente en la plataforma de programación *Labview*.

La plataforma de programación *labview* luego de la lógica de control da señales de salida, las mismas que se están disponibles en los puertos de salida del DAC, estas señales deben ser amplificadas a valores reales para controlar cargas de potencia considerable. Luego de un aislamiento óptico, esta amplificación de potencia se lo realiza con tiristores como se mencionó en capítulos anteriores, es así que podemos apreciar en la figura 14 el diagrama de bloques expuesto.

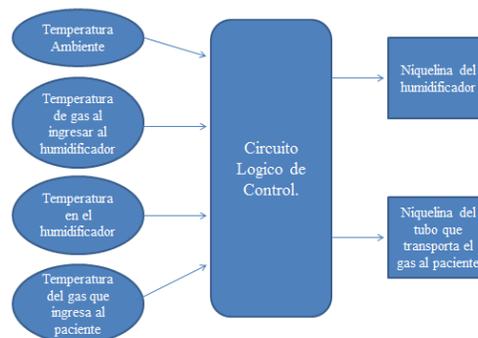


Figura 14: Diagrama Esquemático.

4.2. Hytek (iUSBDAQ – U120816)

La tarjeta de adquisición de datos *Hytek (iUSBDAQ – U120816)* es un elemento que tiene conexión a *Labview* vía USB. Es usada para adquirir datos y procesarlos en *Labview*, además de servir como enlace de salida de datos de *Labview* para diferentes actuadores.

Es una tarjeta de adquisición de datos que proporciona ocho entradas analógicas de 12 bits de resolución, para el control del humidificador se utilizaran cinco entradas analógicas (AI0, AI1, AI2, AI3, AI4). También consta de 16 pines digitales de ingreso/salida, de los cuales se utilizan dos como salidas digitales (DIO 1, DIO2) para el control de las niquelinas.

Debido a que esta tarjeta de adquisición de datos no es diseñada por la *National Instruments* no se puede usar las herramientas de *labview* para leer y dar señales de salida, por lo que se utiliza una librería de enlace dinámico DLL (Dynamic Link Library) donde se encuentran las funciones o recursos para leer y dar señales de salida desde *Labview*, con lo que el resto de funciones se usan normalmente.

4.3. Diagrama de Bloques

Es el que sirve para el conexionado de las diferentes funciones que se utilizan para la programación, es decir que se puede obtener diferentes funciones y ponerlas en el diagrama pero el programa no hará nada mientras no se realice el respectivo cableado. Es importante mencionar que ante errores de cableado siempre aparecen mensajes de error indicándonos el problema.

4.3.1. Acondicionamiento de la señal Adquirida

La tarjeta de adquisición de datos usada es apta para recibir valores de voltaje que pueden variar desde 0V a 4,096V. Por lo que no se debe ingresar valores negativos ni valores superiores al mencionado. Según los datos de catálogo del lm35 se obtiene 10mV por cada grado centígrado, con una escala de medida de -55°C a 150°C teniendo un rango total de grados a medir de 205°C , por lo que se tiene un valor de 0V a una temperatura de -55°C y 2,05V a una temperatura de 150°C , es decir varía de 0V a 2,05V.

Al realizar las operaciones matemáticas para tener valores en grados centígrados, el valor leído se lo multiplica por 100 debido a la configuración usada, como se puede apreciar en la figura 15, este proceso se repite para los cinco canales de medida. Por ejemplo en el caso que tenemos una temperatura media de 150°C el voltaje de salida del LM35 es $10\text{mV} \times 150^{\circ}\text{C} = 1.5\text{V}$, ahora este voltaje ingresa al canal analógico de la tarjeta de adquisición de datos y para dar un valor en $^{\circ}\text{C}$ se multiplica por 100 teniendo un valor de 150°C , en el caso de que se mide 20°C se tiene un voltaje del LM35 de $10\text{mV} \times 20^{\circ}\text{C} = 0,2\text{V}$ y luego se multiplica por cien y se tiene como resultado 20°C .

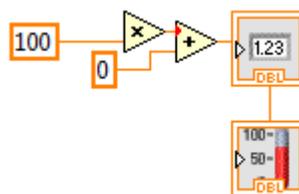


Figura 15: Temperatura en $^{\circ}\text{C}$.

