

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



DESARROLLO DE UN SISTEMA CONTROLADOR DE MEZCLA DE AIRE Y
OXÍGENO PARA EL PROYECTO CPAP NEONATAL

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico

Presentado por:
RAÚL DARÍO CHIPANA QUISPE

Lima - Perú
2008

RESUMEN

El sistema de control de mezcla de aire y oxígeno fue desarrollado como parte del proyecto CPAP Neonatal por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS). El CPAP Neonatal es un equipo médico para recién nacidos prematuros con problemas de síndrome deficiencia respiratoria (SDR). El CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*) brinda aire enriquecido con oxígeno, presurizado humidificado y temperado los cuales deben ser controlados a voluntad del médico. La carencia del control de oxígeno podría causar ceguera parcial o total al recién nacido.

El sistema de mezcla fue implementado en un micro controlador ATmega162, y dos módulos basados en un micro controlador ATmega8 para la adquisición de datos. Los sensores de flujo másico registran las cantidades en litros por minuto de aire y oxígeno. Para regular el paso del oxígeno adaptamos mecánicamente un motor con un restrictor de flujo. Para regular el flujo de aire se utiliza un micro compresor controlado mediante una onda PWM. Para fijar los valores de programación y registrar el comportamiento de cada flujo se usó el puerto serial de una computadora.

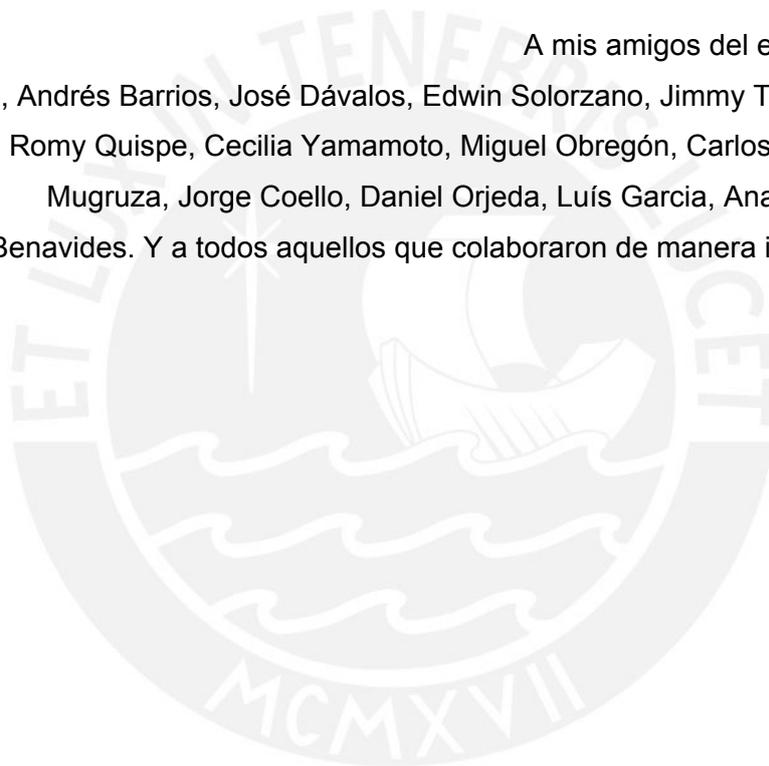
Especiales agradecimientos

A mis padres, Ana María y Darío,
A mis hermanas, Elena, Ana y Nori
Por brindarme la confianza y el apoyo en las decisiones más importantes.

A Bruno Castellón.

A mi Asesor, José Dávalos.

A mis amigos del equipo Gidems:
Bruno, Andrés Barrios, José Dávalos, Edwin Solorzano, Jimmy Tarrillo, Eduardo
Ajito, Romy Quispe, Cecilia Yamamoto, Miguel Obregón, Carlos Albino, Carlos
Mugruza, Jorge Coello, Daniel Orjeda, Luís García, Ana Moreno, Mica
Benavides. Y a todos aquellos que colaboraron de manera indirecta con el
proyecto.



INDICE

Introducción	1
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
1.1 Planteamiento Del Problema	4
1.2 Objetivos Generales	6
1.3 Objetivos Especificos.....	6
2 ANTECEDENTES	7
2.1 Estado Del Arte.....	9
2.2 Marco Conceptual.....	11
2.2.1 Cpap Neonatal.....	11
2.2.2 Control de la mezcla de aire y oxígeno	11
2.2.3 Sensor de Flujo	11
2.2.4 Actuadores para el Mezclador.....	12
2.2.5 Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas	12
3 DISEÑO DEL MEZCLADOR.....	14
3.1.1 Requerimientos de hardware de medición	15
3.1.2 Requerimientos del software controlador	16
3.2 Sistema neumático	17
3.2.1 Componentes Neumáticos	19
3.3 Diagrama esquemático del proyecto Cpap Neonatal	24
3.3.1 Control electrónico.....	27
3.3.2 Módulo de adquisición de flujo	29
3.4 Algoritmo general de control de mezcla.....	39
3.4.1 Función inicialización general.....	40
3.4.2 Función Valores por defecto.....	40
3.4.3 Función retardo	40
3.4.4 Función Obtener valores de flujo.....	41
3.4.5 Función Control de Aire (FCA)	41
3.4.6 Función Control del Oxígeno (FCO).....	42
3.4.7 Función Nuevos Valores Programados (FNVP).....	43
3.4.8 Servicio de interrupción (SI)	46
3.5 Algoritmo de adquisición de flujo	48
3.5.1 Función Adquisición del Valor ADC (FAVadc)	49
3.5.2 Función Cálculo de Flujo (FCF).....	49
3.5.3 Función Transferencia de Datos vía SPI (FTDspi).....	50

3.5.4 Función Mostrar Flujo vía LDC (FMFlcd)	50
4 IMPLEMENTACION DEL MEZCLADOR.....	51
4.1 Resultados de calibración.....	55
4.2 Interfaz de ensayos	57
4.2.1 Pruebas de control de mezcla	59
4.2.2 Primera prueba.....	62
4.2.3 Segunda prueba:.....	63
4.2.4 Tercera prueba:.....	64
4.2.5 Cuarta prueba:.....	65
5 RESULTADOS.....	66
5.1 Conclusiones de las pruebas.....	68
Conclusiones.....	69
Recomendaciones	70
Bibliografía	70



Introducción

La intención de este documento es dar a conocer parte del diseño e implementación del proyecto "Prototipo de Cpap Neonatal para proporcionar mezcla de aire oxígeno en las vías aéreas de los recién nacidos con deficiencias respiratorias" proyecto que ha sido financiado por CONCYTEC¹. El proyecto es desarrollado por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos Y Sistemas (GIDEMS) en las instalaciones del Laboratorio de Desarrollo de Proyectos de la Sección de Electricidad y Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

El CPAP² es un equipo para el soporte respiratorio en pacientes neonatales y pediátricos. Es usado para la administración de presión positiva nasal continua de las vías respiratorias en pacientes pretérminos o prematuros. Permite la estabilidad y control de Presión, Flujo de aire y oxígeno, Humedad y Temperatura, a través de una cánula NCPAP convencional.

El sistema cuenta con un control electrónico para la manipulación deseada del flujo de aire y del flujo de oxígeno, la programación de tales parámetros y los antes mencionados se realiza en el tablero de mando.

¹ Concejo Nacional de ciencia y tecnología

² *Continuous Positive Airway Pressure*. Presión constante de aire positivo

El proyecto inicia en enero del 2006 con la dirección del Magister Bruno Castellón Lévano y la participación: Magister José Dávalos Pinto, Ing. Edwin Solórzano Rosales, Lic. Eduardo Ajito Lam, Ing. Andrés Barrios Montalvo, Ing. Jimmy Tarrillo Olano, Ing Romy Quispe Salcedo, Ing Carlos Albino Rivera, Miguel Obregón Nuñez, Cecilia Yamamoto Noguchi y el autor de la tesis. La constancia y el esfuerzo nos permitieron ganar el “IX Concurso Nacional de Inventores 2006” organizado por el Instituto Nacional de Defensa de la Competencia y de la Propiedad Intelectual – INDECOPI. Realizado el lunes 20 de noviembre de 2006.



De izquierda a derecha: Bruno, Raúl, Eduardo, Jimmy, Cecilia, Romy, Andrés, Miguel, Edwin.



1.1 Planteamiento Del Problema

Durante el proceso de nacimiento tanto la madre como el neonato experimentan muchos cambios físicos y emocionales.

El recién nacido debe llevar a cabo muchos ajustes físicos a la vida fuera del cuerpo de la madre. El estar fuera del útero significa que ya no puede depender de la circulación y la placenta de la madre para las funciones importante de vida que llevaba. Para entrar un poco en detalle, antes del nacimiento la respiración, la alimentación, y la protección inmunológica provenían de la madre. Pero cuando llega el momento, muchos de sus aparatos y sistemas del cuerpo cambian dramáticamente del modo en que funcionaban durante la vida fetal [2]. Por ejemplo:

- Los pulmones deben inhalar aire.
- La circulación cardiaca y pulmonar cambia.
- El aparato digestivo debe comenzar a procesar alimentos y excretar los desechos.
- El hígado y el sistema inmune deben comenzar a funcionar independientemente.

En su conjunto, el cuerpo del bebé debe funcionar de forma completamente nueva. A veces un bebé puede tener dificultades y más aun si se trata de un bebé prematuro ya que aun no está completamente desarrollado. Los problemas relacionados con el sistema respiratorio son el SDR³ e indirectamente la Fibroplasia retrolental o retinopatía del prematuro.

El CPAP Neonatal asiste al recién nacido en la respiración las primeras horas de nacido. El equipo tiene la posibilidad de entregar aire enriquecido con oxígeno debido a que los bebés con problemas pulmonares o cardíacos pueden necesitar un incremento en las cantidades de oxígeno. [11]

Los bebés que reciben oxígeno por medio de la campana de oxígeno⁴ pueden resfriarse si la temperatura no es lo suficientemente caliente.

³ Síndrome deficiencia respiratoria

⁴ Es un domo o caja plástica con oxígeno caliente y humidificado en su interior. Esta campana se utiliza para los bebés que pueden respirar por sí solos, pero que aún necesitan oxígeno adicional.

Algunas veces, la campana de oxígeno o la cánula nasal pueden no suministrar el suficiente oxígeno al bebé. La mayoría (más no todas) de las cánulas nasales utilizan oxígeno fresco y seco. A tasas de flujo más altas, esto puede llevar a una irritación de la parte interna de la nariz ocasionando agrietamiento de la piel, sangrado o tapones mucosos en la nariz, lo cual puede aumentar el riesgo de infección.

Por otro lado, si las células del cuerpo reciben muy poco oxígeno, se disminuye la producción de energía, y con muy poca energía, es probable que las células no funcionen adecuadamente y mueran. Es posible que el bebé no crezca en forma apropiada y hay un riesgo de lesión en muchos de los órganos que se están desarrollando, incluyendo el cerebro y el corazón [11].

Demasiado oxígeno también puede ocasionar lesiones pulmonares. Además, bajo ciertas condiciones, la presencia de demasiado oxígeno en la sangre puede llevar a que se presenten problemas a nivel cerebral y ocular. El personal de enfermería y los médicos deben tratar de balancear la cantidad de oxígeno necesario con el fin de minimizar los riesgos de que se administre demasiado o muy poco a los bebés [11].

La retinopatía es un trastorno del desarrollo de los vasos sanguíneos retinales, El uso excesivo de oxígeno para tratar a los bebés prematuros estimula el crecimiento anormal de los vasos retinales pudiendo causar ceguera.

1.2 Objetivos Generales

Desarrollar un Sistema Controlador de Mezcla de Aire y Oxígeno para el Proyecto Cpap Neonatal

1.3 Objetivos Especificos

- Desarrollar las tarjetas de adquisición de datos para el flujo másico basado en el procesador Atmega8L.
- Desarrollar el software de las tarjetas de adquisición.
- Desarrollar el software controlador de los actuadores y el manejo de la adquisición de datos.





El contenido de este capítulo intenta dar a conocer las técnicas o modelos de mezcla y los conceptos necesarios para el proyecto. Entonces, los antecedentes se presentan como un preámbulo del diseño e implementación del proyecto.