4.3.2. Set point de la temperatura en el Humidificador

El canal AI2 nos da la medida de temperatura en el humidificador, esta temperatura es constantemente comparada con un valor de *set point*, por lo que la temperatura del

Humidificador no puede estar a valores lejanos del *set point*, por lo que es necesario tener un sistema de alarmas.

Para realizar este control se utiliza un *formula node*, la misma tiene dos ingresos, el ingreso de x es el valor de la temperatura medida y el valor de y corresponde al *set point*. Para la salida se tiene la variable S la misma que se le asigna como un entero de 8 bits, como se puede apreciar en la figura 16. Según la lógica del programa en la *formula node* cuando x es menor o igual a y s vale 1, es decir calienta o esta prendida la niquelina caso contrario s vale 0 y la niquelina está apagada.

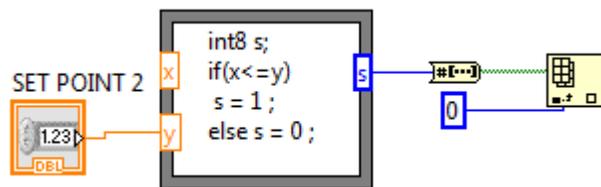


Figura 16: *Formula node*.

4.3.3. Control de la temperatura del tubo (Interior y Exterior)

Al tener un control en la temperatura del tubo que llega al paciente, se evita la condensación mencionada en capítulos anteriores. Esto se evita cuando la temperatura del exterior de la manguera es mayor o igual a la del interior, por lo que se utiliza un simple comparador el cual da como resultado un valor de *true* o *false*, es decir cuando está en *true* la niquelina del tubo se enciende caso contrario se apaga.

4.3.4. Grafica de las señales

Aparte de tener termómetros de medición es importante tener las gráficas de las señales para así poder observar la histéresis de variación, ya que el valor de la histéresis tiene que ser lo más pequeño posible. Simplemente se une las dos señales con un *merge signal*

functions y la salida de esta se conecta con un *wave form chart* para la visualización, como se observa en la figura 17.

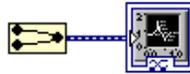


Figura 17: Visualización de señales.

4.3.5. Alarmas

Debido a la importancia del correcto funcionamiento del control del Humidificador se incorporó alarmas, las mismas que provocan un mensaje cuando las condiciones de alarma se cumplen. Simplemente se utiliza un *case structure* controlado booleanamente con las condiciones de visible y no, de este modo aparece y desaparece en el *wave form chart* donde se visualizan las gráficas, como se puede apreciar en la figura 18.

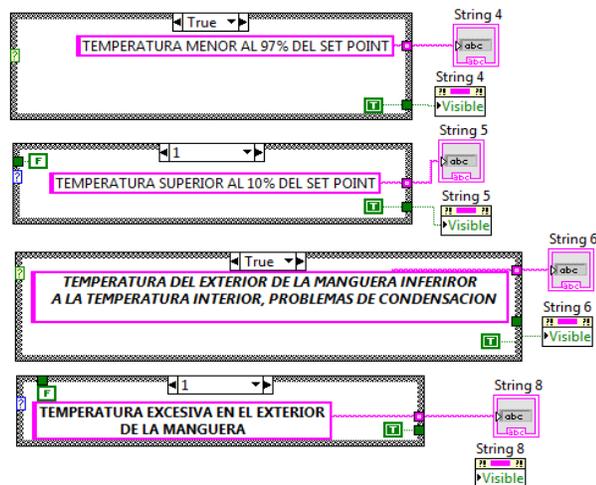


Figura 18: Mensajes de las alarmas.

La primer alarma hace relación a la temperatura del humidificador, es decir si esta es menor al 97 % del *set point*, la segunda se refiere a la temperatura cuando esta empieza a ser mayor del 10% del *set point* a causa de diferentes circunstancias, por ende se procede a desconectar o apagar la niquelina, la tercer alarma hace relación a la temperatura

exterior de la manguera que llega al paciente con relación a la temperatura del gas que circula por la misma y la última pertenece a la niquelina que calienta el exterior de la manguera por lo que si esta empieza a calentarse por encima de valores establecidos la alarma aparece y además desconecta la niquelina.

4.4. Interruptor Térmico

Ante posibles fallas en los dispositivos electrónicos de medición de temperatura se optó por ubicar en el contenedor un interruptor térmico, el mismo que es un respaldo de funcionamiento ante posibles fallas. Este tipo de elementos son calibrados con precisión, para este proyecto la calibración debe estar acorde a la temperatura del *set point*, obviamente que este dispositivo debe activarse ante un porcentaje por encima del *set point*.

Existen configuraciones de disco bimetálico de aleación rápida, de establecimiento lento y ruptura lenta. Cuando existe movimiento del contacto bimetálico se aprovecha las distintas relaciones de expansión de dos metales fundidos, es decir que se consigue una acción de la lámina ante una temperatura superior a la calibrada.

4.5. Panel Frontal

El panel frontal es usado para arrancar el programa y hacer cambios de control en el mismo, es decir que el usuario puede interactuar en cuanto a la adquisición de datos o datos de salida en tiempo real. Cada control en el panel frontal tiene un terminal en el diagrama de bloques, por lo que al ejecutarse un programa los valores de los controles fluyen a través del diagrama de bloques.

El panel de control propuesto para el control del humidificador consta de dos *wave form chart*, en la parte superior se grafica el *set point* y la temperatura medida en el envase, en

la parte inferior se mide la temperatura del gas que ingresa al paciente y la temperatura en el exterior de la manguera.

Además en la parte inferior izquierda se ubican cinco termómetros, los mismos que miden las temperaturas que se muestran en las gráficas, además de la temperatura ambiente y temperatura del gas que ingresa al contenedor. En la parte inferior de cada termómetro existe un marcador numérico para contrastar o verificar la medida de los termómetros.

En la parte superior existen dos señales luminosas que indican si las niquelinas están encendidas o apagadas. También en la parte superior izquierda se ubican los controles de *set point*, del rango de variación máximo del voltaje analógico a medir y el botón de *pare*, como se puede apreciar en la figura 19.

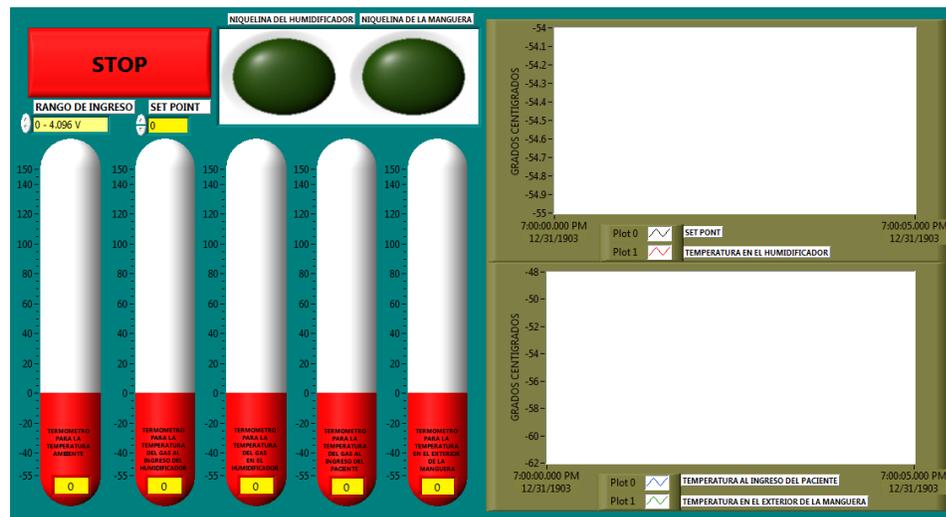


Figura 19: Panel Frontal.

4.6. Pruebas de funcionamiento

En las pruebas de funcionamiento se presentan las distintas etapas del programa en ejecución, es decir se indica las temperaturas, condiciones de alarma presentes y demás. Como primer programa de funcionamiento se tiene la lectura de temperaturas con un *set*

point de 37°C como se puede apreciar en la figura 20. Por cuestiones de visibilidad la escala de los termómetros esta cambiada, además se puede apreciar que las niuelinas están prendidas debido a que está en proceso de calentamiento.