2.1 Estado Del Arte

En la actualidad existen varios métodos de control de flujo usando distintos actuadores y sensores, por ejemplo: existe un tipo de control con un sistema micro electrónico que trabaja con micro válvulas ubicadas en una superficie mecánica. El flujo que atraviesa las micro-válvulas es directamente proporcional al número de micro válvulas abiertas, y esto permite una alta precisión al sistema de control. El rango de flujo de aire es de 150ml/min para una presión diferencial de 10Kpa. Las micro válvulas funcionan aplicando un voltaje entre un micro diafragma y un sustrato de 0.5 μ m de espesor. Se desarrolla una fuerza electroestática causando que el diafragma deflacte hacia el sustrato. Aplicando un voltaje intermedio, el diafragma se torna en equilibrio entre la fuerza electrostática y la fuerza mecánica del diafragma de tal manera que se logre una posición intermedia [12]. Este primer modelo implica trabajar con micro válvulas que aun están en estudio y resultaría demasiado complicado en el corto tiempo para nuestro proyecto.

Otro método encontrado señala que para un control de flujo se requiere principalmente tres componentes, un medidor de flujo, una válvula de control para regular el flujo y un controlador. El control daría la señal apropiada para el manejo de la válvula dependiendo de la diferencia de la medida del flujo y el flujo deseado. Lo que proponen Atmanand y Konnur es eliminar el medidor de flujo del lazo de control. Para eliminar el medidor de flujo es necesario relacionar la diferencia de presión que atraviesa la válvula, la presión estática, la temperatura en línea, el factor de expansión y compresión del gas junto al peso específico y también conocer la posición de apertura de la válvula. Desde luego que para obtener estos parámetros se requiere de los respectivos transductores y un software de control especializado [13]. Esto implica usar

demasiados componentes de medición y un controlador complejo con la finalidad de controlar el flujo evitando un sensor de flujo. En cuanto a costo no es muy conveniente y a mas componentes mayor probabilidad de fallas.

Otro método de control desarrollado por Aik Chong Lua es basado en una válvula solenoide proporcional usado para un soporte de ventilación mecánica, frecuentemente requerida para pacientes que sufren de insuficiencia respiratoria. Ellos consideraron tomar en cuenta la inhalación y exhalación en cada respiración, controlando el flujo y la presión. El sistema propuesto incluye una válvula solenoide MYPE- 5- M5- 010B FESTO, esta válvula puede controlar el flujo continuamente y proporcionalmente al voltaje analógico de entrada. Usando un voltaje de 5 a 10Vdc el flujo se incrementa de 0 lpm al máximo. Para medir el flujo de inhalación y exhalación se usa un neumotacógrafo 4700A Hans Rudolph, la señal del flujo es enviado a la computadora vía una tarjeta de adquisición PCI 20428W Intelligent Instrumentation Inc. La presión de aire es medido por un transductor DP15 – 30 Validyne. El programa de control de lazo cerrado PID es el Visual Designer (Intelligent Instrumentation Inc.) [1].

De los tres métodos vistos ninguno propone usar un motor de 12Vdc para manejar una válvula de apertura y dos de los métodos proponen usar válvulas solenoides para un menor tiempo de respuesta. En nuestro caso el tiempo de respuesta no es prioridad. La prioridad es garantizar el correcto funcionamiento del mezclador.

2.2 Marco Conceptual

2.2.1 Cpap Neonatal

Es un equipo médico para cuidados intensivos de los recién nacidos prematuros con insuficiencia respiratoria (SDR) en las primeras horas de nacido. Las siglas CPAP vienen de Continuous Positive Airway Pressure, presión positiva constante en la vía aérea.

El CPAP suministra aire presurizado en las vías aéreas del recién nacido debido a los problemas de insuficiencia respiratoria. El aire debe contener una concentración mayor a 21% hasta el 100% de oxígeno, por lo tanto, el aire suministrado debe ser mezclado con oxígeno para poder incrementar la concentración. El CPAP Neonatal propuesto tiene la ventaja de atemperar la mezcla de aire y oxígeno, humidificar y presurizar. De no ser temperado podría causar resequedad de los conductos nasales.

2.2.2 Control de la mezcla de aire y oxígeno

El control de mezcla de aire y oxígeno consta de distintos dispositivos, como las válvulas de control, sensores de flujo y un controlador [13]. Los controladores más usados por la industria alimenticia y otras son los PLC, micro controlador o microprocesador y trabajan de forma sincronizada en un lazo cerrado. El sistema de control sigue una serie de secuencias para manejar automáticamente los actuadores o válvulas electromecánicas en función de las variables registradas por los sensores. En este caso las variables de control son los flujos de aire y de oxígeno. Estas variables facilitarán el cálculo de la concentración del oxígeno en el flujo de la mezcla.

2.2.3 Sensor de Flujo

Los sensores miden el flujo másico de los gases usando varios métodos. Uno de los métodos es midiendo la presión diferencial (en los extremos del ducto por donde atraviesa el gas), junto a la viscosidad del gas y el diámetro del ducto. En otro caso, se usa una resistencia que produce un incremento de temperatura interna y el efecto refrescante del flujo es electrónicamente evaluado. El principio de la medición calorimétrica es el motivo por el cual dicho sensor funciona sin desgaste y sin necesidad de mantenimiento. Los sensores

entregan distintos tipos de unidades de flujos, pero el más indicado para este proyecto es el LPM (litros por minuto). El sensor de flujo es el dispositivo clave para este sistema

2.2.4 Actuadores para el Mezclador

Los actuadores relacionados con la mezcla de gases son muy usados en la industria, las válvulas proporcionales limitan o regulan el paso de líquidos o gases mediante una pieza móvil. La válvula automática de control generalmente constituye el último elemento en un lazo de control instalado en la línea de proceso y se comporta como un orificio cuya sección de paso varía continuamente con la finalidad de controlar un caudal.

Debido a las diferentes aplicaciones, no puede haber una válvula universal, por tanto, para satisfacer los cambiantes requisitos de la industria se han creado innumerables diseños y variantes, conforme se han desarrollado nuevos materiales. Los tipos de válvulas recaen en categorías como: válvulas de compuerta, válvulas de globo, válvulas de bola, válvulas de mariposa, válvulas de apriete, válvulas de diafragma, válvulas de retención y válvulas de desahogo (alivio), entre otras categorías.

2.2.5 Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas

La Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas asume características de la Burbuja Artificial Neonatal en cuanto a: asepsia, ambiente humidificado, temperatura uniforme y bajo ruido, creando de esta manera una nueva patente para la Pontificia Universidad Católica del Perú.

La Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas controla:

Presión, temperatura y cantidad de oxígeno del flujo de aire que se le administra directamente a las fosas nasales de los recién nacidos;

El recién nacido atendido se encuentra en el interior de una cápsula desechable que brinda un habitáculo humidificado, estéril, de bajo ruido y temperatura constante por estar contenido en el interior de un anillo térmico.

Ver figura 1.

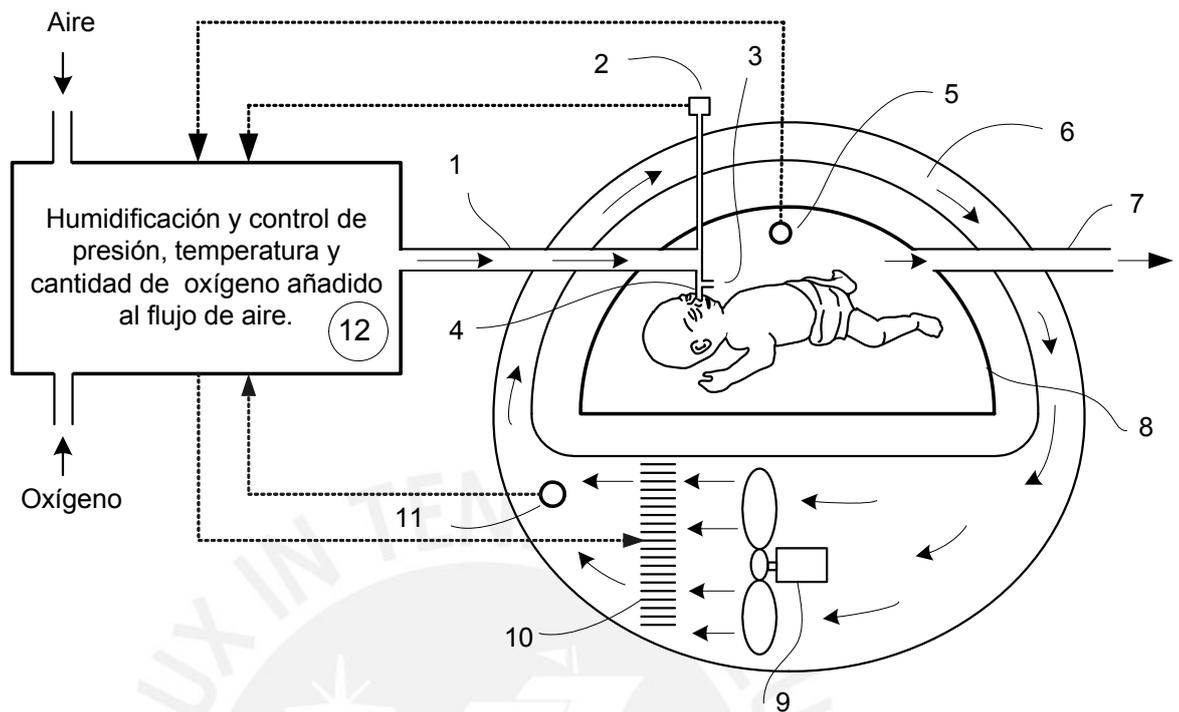


Figura 1. Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas: 1) Conducto proximal, 2) Sensor de presión, 3) Orificio de alivio, 4) Cánula nasal, 5) Sensor de temperatura capsular, 6) Anillo térmico, 7) Conducto de salida, 8) Cápsula neonatal, 9) Ventilador, 10) Calefactor, 11) Sensor de temperatura del anillo térmico, y, 12) Circuito neumático medio.

Cumpliendo con las mismas características de la Burbuja Artificial Neonatal (patente de invención N° EP1380276), el sistema está compuesto por dos subsistemas:

A. Circuito Cerrado de Aire Temperado

Encargado de conservar y mantener uniforme la temperatura en la cúpula externa mediante un calefactor y un ventilador que genera un flujo. Además, tiene la capacidad de conservar energía calorífica por lo que permite ahorrar energía eléctrica. Este circuito no está en contacto con el neonato, lo cual permite instalar filtros acústicos para reducir el ruido.

B. Circuito ventilatorio continuo

Conjunto de dispositivos neumáticos conectados para ventilar al neonato con un flujo continuo de aire filtrado, oxigenado, temperado y humedecido. La cantidad de gas es regulada según los requerimientos de cada neonato. Esto permite utilizar menor cantidad de oxígeno y darle un mayor tiempo de vida a los filtros bacterianos. El sistema utiliza una cápsula interna desechable para alojar al neonato [4].





Como en todo proyecto, el CPAP Neonatal también tiene sus propios requerimientos. Este capítulo se inicia mostrando los requerimientos acerca del control de flujo, luego veremos el sistema neumático que fue finalmente la planta de ensayos. Y finalmente explica el desarrollo del hardware y software para el control de mezcla de aire y oxígeno.

3.1.1 Requerimientos de hardware de medición

Para la medición de los flujos de aire y de oxígeno se requiere un sensor de tiempo de respuesta máximo de 5 segundos para ambos flujos y una precisión de 0.5SLPM como se muestra en la cuadro 1.

Los requerimientos mostrados a continuación fueron establecidos por los miembros del proyecto CPAP-Neonatal en el mes de enero del 2006, en esta oportunidad solo se muestra los requerimientos concernientes a los flujos del aire y oxígeno.

Cuadro 1. Requerimientos de medición de flujo.

Parámetro	Rango	Precisión	Tiempo de Respuesta
Flujo de AIRE	0SLPM ~ 15SLMP	$\leq 0.5\text{SLPM}$	5secs
Flujo de O2	0SLPM ~ 15SLMP	$\leq 0.5\text{SLPM}$	5secs

Fuente: Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxigeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria

Para el monitoreo de los distintos parámetros se establecen una medición de dos dígitos. La concentración de oxígeno será de 21 a 100% sin dígitos decimales y con la variación de este parámetro será de una unidad. Del mismo modo se representa el flujo de la mezcla.

Cuadro 2. Requerimientos de medición de pantalla.

Parámetro	Enteros	Decimales	Variación
Concentración de O ₂	2	-	1
Flujo de Mezcla	2	-	1

Fuente: Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxígeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria

Los valores serán mostrados en una pantalla LCD gráfica a color. El control de la pantalla LCD gráfica a color estuvo a cargo de la Ing. Romy Quispe quien a su vez monitoreaba los parámetros de temperatura, presión y humedad relativa.

3.1.2 Requerimientos del software controlador

En cuanto a requerimiento de software para el control de flujo se necesitan una serie de subrutinas que cumplan tareas como:

- Digitalización de las señales analógicas referidas al transductor de flujo.
- Adecuar los valores digitalizados para el uso del control y monitoreo.
- Realizar cálculos matemáticos referidos a la estrategia de control.
- Generación de las señales para el manejo de los dispositivos actuadores.
- Recepción de valores ingresados a programar.
- Actualización de los valores programados.
- Monitoreo de los flujos de aire y oxígeno.

La descripción de cada una de las subrutinas están desarrolladas en el capítulo diseño del mezclador y el código ensamblador se encuentra en el anexo I.

3.2 Sistema neumático

El sistema neumático es una de las etapas más importantes ya que será aquí donde se desarrolle la mezcla de los gases con ayuda del control electrónico. El sistema neumático fue diseñado por miembros del equipo con la finalidad de elaborar un control de presión y control de suministro de oxígeno.

El sistema neumático presenta distintos componentes distribuidos de tal forma que permiten realizar la mezcla del aire con el oxígeno [6]. La planta neumática recibe en la entrada oxígeno y aire para combinarlo y generar la mezcla con una concentración de oxígeno de 21 a 100% en la salida. El oxígeno ingresa con una presión entre 30 a 50 psi. El flujo de oxígeno es filtrado y regulado a través de un restrictor, el cual es manejado por un motor DC. El restrictor y el motor DC están acoplados mecánicamente como se muestra en la figura 2. El motor DC gira a ambos sentidos abriendo y cerrando el restrictor. El sensor de flujo registra la cantidad de litros por minuto para luego proceder a controlar la mezcla de salida.

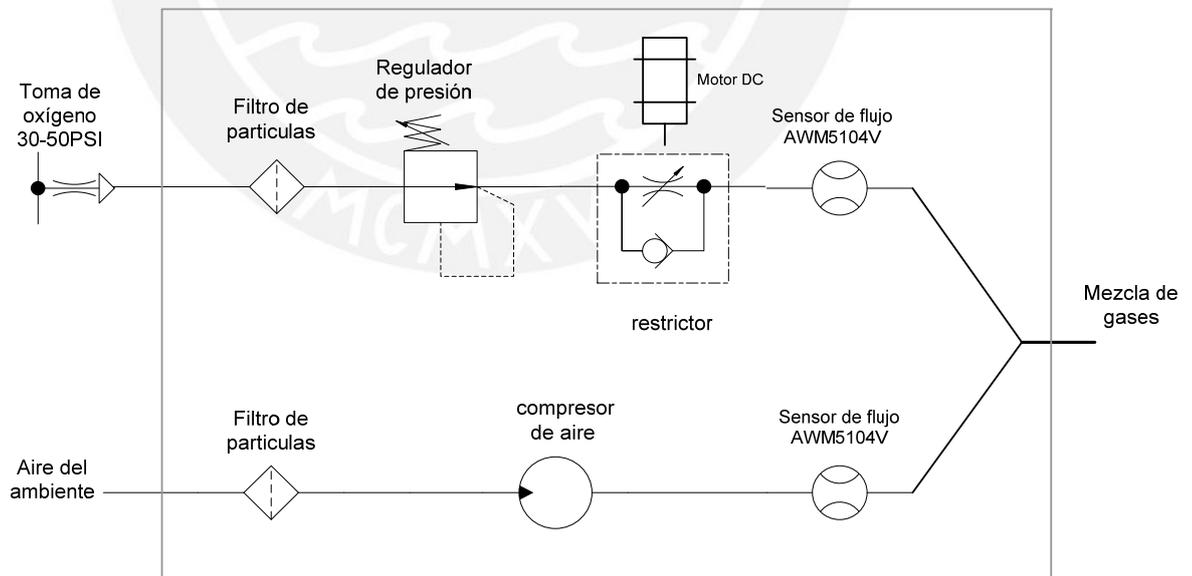


Figura 2. Esquema Neumático General del CPAP.

A diferencia de la trayectoria del oxígeno, el aire sigue una trayectoria más directa. El aire es filtrado y tomado del ambiente por el compresor de aire, el cual es manejado por el controlador para aumentar o disminuir el flujo de aire. El sensor de flujo de aire cumple la misma función que el sensor de flujo de oxígeno, pero ubicado a la salida del compresor.

En conclusión, la trayectoria del oxígeno es como sigue:

- El oxígeno Ingresa a través del Filtro de partículas de 30 a 50psi.
- Se regula la Presión de oxígeno por medio del Regulador de Presión hasta 5psi aproximadamente.
- Se regula el Flujo de Oxígeno a través del Restrictor, por medio del motor DC.
- Se sensa el Flujo de Oxígeno antes que se produzca la mezcla de salida.

Y el flujo de Aire sigue la siguiente trayectoria:

- Ingresa el Aire a través del Filtro de partículas.
- Se regula el Flujo de Aire por medio del compresor.
- Se sensa el Flujo de Aire.

Cabe resaltar que el sistema neumático fue diseñado y desarrollado por miembros del proyecto Cpap-Neonatal y me fue entregado con el fin de lograr el control respectivo de la mezcla de los gases. De tal manera que primero tuve que aprender el funcionamiento y las distintas características de cada dispositivo. Queda claro que dentro de mis objetivos no esta establecido el diseño ni el desarrollo del sistema neumático pero si el manejo total del mismo para realizar la mezcla entre el aire y el oxígeno.

3.2.1 Componentes Neumáticos

- Filtro de partículas

El filtro sirve para eliminar las impurezas antes de llegar al compresor de aire y al regulador de presión. Es un filtro que se comercialice en el mercado nacional, el modelo es TAF300 de la marca TPC. Este filtro soporta alta presión (hasta 150 PSI). Ver figura 3.



Figura 3. Filtro de partículas

- Regulador de presión

El Regulador de Presión trabaja en el rango de 5 a 10 psi y además debe trabajar en el rango útil del flujo de oxígeno. Dicho regulador es muy comercial en el mercado nacional. El regulador de presión es el modelo 14R118FC de la marca Parker opera con presión de 2 a 125 psi en temperatura de 0°C a 52°C y 15 SCFM de flujo. Ver figura 4.



Figura 4. Regulador de presión.

- Restrictor

Este es un dispositivo quien aumenta o disminuye el paso del flujo de oxígeno. El restrictor de Flujo de la firma FESTO Modelo GR-1/8-B hecho de aluminio y tiene un caudal nominal de 220 LPM y presión de 10 bares. Este restrictor es usado frecuentemente en la industria por ser de vueltas múltiples y alta calidad. Tiene un mecanismo fácil de maniobrar y un tamaño adecuado para ser manipulado por un motor de 12v. Figura 5. Más detalles en anexo G.



Figura 5. Restrictor de flujo.

- Motor DC

El motor controla la apertura o cierre del restrictor. El motor es el modelo Gear 38GM 12vdc del fabricante JAMECO RELIAPRO (38-007). el consumo de corriente es de 80mA en vacío y con carga no mayor a 1 amperio. El motor cuenta con una caja reductora de 100/1 y su velocidad final es de 60RPM (ver figura 6) tiene un torque 3.2 Kg.Cm suficiente para mover el restrictor de flujo. Más detalles en el anexo D.



Figura 6. Motor Restrictor.

El motor Gear 38GM conjuntamente con el restrictor de flujo forman el actuador para regular el flujo de oxígeno independientemente de la presión, el motor es acoplado mecánicamente en la parte superior del restrictor, deben estar previamente alineados y dejando un grado de tolerancia para una mayor dinámica, de lo contrario la velocidad de abertura no será uniforme y podría trabarse. Finalmente el acoplamiento fue con un cilindro hueco de cobre con una fisura en los extremos. Ver figura 6a.

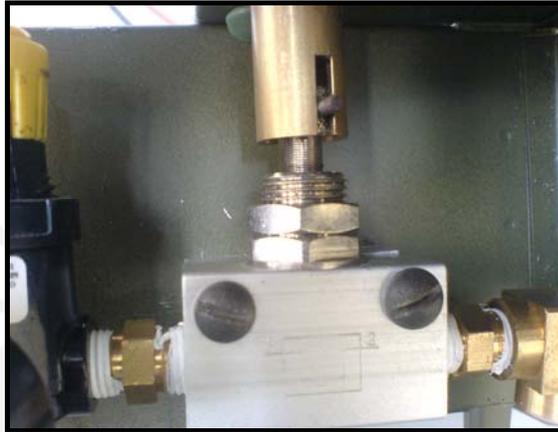


Figura 6a. Motor DC acoplado al restrictor de flujo

- Sensor de Flujo Másico

El sensor de flujo mide la cantidad en litros por minuto que circula por las vías. El sensor Honeywell AMW5104VN. El voltaje de salida es de 1 a 5 Vdc y varía en proporción con el gas que atraviesa la entrada de conexión de la cubierta. Este sensor opera en el rango útil de Flujo 0-20 LPM. [3] Véase la figura 7.

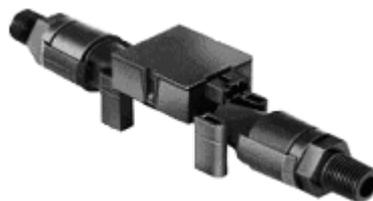


Figura 7. Sensor de flujo.

- Compresor

El compresor de la Marca Sensidyne Serie C de doble cabezal como se muestra en la figura 8, actúa mediante un motor de 12V, posee puertos de conexión de entrada y salida de 3/16" en cada cabezal, y eleva la presión en un rango entre 0 y 15 psig. Y flujo hasta 19LPM.

Rango de flujo: 11.3 - 19.0 LPM

Rango de vacío: 0 - 18.5 "Hg

Rango de presión: 0 - 15 psig

Voltaje del motor: 12 VDC

Opción de material del diafragma: policloropreno

Rango de temperatura: 0°-50°C

Peso: 14.2 oz (404 grams)

Capacidad: 28.9 pulgadas cúbicas



Figura 8. Compresor generador de aire

El sistema neumático sobre el cual se realizó los ensayos de control de mezcla de los gases, se muestra en la figura 9⁵ y 10.

⁵ Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxígeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria. Cap. 3 Diseño e Implementación – Neumática. Proyecto de investigación de ciencia y tecnología – PROCYT

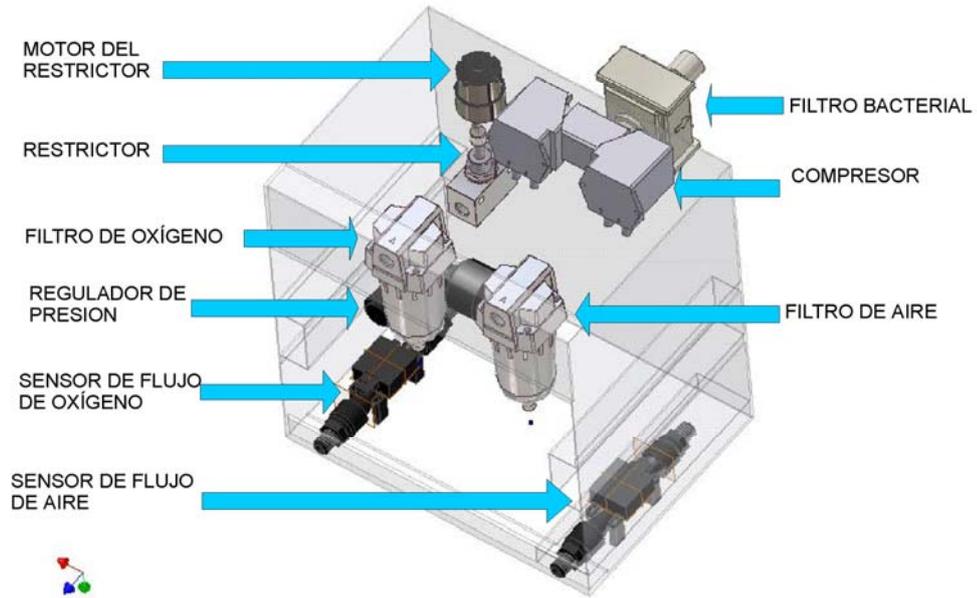


Figura 9. Distribución de los componentes neumáticos



Figura 10. Sistema neumático

3.3 Diagrama esquemático del proyecto Cpap Neonatal

El diagrama que se describe brevemente a continuación es la arquitectura donde se implementó el sistema de control de mezcla de aire y oxígeno. En este diagrama se combina el sistema neumático y todo el sistema electrónico.

El control electrónico se encarga de realizar tareas concernientes a los diferentes puntos de temperatura, presión, humedad relativa y de flujos. Las tareas que desarrolla el controlador se llevan de manera sincronizada con la interfaz de usuario, y con el sistema de seguridad. Ver figura 11.