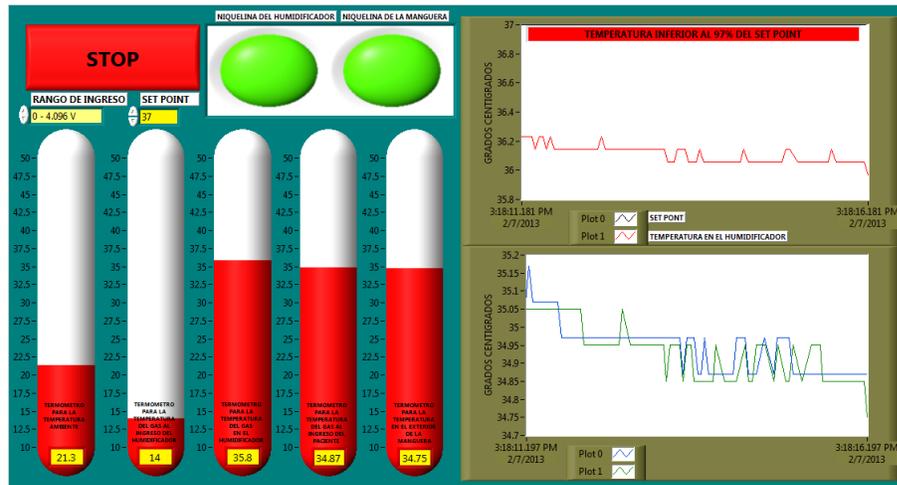


Figura 20: Lectura de temperaturas.

Un aspecto muy importante a tener en cuenta son las alarmas que en este caso tienen un cartel en rojo, es decir una de ellas es por tener una temperatura en el contenedor inferior al 97% del *set point*. Otra alarma que tiene un cartel rojo es de la temperatura exterior de la manguera ya que esta alarma nos indica problemas de condensación, como podemos ver en la figura 21.

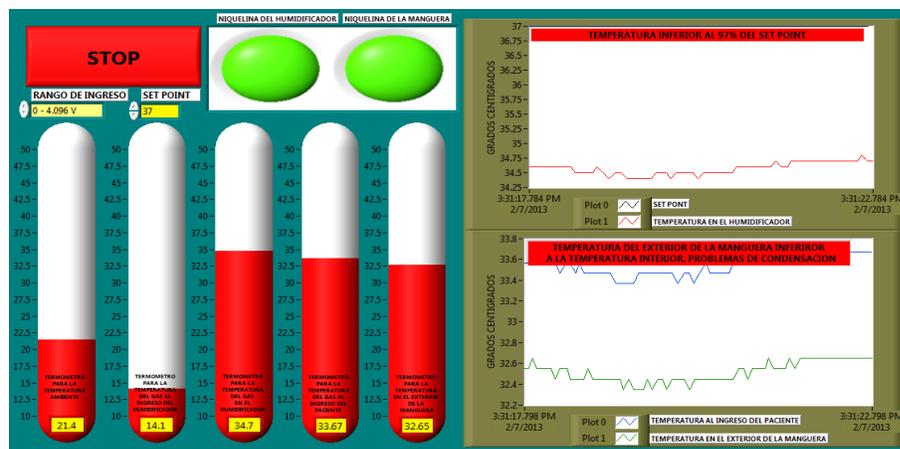


Figura 21: Alarmas de cartel rojo.

Otro tipo de alarmas muy importante de alarmas son las de cartel amarillo, por ejemplo una de ellas nos indica que la temperatura del contenedor es superior al 4% del *set point*, podría presentarse por diferentes causas provocando una pérdida de energía por tal razón se des energizan las niquelinas. La otra corresponde a la temperatura exterior de la manguera que llega al paciente, también provocaría una pérdida de energía y además del peligro que representa estar energizada sin tener que hacerlo por lo que es des energizada, como se puede apreciar en la figura 22.