La seguridad eléctrica respalda las funciones vitales como es el caso de la presión, la temperatura y la humedad relativa. Las líneas discontinuas de color naranja representan la conexión eléctrica de los sensores, actuadores con etapa de seguridad eléctrica. La Seguridad eléctrica fue diseñada y desarrollada por otro miembro del equipo.

La interfaz de usuario está compuesta por un módulo controlador para la pantalla LCD gráfica a color⁶ y un teclado para operar el equipo. La interfaz muestra los valores programados y monitoreados de temperatura, presión, mezcla y concentración de oxígeno. El desarrollo del módulo controlador para la pantalla LCD gráfica a color estuvo a cargo de la Ing. Romy Quispe.

El diagrama esquemático mostrado en la figura 11 representa el proyecto en su totalidad. En esta figura podemos ver la conexión del sistema neumático y el control electrónico. El control electrónico toma la señal de los sensores AWM5104V para luego accionar los actuadores, el compresor de aire y el motor de 12V.

⁶ Controlador para pantalla LCD gráfica a color del proyecto Burbuja Artificial Neonatal [4].

El algoritmo de control propuesto es un control ON-OFF y fue implementado inicialmente para ver el comportamiento de los actuadores y de los flujos, también fue implementado por la sencillez y la experiencia previa en este tipo de control.

Mi aporte a este sistema es el sensado de los flujos y el control de los actuadores concernientes al flujo. El sistema neumático fue diseñado por miembro del proyecto. El control electrónico fue también desarrollado por miembros del equipo, excepto por los módulos de adquisición de flujo.



GIDEMS | CPAP2006

Diseño:
Diagrama Esquemático

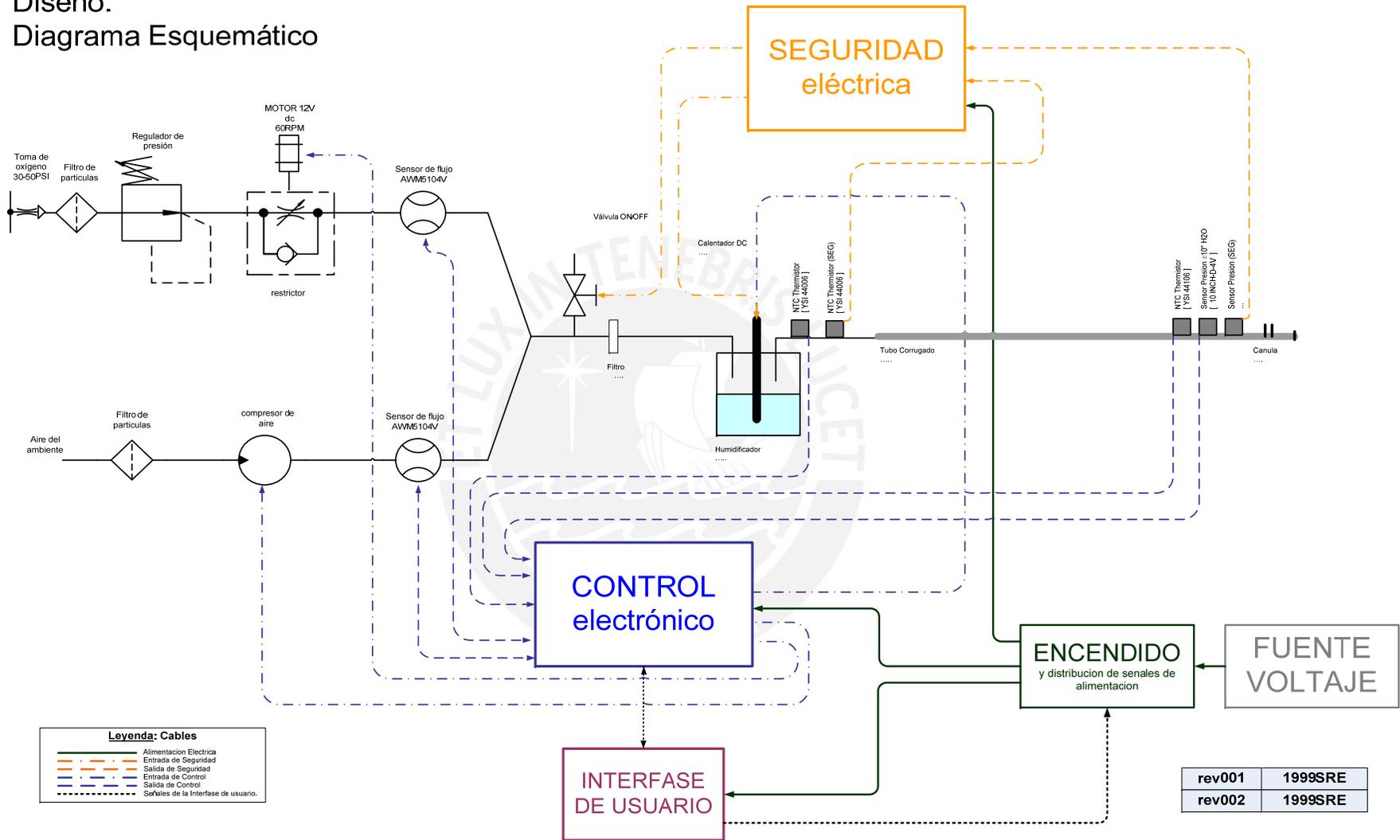


Figura 11. Diagrama general del proyecto CPAP Neonatal. Elaborado en el laboratorio de desarrollo de proyectos – GIDEMS. Sección de Electricidad y Electrónica. Pontificia Universidad Católica del Perú.

3.3.1 Control electrónico

El control electrónico consta de una tarjeta principal y siete tarjetas de adquisición. La tarjeta principal es la tarjeta de control y potencia, también cumple la función de *master*. Las siete tarjetas de adquisición de datos están configuradas como esclavo y envían información del tipo digital al master.

La comunicación entre la tarjeta principal y las tarjetas de adquisición es vía bus SPI (Serial Peripheral Interface). La comunicación SPI es un estándar de comunicaciones, usado principalmente para sincronizar la transferencia de información a alta velocidad entre circuitos integrados en equipos electrónicos [10]. Con este tipo de comunicación es necesario establecer una jerarquía entre los periféricos.

La tarjeta de control y potencia es llamado maestro y los módulos de adquisición de datos son llamados esclavo, las etiquetas maestro y esclavo son usadas frecuentemente cuando se trabaja con el protocolo SPI.

La unidad master decide en qué momento se comunica con la unidad esclavo para intercambiar información [10].

La tarjeta maestro y las demás tarjetas de adquisición excepto las tarjetas de flujo fueron desarrolladas por otros miembros del equipo, ver figura 11a. Cada tarjeta en particular cuenta con un software propio. Dentro de los objetivos de la tesis esta el desarrollo del software de control de la mezcla para la tarjeta maestro y el software de las tarjetas de adquisición de flujo.

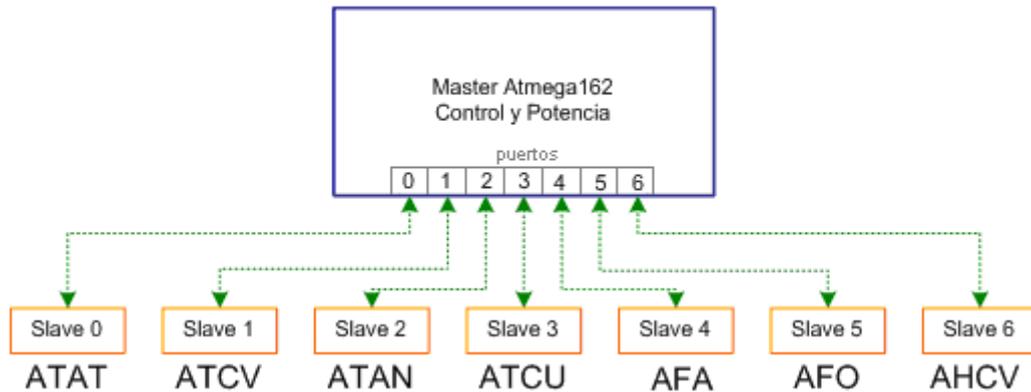


Figura 11a. Diagrama interno del control electrónico

Las siglas de los módulos de adquisición son descritas en la cuadro 3.

Cuadro 3. Descripción de los módulos de adquisición de datos

	MÓDULO DE ADQUISICIÓN
ATAT	Adquisición de Temperatura del Anillo Térmico
ATCV	Adquisición de Temperatura del Circuito Ventilatorio
ATAN	Adquisición de Temperatura del Ambiente Neonatal
ATCU	Adquisición de Temperatura Cutánea
AFA	Adquisición de Flujo de Aire
AFO	Adquisición de Flujo de Oxígeno
AHCV	Adquisición de Humedad del Circuito Ventilatorio

Los módulos de adquisición de aire y oxígeno están ubicados en los puertos 4 y 5 de la tarjeta de *master*. Ver figura 11a

La tarjeta de control y potencia fue desarrollada por el Ing. Edwin Solórzano. El anexo C muestra las etapas de la tarjeta de control y potencia.

Las principales características de la tarjeta de control y potencia son:

- Micro controlador Atmega162 de 1Kbytes de memoria SRAM
- 8Kbytes de memoria FLASH
- Registros de 8 bits.
- Memoria 512bytes de EEPROM, SRAM 1Kbytes
- Circuito para dos puertos de comunicación RS232.
- Soporte de comunicación SPI.

- Circuitos de aislamiento opto-eléctricos.
- Circuito de Potencia para manejo de Motor DC de las características indicadas.
- Circuito de Potencia para manejo de Compresor DC de las características indicadas.

Requerimientos de control

- El control debe lograr una concentración en el rango de 21 a 100% de oxígeno
- Precisión de ± 0.5 LPM
- Tiempo de establecimiento de 12 segundos
- Frecuencia de muestreo 50mSeg

3.3.2 Módulo de adquisición de flujo

El módulo de adquisición de flujo fue diseñado con el objetivo de registrar el valor de flujo másico y entregarlo digitalmente hacia la tarjeta *master*. El sensor de flujo másico AWM5104V entrega un voltaje de 1 a 5V directamente proporcional al flujo en litros por minuto y es el dispositivo más importante de esta etapa. Ver figura 12.

El módulo fue diseñado bajo las siguientes condiciones del proyecto:

- Debe realizar la conversión analógico digital en el rango de 1 a 5Vdc.
- La conversión analógico digital debe ser de 8 bits.
- La información debe ser enviada vía protocolo SPI a la tarjeta *master*
- El envío de información hacia el master debe ser aproximadamente cada 60 milisegundos.
- El módulo debe tener la capacidad de trabajar a 1Mhz de velocidad central.
- Debe trabajar con un voltaje de alimentación no mayor a 12Vdc
- Debe ser capaz de alimentar al sensor de flujo AWM5104V.
- El módulo de adquisición de flujo debe realizar cálculos para determinar el flujo en el rango de 0 a 20 litros por minuto y una sensibilidad de 0.1lpm.

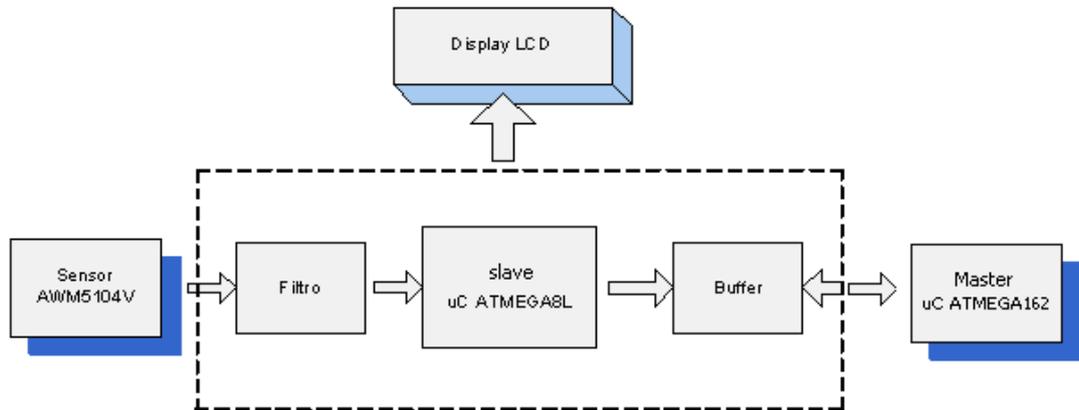


Figura 12. Módulo de adquisición de datos de flujo

Para cumplir con todas las exigencias del proyecto, se diseña el módulo mostrado en la figura 12.