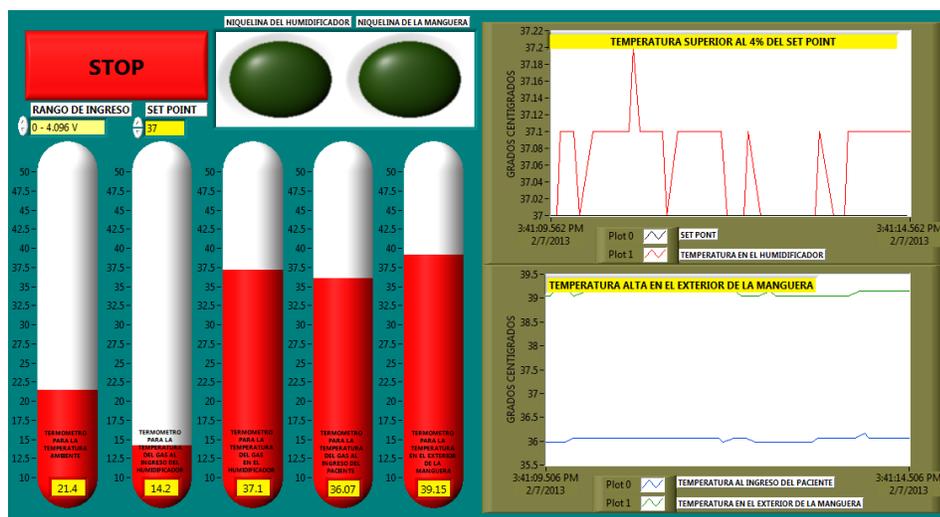


Figura 22: Alarmas de cartel amarillo.

Para poder apreciar la histéresis que se provoca al calentar el contenedor se cambió la escala para una mejor apreciación. Cabe destacar que esta histéresis tiene un rango de variación de más o menos $\pm 1.4^{\circ}\text{C}$ y esta variación depende de la conducción térmica del contenedor, como se puede apreciar en la figura 23.

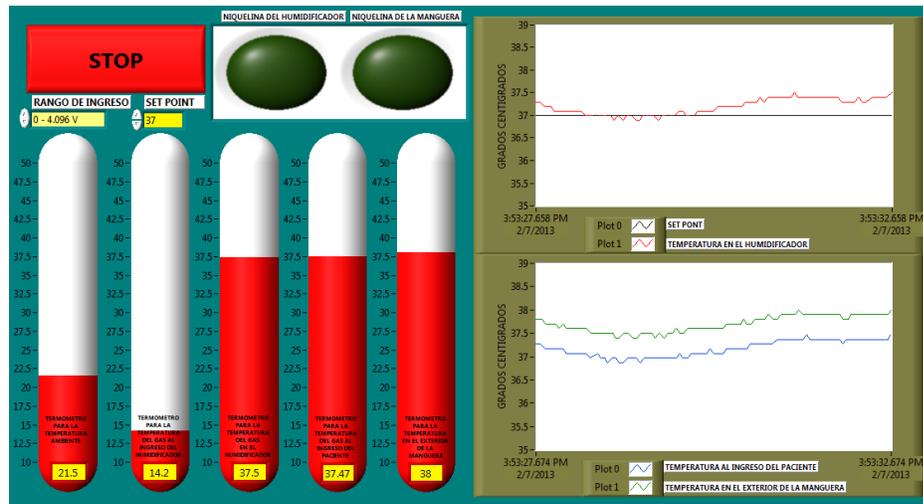


Figura 23: Graficas de Histéresis.

Como se señaló en capítulos anteriores la variación de la temperatura en el envase o la histéresis que se presente son muy importantes debido a factores como el tiempo que demora en distribuirse al calor en todo el envase y por el tipo de niquelina. Es así que la decisión que se tome en cuanto a que tipo de niquelina usar es definitorio al momento de visualizar la histéresis y llegar al control deseado.

CONCLUSIONES

Una vez estudiado el funcionamiento de los Ventiladores Mecánicos y la fisiología del Aparato Respiratorio, lo que queda es hacer un correcto uso de los mismos evitando problemas patológicos que podría presentarse en el Aparato Respiratorio. Entre los aspectos más importantes a tener en cuenta es el del humidificador debido al control propuesto en esta monografía.

Al utilizar una tarjeta de adquisición de datos existe la posibilidad de expandir el número de variables a controlar y lectura de datos analógicos, ya que la tarjeta utilizada tiene varias entradas analógicas que no están utilizadas, del mismo modo las salidas. Esto es muy ventajoso debido a que el monitoreo y control de variables se puede ampliar según las características de la tarjeta *hytek*, simplemente modificando la programación en *labview*.