El módulo de adquisición de flujo fue diseñado conforme las necesidades de acoplamiento a la tarjeta *master*, la tarjeta de adquisición será quien brinde la alimentación respectiva para el sensor de flujo. El sensor de flujo AWM5104V se alimenta con 10v, debido a esto se usa un regulador de voltaje, ver la figura 20. También fue necesario un regulador de voltaje (LM7805) para la alimentación del micro controlador Atmega8L. La tarjeta de adquisición tiene un pulsador para activar la opción de *reset*. Ver figura 19.

La tarjeta de adquisición de datos tiene las siguientes características:

- Interfaz de conexión al sensor de flujo:
 - Alimentación hacia el sensor de 10Vdc
 - Salida del sensor hacia el ADC3 del microcontrolador Atmega8L
 - Referencia de 0V (GND)
- Interfaz de conexión a la tarjeta de control y potencia vía comunicación SPI:
 - Habilitador del módulo (ENX)
 - Recepción de datos (MOSI)
 - Envío de datos (MISO)
 - Señal de sincronismo (SCK)

- Interfaz de conexión al display LCD
 - 8 bits de bus de datos
 - 3 bits de control
- Interfaz de alimentación
 - +12Vdc
 - 0V (GND)

Sensor de flujo

El sensor de flujo másico AWM5104V (*Microbridge Mass Airflow*) opera en base a la transferencia de calor, el flujo del aire cruza directamente la superficie de un elemento sensible causando la transferencia de calor. La salida del voltaje varía proporcionalmente a la masa de aire o de otro flujo de gas que atraviese el ducto adecuado [3]. Para mayores detalles ver el anexo F.



Figura 14. Sensor de flujo Honeywell AWM5104VN.

Las características más principales del sensor son:

- Sensor de flujo másico: HONEYWELL AWM5104VN
- Voltaje de salida: 1 a 5Vdc
- Rango de flujo: 0 – 20SLPM
- Tiempo de respuesta: 60 milisegundos máximo.
- Voltaje de alimentación: 10Vdc típica, 15Vdc máx.
- Máxima presión: 50.0 psi
- Poder de consumo: 100mW máx.
- Error de linealidad: 3% de lectura

La relación que sigue el voltaje respecto al flujo es el que se muestra en la figura 14a.

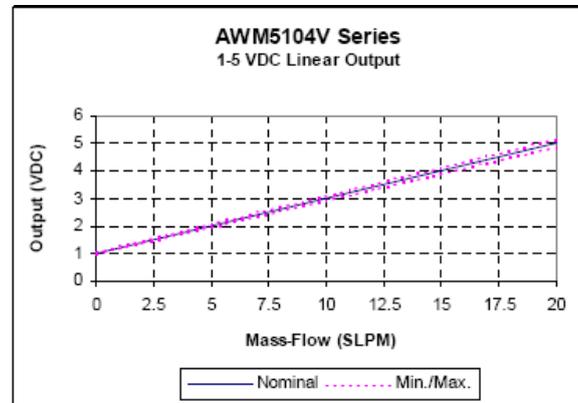


Figura14a. Respuesta del sensor de flujo

3.3.2.1 Filtro de entrada

En pruebas preliminares al diseño del filtro, se noto que había mucha variación en el voltaje de salida del sensor de flujo debido a la turbulencia del aire generado por el compresor Sensidyne. Cuando el flujo de aire es bajo [6 SPLM] la señal de entrada proveniente del sensor de flujo es de 2.2Vdc pero con una componente alterna de 536mV y una frecuencia de 62Hz. Ver figura 15. El caso ideal es que no tenga componente alterna, de esta manera la conversión analógico a digital es ofrece mayor garantía.

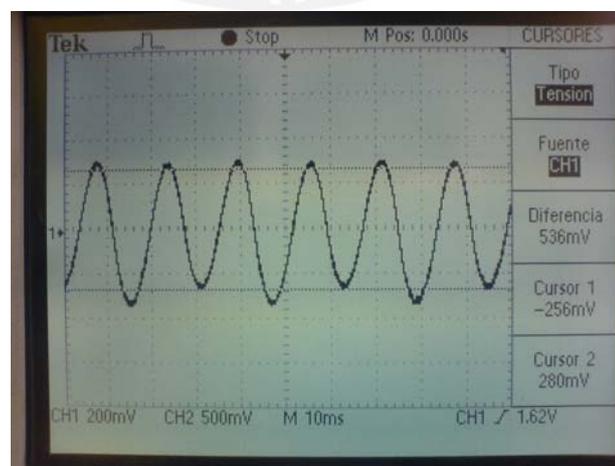


Figura 15. Señal del sensor de flujo a 6 SLPM sin usar filtro.

A medida que el compresor entrega más flujo de aire [16.9 SLPM] la amplitud del rizado disminuye llegando así a 220mV de amplitud y una frecuencia de 145Hz sobre la componente continua de 4.38V. El aumento de flujo provocaba que el rizado disminuya y la frecuencia aumente. Estos niveles de voltaje son causadas por la naturaleza del funcionamiento del compresor sensidyne serie C tipo pistón. La tabla 1 muestra las pruebas preliminares al diseño del filtro, las muestras fueron hechas con el compresor sensidyne y medidas con el osciloscopio tektronix.

Tabla 1. Valores del rizado sobre el voltaje de salida del sensor de flujo

Vsensor (V)	Rizado (mV)	Frecuencia (Hz)
2.29	536	62
2.4	424	65
2.6	352	75
2.8	308	83
2.96	244	88
3.08	236	94
3.2	236	98
3.48	218	109
3.56	196	112
3.92	196	128
4.16	204	137
4.38	220	145

Inicialmente se planteo usar un filtro pasivo a una frecuencia de corte de 62Hz pero una vez implementado no se obtuvo algún resultado, luego experimentalmente bajamos la frecuencia de corte hasta llegar a 1.5Hz y una amplitud de 36mV. Los componentes usados para el filtro es una resistor $R=2.2K\Omega$ y un capacitor $C=47\mu F$. La ecuación 1 muestra los cálculos de la frecuencia.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi(2200)(47 * 10^{-6})}$$

$$F_c = 1.5Hz$$

Ecu. 1. Calculo de la frecuencia de corte para el filtro RC

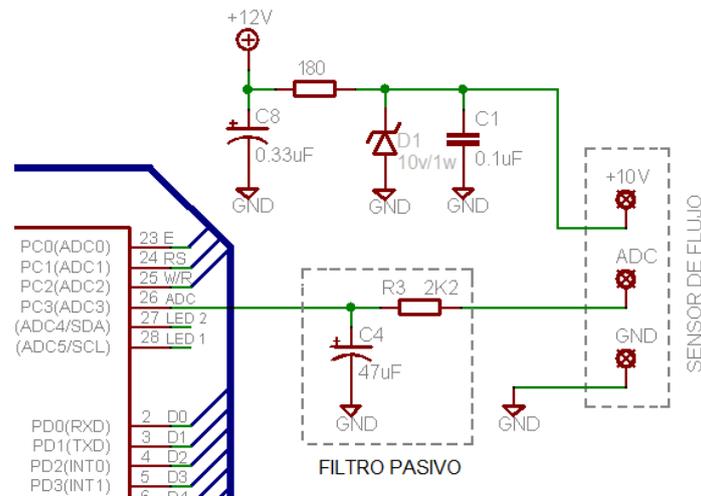


Figura 16. Filtro RC a la salida del sensor

Usando un filtro RC se logró minimizar el rizado, en el caso mas critico, de 536mV a 36mV. Ver figura 17.

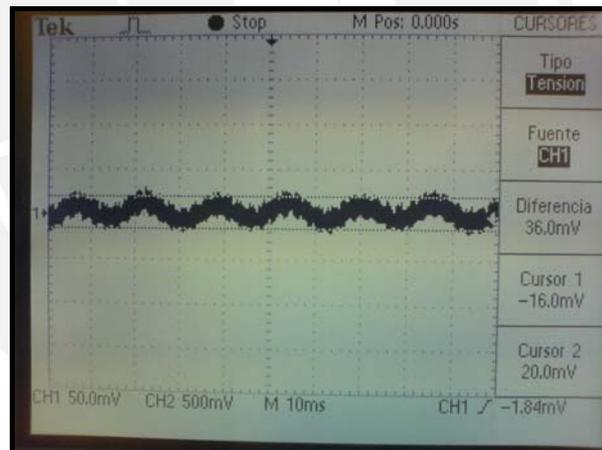


Figura 17. Señal del sensor de flujo a 6 SLPM usando un filtro RC.

3.3.2.2 Microcontrolador ATMEGA8L

El Microcontrolador usado para este módulo cuenta con el hardware y con un juego de instrucciones apropiadas para desarrollo de este proyecto. La capacidad de 8 MIPS en 8 Mhz facilita el procesamiento de las tareas complejas a desarrollar. El hecho que cuente con ADC interno de 8 y 10-bit facilita el muestreo del sensor de flujo. El tipo de empaquetado PDIP de 28

pinos facilita el intercambio con otro micro controlador del mismo tipo. El microcontrolador fue seleccionado por la familiaridad y experiencia que se tiene en el uso de este dispositivo, y sobre todo por la familiaridad con el microcontrolador central⁷ debido a que ambos pueden comunicarse con el protocolo SPI (requisito indispensable para el microcontrolador).

La programación de los microcontroladores se desarrolla en el entorno AVRstudio4, entorno de programación de la familia ATMEL. Las tarjetas de adquisición cuentan con conectores para no tener que retirar el integrado al momento de programar.

Características:

8K bytes memoria de programación FLASH

1K bytes de memoria SRAM

512 bytes de memoria EEPROM

Grados de velocidad de 1, 2, 4, 8Mhz

6 canales de ADC de 10-bit

PDIP 28 pines

Puerto serial programable USART

23 líneas programables de entrada o salida

Consumo de corriente 3.6mA

3.3.2.3 Buffer de comunicación

Las líneas de comunicación SPI son compartidas por los siete módulos de adquisición, los buffers permiten mantener en alta impedancia en las líneas de conexión con los demás módulos mientras la comunicación se realiza con uno de ellos.

Los buffer son compuertas lógicas no inversor de tres estados (74LS125) permiten mantener la comunicación SPI con la tarjeta de control y potencia (*master*). Cada módulo de adquisición cuenta con buffers para realizar la misma función. El uso de los buffer fue una exigencia del proyecto para la comunicación de todos los módulos de adquisición.

⁷ Atmega162 ubicado en la tarjeta de control y potencia configurado como master

Cada buffer es ubicada siguiendo el sentido de la transferencia de datos en la comunicación spi.

El estándar de comunicación PSI cuenta con cuatro señales principales para la interacción entre uno o más circuitos; las señales son: MOSI, MISO, SCLK, SS. Ver la figura 18.

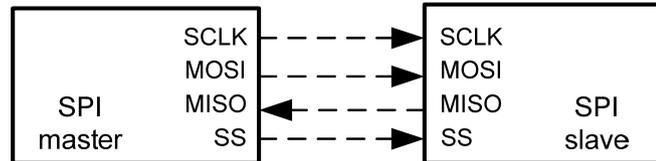


Figura 18. Comunicación SPI

Display LCD

El display de caracteres LCD 20x2 es usada como una pantalla auxiliar para no depender del controlador principal y de la pantalla gráfica a color. Con una pantalla LCD de 20x2 se puede visualizar los valores de flujo sensado casi en tiempo real, ver figura 18a. Esto es importante para la calibración y las pruebas del mezclador. Recordemos que finalmente la tarjeta de adquisición quedará al interior del equipo y será la pantalla gráfica a color quien monitoree todas las funciones.

El consumo del módulo de adquisición de flujo con la pantalla LCD backlight es de 36mA.



Figura 18a. Display LCD Optrex C-51505NFJ-SLW-AIN

El puerto D del micro controlador Atmega8L está dedicado a la transferencia de datos al LCD. Los 8-bit se distribuyen en el mismo orden de jerarquía. Ver cuadro 5.

Cuadro 5. Conexión del microcontrolador con display LCD optrex

Atmega8L	pinos LCD
PD0	D0
PD1	D1
PD2	D2
PD3	D3
PD4	D4
PD5	D5
PD6	D6
PD7	D7
PC0	Enable (E)
PC1	Reset (RS)
PC2	Write/read (W/R)

Para mayores detalles de programación del display LDC puede revisar el anexo E.

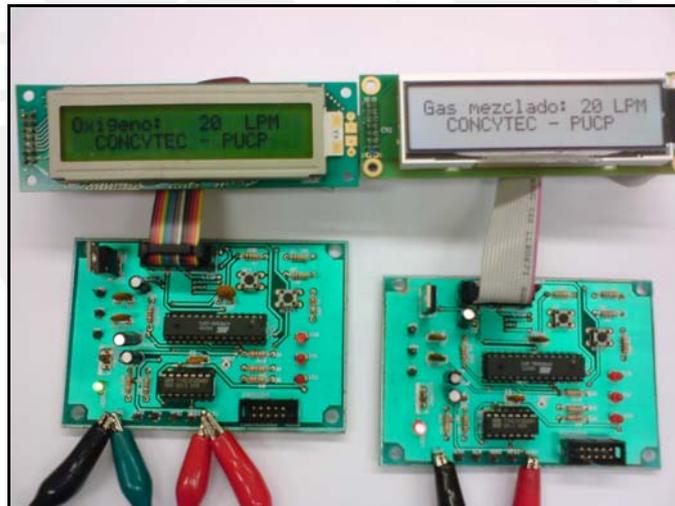


Figura 19. Ilustración de las tarjetas de adquisición para los flujos

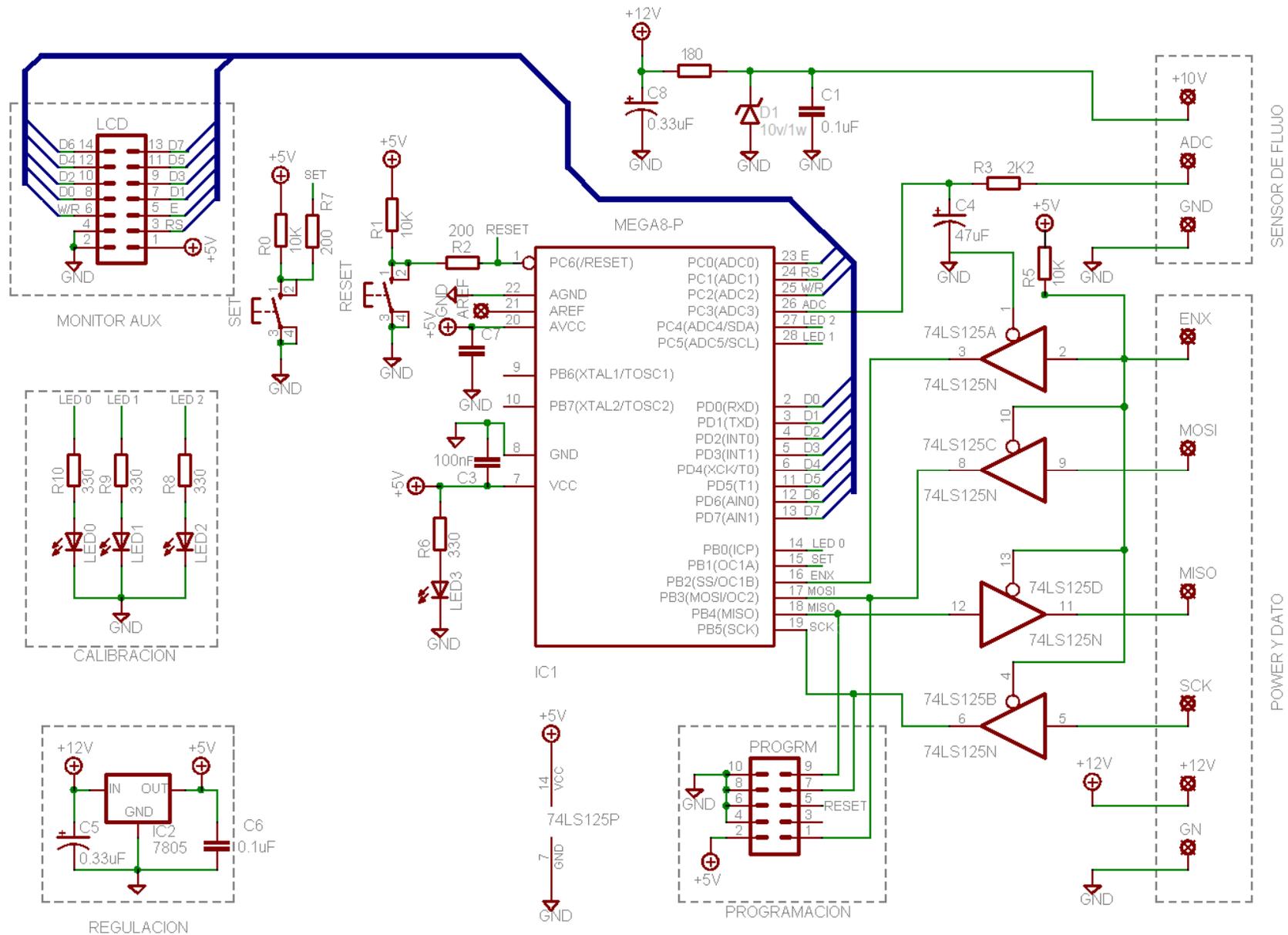


Figura 20. Diagrama esquemático del módulo de adquisición de datos para los flujos de aire y oxígeno.

3.4 Algoritmo general de control de mezcla

Con el propósito de esta tesis se tienen dos únicos algoritmos, el algoritmo general de control que se ejecuta en el microcontrolador master y el algoritmo de adquisición de flujo que se ejecuta en los esclavos, el algoritmo de adquisición se vera en el punto 3.5.

El algoritmo general de control sigue una lógica secuencial encerrada en un lazo infinito debido al control continuo. El entorno de aplicación es el AVR Studio 4 entorno para el microcontrolador Atmega162 y el Atmega8. La figura 21 muestra el algoritmo y el anexo I contiene el código del algoritmo de control.

La programación del micro controlador Atmega162 se realiza mediante comunicación SPI. El programa AVR Studio 4 en conjunto con el STK500 (módulo de programación Atmel) permite la programación del módulo de control y potencia.

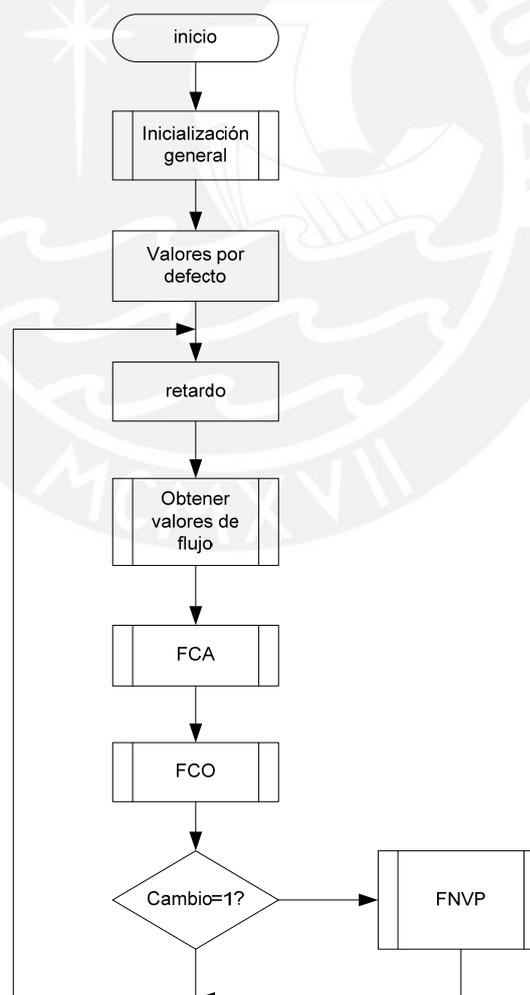


Figura 21. Diagrama de flujo del software controlador

Descripción de las rutinas

Cada una de las funciones presentadas anteriormente tiene un objetivo en particular, gracias a esto se logra cumplir el control y la sincronización de los diferentes componentes de la tarjeta de control y potencia.

3.4.1 Función inicialización general

El objetivo de esta función es establecer todas las configuraciones principales del controlador (Atmega162) o estados por defecto de las variables.

Configuración en:

USART1: Comunicación serial de 4800bps, 8 bits, sin paridad [9].el USART1 destinado para enviar y recibir datos con la computadora.

TIMER1: Configuración del OC1A PD5 (pin 15) BRAKE_M destinado a proporcionar señal PWM a 50% de duty cycle hacia el motor Gear 38GM[8]

TIMER3: Configuración del OC3A (PWM 256useg de periodo) PD4 destinado al funcionamiento del compresor sensidyne. El valor PWM lo fija la FCA.[8]

SPI: Configuración como master, Fclk/16

3.4.2 Función Valores por defecto

La función establece los valores de flujo para el aire y oxígeno mientras no haya ninguno valor programado, [flujo_air ; flujo_oxi], esta función se ejecuta principalmente en los primeros instantes de funcionamiento.

3.4.3 Función retardo

El retardo de 50ms es para garantizar la entrega de un dato fehaciente por parte del sensor de flujo. El sensor de flujo tiene un máximo de 60ms de respuesta (hoja de datos), pero en la práctica ese tiempo de retardo es mucho menor. Ver anexo F.

3.4.4 Función Obtener valores de flujo

Esta función realiza el pedido a los módulos de adquisición vía el protocolo SPI, siendo el controlador el master y los módulos de adquisición de flujo esclavo. Primero se realiza el pedido del flujo de aire y luego del oxígeno. El pedido de los valores se realiza habilitando el terminal SS del módulo de adquisición seleccionado. El valor se obtiene copiando el registro SPDR a las variables respectivas.

3.4.5 Función Control de Aire (FCA)

Esta función desarrolla los cálculos necesarios para mantener el flujo de aire en el valor programado. El control implementado es del tipo ON/OFF, y en caso que el flujo de aire aun no alcanza el valor programado se procede a incrementar el flujo de aire; si el flujo de aire sentido sobrepasa el valor programado se procede a decrementar el flujo. Con la finalidad de no saturar de cambios al actuador se deja un rango de operación, como se muestra en la figura 22, donde no se producen cambios.

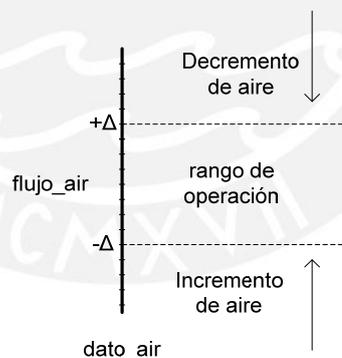


Figura 22. Control on/off del flujo de aire

Variable de entrada: dato_air, es el valor digitalizado del flujo de aire recientemente sentido.

Variables usadas: flujo_air, es el valor obtenido por la función nuevos valores programados (FNVP). Estas dos variables son comparadas y de acuerdo a esto generan sentencias o procesos. Ver figura 23.

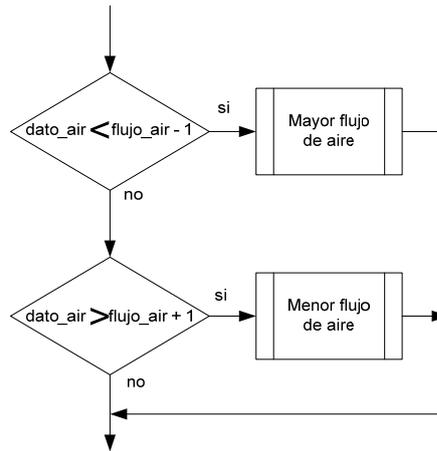


Figura 23. Diagrama de flujo de control de aire

Los procesos *mayor flujo de aire* y *menor flujo de aire*, son un conjunto de instrucciones que aumentan y disminuyen el flujo de aire de acuerdo a los resultados de las comparaciones. El incremento de aire se produce aumentando el valor del registro OCR quien a su vez producirá un mayor ancho de pulso de la señal PWM OC3A pin 14 del Atmega162, ya que la señal del microcontrolador no puede alimentar directamente al compresor sinsedyne se usa un driver LMD18201 aislado por opto-acopladores, todo esto instalado en la tarjeta de control y potencia.

3.4.6 Función Control del Oxígeno (FCO)

Esta función desarrolla los cálculos necesarios para mantener el flujo de oxígeno en el valor programado. El control es del tipo ON/OFF (figura 24, 25), similar a la función de control del aire. Cuenta con un rango de operación similar al caso de aire donde el motor actuador queda detenido. En este caso, el control se encarga de abrir o cerrar el restrictor que cede el paso de oxígeno.

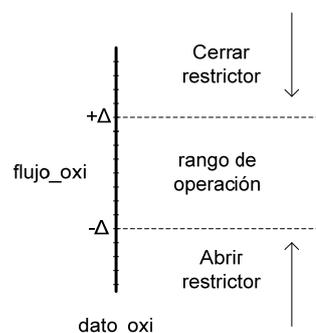


Figura 24. Control on/off del flujo de aire

Variable de entrada: dato_oxi, es el valor digitalizado del flujo de oxígeno recientemente sentido.