La histéresis producida en relación al *set point* es de aproximadamente $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$, dicha variación depende de factores como el tiempo que se necesita para que se distribuya la temperatura en el líquido y además de la potencia de la niquelina ya que a más potencia más inercia, por lo que un valor medio de potencia es el aconsejable.

Ante posibles fallos en elementos electrónicos para la medición de temperatura, se utiliza un interruptor de lámina térmica, que sirve de respaldo ante situaciones fortuitas, por lo que las posibilidades de tener temperaturas relativamente altas en el humidificador disminuyen.

RECOMENDACIONES

Ante la necesidad de disminuir el valor de la histéresis, se puede utilizar un control PID (proporcional integral derivativo) para el control de temperatura que brinda la niquelina en el envase y así se puede mantener la temperatura a valores fijados en el *set point*, sin que existan variaciones considerables.

Al utilizar un mayor número de sensores para medir la temperatura del líquido en el envase nos da la posibilidad de disminuir la histéresis expuesta. Es decir que con pequeñas modificaciones en el programa al incorporar estos sensores, se obtendría lo expuesto.

Es importante utilizar envases herméticos, tanto para evitar contaminación del líquido y además impedir la conducción térmica, ya que la temperatura ambiente siempre será menor a la del líquido.

Al utilizar una niquelina en el exterior del tubo que llega al paciente, se recomienda utilizar algún tipo de aislamiento térmico para de este modo mantener la temperatura en el exterior del tubo y evitar el desperdicio de energía.

Como la DAQ (tarjeta de adquisición de datos) tiene entradas analógicas sin ser ocupadas y ante cierta libertad en cuanto a modificar el programa en *labview*, se recomienda utilizar un sensor de oxígeno al ingreso del gas en el envase, de este modo se puede medir la pureza del mismo.

También se puede utilizar un sensor para medir la humedad del gas que llega al paciente, ubicándolo en el extremo de la manguera donde sale el gas y tener una monitorización de la misma.

BIBLIOGRAFIA

- AGUR, M. R. DALLEY, Arthur F. Grant. Atlas de Anatomía. España. Editorial Médica Panamericana. 2007. 11ª edición.
- COHEN, Alberto. Introducción a la Física de Ventilación Mecánica. Argentina. Universidad Nacional de General San Martín. [s.a.].
- ESTRELLA REGALADO, Luis Miguel. LEGARDA LEON, Jorge Andrés. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA VARIACIÓN DE HUMEDAD Y TEMPERATURA DENTRO DE UN AMBIENTE CERRADO PARA LA REALIZACIÓN DE PRÁCTICAS EN EL LABORATORIO DE AUTOMATIZACION INDUSTRIAL DEL DECEM. Ecuador. Escuela Politécnica del Ejército. 2010.
- Especialización en Electromedicina. El sistema Respiratorio. Guayana. Universidad Nacional Experimental Politécnica Antonio José de Sucre. 1998.
- GUTIÉRREZ MUÑOZ, Fernando. Ventilación Mecánica. Perú. Acta Med Per. 2011.
- LATARJET, Michael. RUIZ LIZARD, Alfredo. Anatomía Humana. Argentina. Editorial Médica Panamericana. 2008. 4ª edición.
- LEACH, Richard M. WARD, Jane. WARD, Jeremy P.T. The Respiratory System at a Glance. England. Wiley-Blackwell. 2011.
- NET CASTEL, Benito S. Ventilación Mecánica. Springer-Verlag Ibérica. 1998.
- ROHEN, Johannes W. YOKOCHI, Chihiro. LUTJEN-DRECOLL, Elke. Atlas de la Anatomía Humana. España. Mediterráneo. 2003. 5ª edición.
- VALES, Salvador Benito. RAMOS GOMEZ, Luis A. Fundamentos de la Ventilación Mecánica. España. Marge Médica Books – Valencia. 2012. 1ª edición.
- WEST, John B. Fisiopatología Pulmonar. Argentina. Médica Panamericana. 2004. 6ª edición.

Definición del LM35.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS005516.PDF>

Encapsulados del LM35.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS005516.PDF>

Imagen del encapsulado del Opto-Triac.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/MOC3010.pdf>

Imagen del Triac.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/MAC228.pdf>.