Variables usadas: flujo_oxi, es el valor obtenido por la función nuevos valores programados (FNVP).

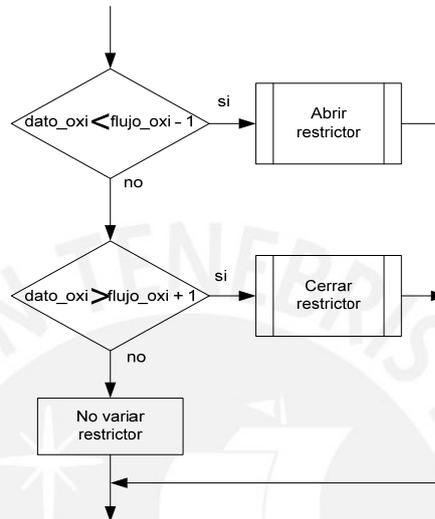


Figura 25. Diagrama de flujo de control de oxígeno

El proceso *abrir restrictor* pone un 0 (cero lógico) en el PD7 (pin 17 del Atmega162) con la finalidad que el motor acoplado al restrictor gire en un sentido y abra el restrictor, de esta manera el flujo de oxígeno aumenta. El proceso *cerrar restrictor* desarrolla el proceso inverso, pone en 1 el PD7 con el objetivo de cerrar el restrictor y disminuir el flujo de oxígeno. En este caso también se usa un driver LMD18201 aislado por opto-acopladores para el manejo del motor. El proceso *no variar restrictor* implica que el motor debe estar detenido, para esto se pone a 1 el PD6 indicando un *brake* al motor.

3.4.7 Función Nuevos Valores Programados (FNVP)

Esta función transforma y actualiza los valores programados del flujo de aire y oxígeno (figura 26). Esta función se ejecuta luego que la variable '*cambio*' tiene el valor 1. El servicio de interrupción (SI) modifica la variable '*cambio*' luego de recibir los valores de mezcla y concentración de la computadora.

Variable de entrada: mezcla y concentración, entregados por el servicio de interrupción de control.

Variable de salida: flujo_oxi y flujo_air, son los nuevos valores programados para el control, fijados como “set point” usados por la FCO y FCA.

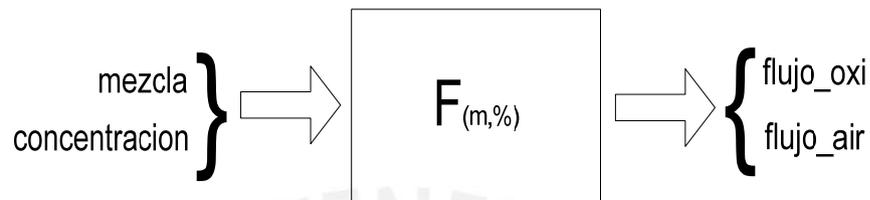


Figura 26. Proceso de conversión

El usuario programa el valor de mezcla y concentración pero el control no puede trabajar directamente con estos valores, es necesario obtener de ellos el flujo de oxígeno y flujo de aire. El controlador si puede trabajar con estos últimos variables. Durante el control es necesario mostrar el estado de la mezcla y concentración, debido a esto se usan las ecuaciones 3 y 4. Por lo tanto, las variables flujo_oxi y flujo_air son variables internas de control.

Los cálculos matemáticos realizados en la función son mostrados en la ecuación 1 y 2.

$$flujo_air = \frac{mezcla(100 - concentracion)}{79} \quad (\text{Ecuación 1})$$

$$flujo_oxi = mezcla - flujo_air \quad (\text{Ecuación 2})$$

donde los valores de flujo están en función de los datos que fueron programados por el usuario; mezcla y concentración.

mezcla = cantidad de la mezcla en SLPM

concentración = porcentaje de oxígeno en la mezcla

flujo_oxi = cantidad de oxígeno en SLPM.

flujo_air = cantidad de aire en SLPM

Hay que tener en cuenta que el aire tiene 21% de oxígeno.

$$concentracion = \frac{flujo_oxi + flujo_air(21/100)}{flujo_air + flujo_oxi} \quad (\text{Ecuación 3})$$

$$mezcla = flujo_air + flujo_oxi \quad (\text{Ecuación 4})$$

Demostración de las ecuaciones:

Inicialmente se asume que:

$$mezcla = flujo_air + flujo_oxi \quad (\text{ecuación.4})$$

Pero el aire tiene 21% de oxígeno, entonces, separando el oxígeno del aire y agregando el oxígeno por venir se obtiene el oxígeno total:

$$oxígeno_total = flujo_air(21\%) + flujo_oxi \quad (\text{ecuación.5})$$

La concentración está definida como el oxígeno total entre la mezcla:

$$concentracion = \frac{oxígeno_total}{mezcla} \quad (\text{ecuación.6})$$

Pero despejando $flujo_oxi$ de la ecuación 4 y reemplazando en la ecuación 6

$$concentracion * mezcla = flujo_air(21\%) + mezcla - flujo_air$$

Despejando la variable $flujo_air$:

$$mezcla(100 - concentracion) = flujo_air(100 - 21)$$

$$\text{flujo_air} = \frac{\text{mezcla}(100 - \text{concentracion})}{79}$$

(Ecuación 1)

Lo que se quería demostrar.

Reemplazando la ecuación 5 en la ecuación 7 obtenemos la expresión de la concentración en función de los flujos.

$$\text{concentracion} = \frac{\text{flujo_oxi} + \text{flujo_air}(21/100)}{\text{flujo_air} + \text{flujo_oxi}}$$

(Ecuación 3)

3.4.8 Servicio de interrupción (SI)

El servicio de interrupción, ejecutado en el master, se encarga de recibir y actualizar los datos de programación. El SI se ejecuta cada vez que llega un byte por el puerto de comunicación USART1 desde la computadora. El primer byte recibido es la mezcla y el segundo byte es la concentración. Ver figura 27.

Se deben cumplir dos eventos de interrupción para que la variable '*cambio*' obtenga el valor uno, el primer evento de interrupción es para recibir el valor de la mezcla, el segundo evento para la concentración, la variable '*counter*' indica el numero de bytes recibidos. De esta manera indica que los valores programados de mezcla y concentración están listos para ser convertidos a flujos de aire y oxígeno.

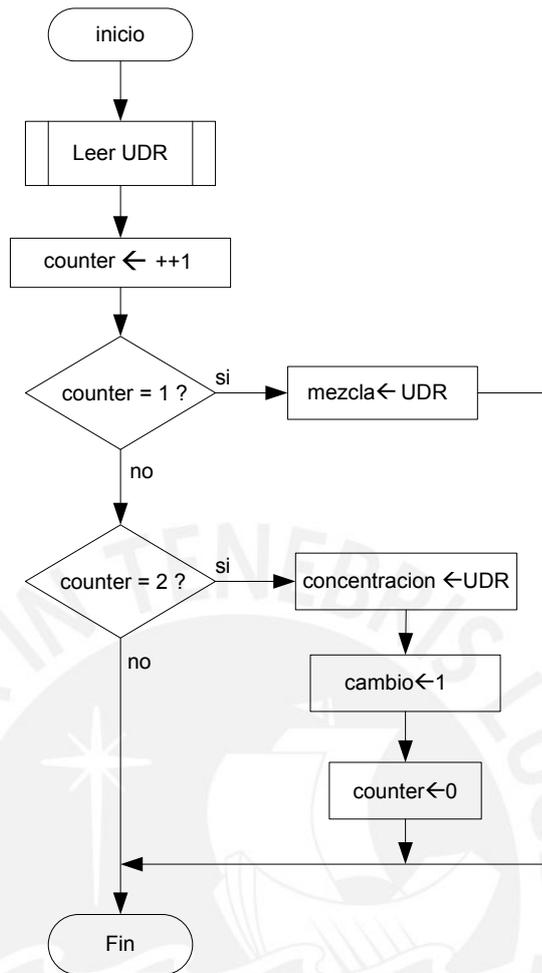


Figura 27. Diagrama de flujo de servicio de interrupción

Variables de entrada: valores programados de mezcla y concentración enviados desde la computadora.

Variables de salida: cambio, indica que la función FNVP debe ejecutarse.

El registro UDR contiene el byte recibido por el USART1.

3.5 Algoritmo de adquisición de flujo

El algoritmo de adquisición se ejecuta en el micro controlador Atmega8 (esclavo), ubicado en las tarjetas de adquisición. El algoritmo se ejecuta en un lazo cerrado sin servicio de interrupción. Las funciones se describen en el cuadro 4.

El software de adquisición tiene como objetivo entregar los valores de flujo digitalizados al controlador (master). En este algoritmo se encuentran funciones encargadas de digitalizar la señal analógica proveniente del sensor, también adecuar los datos para el control y monitoreo. Ver figura 28.

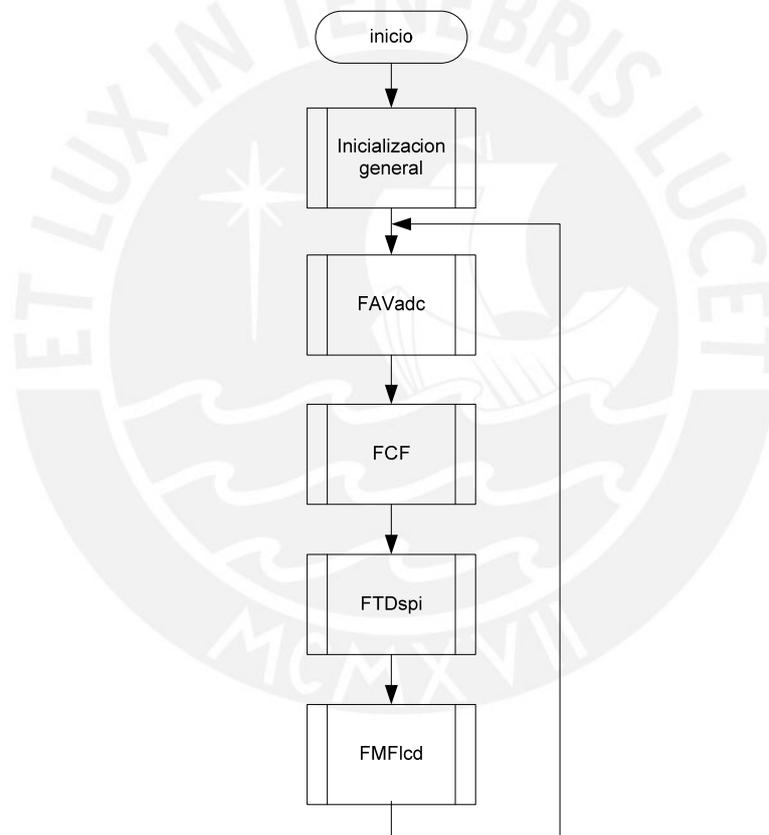


Figura 28. Diagrama de flujo del software de adquisición

Cuadro 4. Descripción de las funciones de adquisición de flujo

FUNCIONES DE ADQUISICION DE FLUJO	
FAVadc	Función de adquisición del valor ADC
FCF	Función calculo de flujo
FTDspi	Función de transferencia de datos vía SPI
FMFlcd	Función mostrar flujo vía LCD

3.5.1 Función Adquisición del Valor ADC (FAVadc)

Esta función maneja la conversión analógico digital de 8bits con una resolución de 0.08SLPM en un rango de [0 a 20] SLPM. Los datos hexadecimales están en el rango de [00 a C8], es decir, [0 a 200] Dec, manera que facilita la lectura y el manejo de los datos.

3.5.2 Función Cálculo de Flujo (FCF)

La función cálculo de flujo realiza las operaciones necesarias para adaptar los valores obtenidos por el ADC, para luego ser usado por el control. La figura 29 muestra la recta por el sensor AWM5104V⁸. Recordemos que el sensor entrega de 1 a 5Vdc proporcional al flujo de 0 a 20 slpm. Ecuación 7.

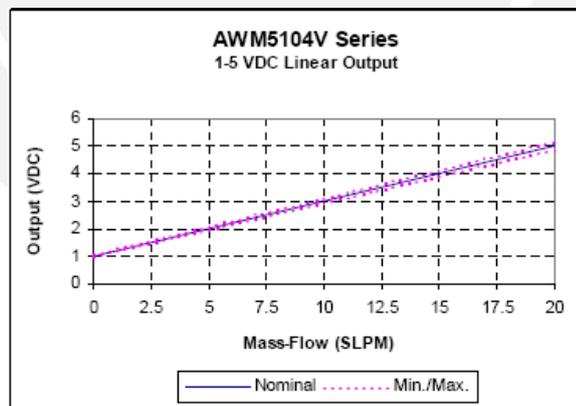


Figura 29. Voltaje de salida Vs. Flujo másico

$$X_{splm} = (V_{ADC} - 1)5 \quad \text{(Ecuación 7)}$$

X_{splm} : es la cantidad de flujo en estándar litros por minuto, y está en función del voltaje ADC (V_{ADC}). La ecuación de recta está sometida a evaluación, es

⁸ AWM5000 Series Microbridge Mass Airflow Sensor, Issue 3 PK 88762

decir, la calibración de los módulos de adquisición dirá el error y dará una nueva recta que podría ser reprogramada.

3.5.3 Función Transferencia de Datos vía SPI (FTDspi)

Luego del FCF los datos quedan listos para ser enviados al controlador. La función de transferencia de datos almacena el dato de flujo en el registro SPDR⁹ a espera que el master lo requiera, pero el Atmega8L sigue con sus operaciones.

3.5.4 Función Mostrar Flujo vía LDC (FMFlcd)

Esta función se encarga de separar los dígitos del valor del flujo, es decir, separar cada cifra y adecuarlos para ser mostrados en la pantalla de texto LCD optrex C-51505NFJ. El valor de flujo consta de tres cifras, dos enteros y una cifra decimal. El algoritmo seguido para este proceso es de resta sucesiva.

Las funciones del algoritmo de adquisición descritas anteriormente están desarrolladas en el anexo H.

⁹ Registro interno del micro controlador ATmega8



Calibración del módulo de adquisición de flujo

Para la calibración del módulo de adquisición contamos con el sistema de vasos comunicantes [14] y con un depósito de aire comprimido de 50psi. La calibración consiste en liberar el aire a través del sistema neumático y verificar que el flujo registrado por el módulo es igual al valor calculado con los vasos comunicantes. Para la calibración de los módulos se debe implementar el circuito neumático mostrado en la figura 30.

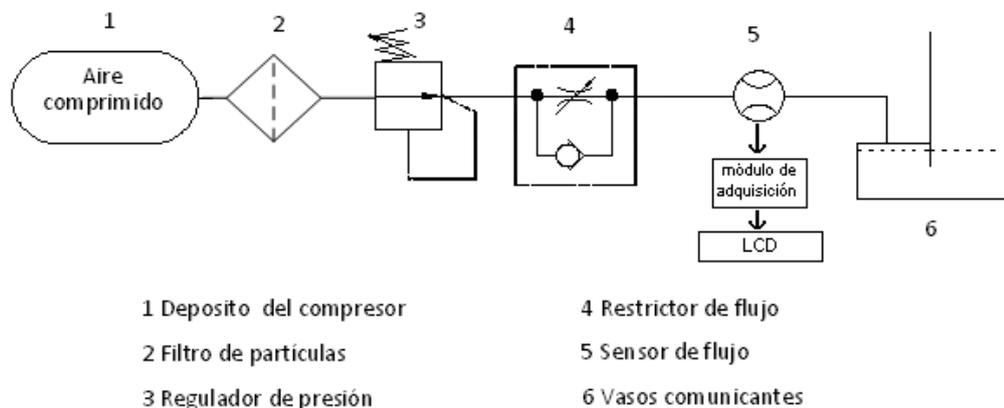


Figura 30. Distribución de dispositivos neumáticos para la calibración del módulo de adquisición de flujo

La calibración del módulo de adquisición de flujo se desarrolla con la finalidad de saber la precisión y la exactitud de los circuitos.

El sensor de flujo entrega un voltaje de 1 a 5Vdc (offset de 1.0Vdc), la señal pasa por un filtro pasa bajo RC y directamente llega al ADC interno del micro controlador. El micro controlador es programado con la ecuación lineal correspondiente al sensor de flujo AWM5104V de tal manera que pueda entregar el valor del flujo de aire u oxígeno.

El sistema de vasos comunicantes funciona de tal manera que encierra el aire que ingresa impulsado por la presión en un tiempo T en una cavidad que contiene agua. El desplazamiento del nivel del agua y el área transversal de la cavidad ayudan a obtener el volumen de aire llenado. El flujo de aire se calcula dividiendo el volumen de aire (litros) entre el tiempo (minutos).

Para simular se usa un depósito de aire comprimido de un compresor. Cuando el aire es liberado se regulado a 5 PSI. Con el restrictor de flujo, variamos el flujo de aire con el propósito de tomar diferentes muestras. Para cada muestra se toma el tiempo, se mide el desplazamiento del nivel de agua de un canal de los vasos comunicantes y se registra el valor mostrado por el módulo de adquisición.

Configuración experimental de calibración

Para obtener la recta de calibración para los módulos de adquisición de flujo es necesario seguir los siguientes pasos basados en la figura 30.

Paso 1: Agregar agua en los vasos comunicantes de manera que el nivel de agua pueda desplazarse 10 centímetros. Para mayor comodidad, se recomienda marcar un desplazamiento de 10 centímetros en uno de los vasos.

Paso 2: Preparar los dispositivos neumáticos según el diagrama mostrado en la figura 30. Asegurarse que no existan fugas usando cinta teflón para cada empalme.

Paso 3: Alimentar el módulo de adquisición usando 12Vdc. Los pines SPI [miso, mosi, sck, enx] dejar sin conexión. Colocar un voltímetro a la entrada del Conversor Analógico Digital del microcontrolador ubicado en el módulo de adquisición como se encierra en la figura 31. El registro del voltaje es necesario para obtener la recta la cual finalmente será programada.

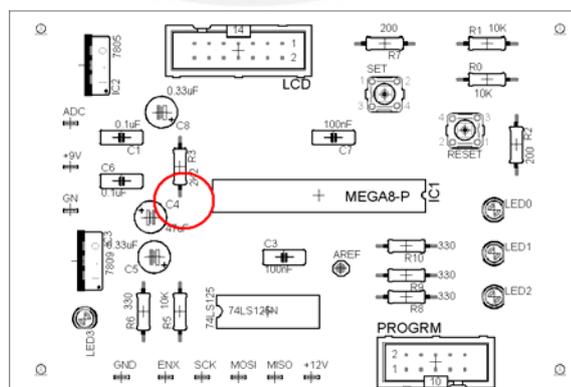


Figura 31. Ubicar el voltímetro en el extremo de la resistencia R3 (círculo rojo) con referencia a tierra.

Paso 4: Llenar el depósito del compresor de aire hasta 100psi aproximadamente. Sin liberar el aire, graduar la salida a 50psi aproximadamente.

Paso 5: Asegurar que el regulador de presión del sistema neumático (figura 30) este a 5psi. Para esto es necesario desconectar la manguera de los vasos comunicantes y liberar el aire del depósito del compresor. El manómetro junto al regulador de presión debe marcar 5psi de lo contrario se debe variar el regulador hasta conseguirlo.

Paso 6: Una vez puesto el regulador de presión a 5psi. Volver a conectar la manguera con los vasos comunicantes. Si fuese necesario volver a llenar el depósito del compresor de aire. Luego, cerrar casi en su totalidad el restrictor de flujo (figura 30) para medir un caudal mínimo.

Paso7: Usando un cronómetro, sincronizar la apertura de la válvula del depósito de aire comprimido, anotar el valor registrado en la pantalla LCD, registrar el valor indicado por el voltímetro, detener el cronometro cuando el nivel de agua alcance los 10 centímetro de desplazamiento y luego cerrar la válvula del depósito.

Paso 8: Incrementar ligeramente la apertura del restrictor de flujo para medir otro caudal de aire y realizar nuevamente el paso 7. Tomar diferentes muestras a diferentes aperturas del restrictor de flujo.

Con los datos tomados (tiempos, flujo mostrado en el display y el voltaje de entrada al ADC) generar una tabla de voltaje, flujo medido y flujo calculado. Los 10 centímetros de desplazamiento de nivel de agua encierra 1.251 litros de aire, el área transversal de los vasos comunicantes es de 13.9cm x 9cm. Entonces, el volumen encerrado es de 1251cm^3 que es igual a 1.251litros ($1\text{L}=1000\text{cm}^3$).

Como el desplazamiento del nivel de agua es el mismo para todas las mediciones, la capacidad de 1.251 litros se repite. Los tiempos registrados

deben estar en minutos. Para hallar cada flujo dividimos 1.251 entre el tiempo. Y el resultado será el flujo calculado.

4.1 Resultados de calibración

Luego de tomar diferentes muestras se construye la recta para cada módulo. Las muestras del módulo de adquisición de aire se ven en la tabla 2 y la recta en la figura 32. De la misma forma, las muestras del módulo de oxígeno se ven en la tabla 2 y la recta en la figura 33. La intención de generar las rectas es ver cuánto difiere de los valores medidos por el módulo y poder corregirlo.

Las rectas de calibración fácilmente pueden agregarse a las líneas de programa y de esta manera corregir las desviaciones de cada módulo.

Las muestras de flujo tomadas por el módulo de adquisición son como siguen:

Tabla 2. Calibración del módulo de adquisición de aire

volt (V)	sensor flujo (slpm)	flujo calc (lpm)	desviación %
2,11	5	5,36	6,7
2,2	5,3	5,83	9,0
2,28	5,7	6,25	8,8
2,49	6,8	7,32	7,1
2,63	7,4	8,00	7,5
2,76	8,1	8,70	6,9
3,11	9,8	10,34	5,3
3,26	10,4	10,91	4,7
3,44	11,4	12,50	8,8
3,77	13,1	13,95	6,1
3,97	14,1	15,38	8,4
4,24	15,3	16,22	5,6
4,54	16,8	17,65	4,8
4,69	17,6	18,75	6,1
4,88	18,5	20,69	10,6

Fuente: datos registrados en el laboratorio de desarrollo de proyectos de la sección de Electricidad y Electrónica

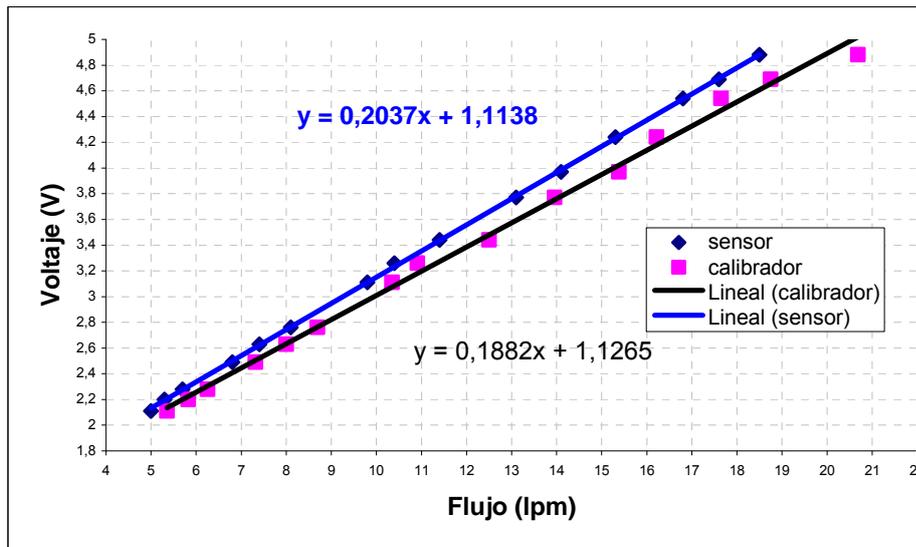


Figura 32. Rectas de calibración del módulo de adquisición de aire

Tabla 3. Calibración del módulo de adquisición de oxígeno

volt (V)	Adquisición de flujo (slpm)	flujo calc (lpm)	desviación %
2,12	5,2	5,41	3,8
2,22	5,6	5,94	5,7
2,29	6	6,19	3,0
2,38	6,4	6,67	4,0
2,53	7,3	7,69	5,1
2,55	7,4	7,59	2,6
2,7	7,9	8,11	2,6
2,81	8,6	8,82	2,5
3,07	10	10,34	3,3
3,18	10,3	10,71	3,9
3,31	11,2	11,76	4,8
3,43	11,7	12,24	4,5
3,76	13,6	13,95	2,5
4,03	14,7	15,00	2,0
4,47	16,8	16,67	-0,8
4,46	16,8	17,14	2,0
4,72	18,2	18,75	2,9
5,05	20	20,69	3,3

Fuente: datos registrados en el laboratorio de desarrollo de proyectos de la sección de Electricidad y Electrónica

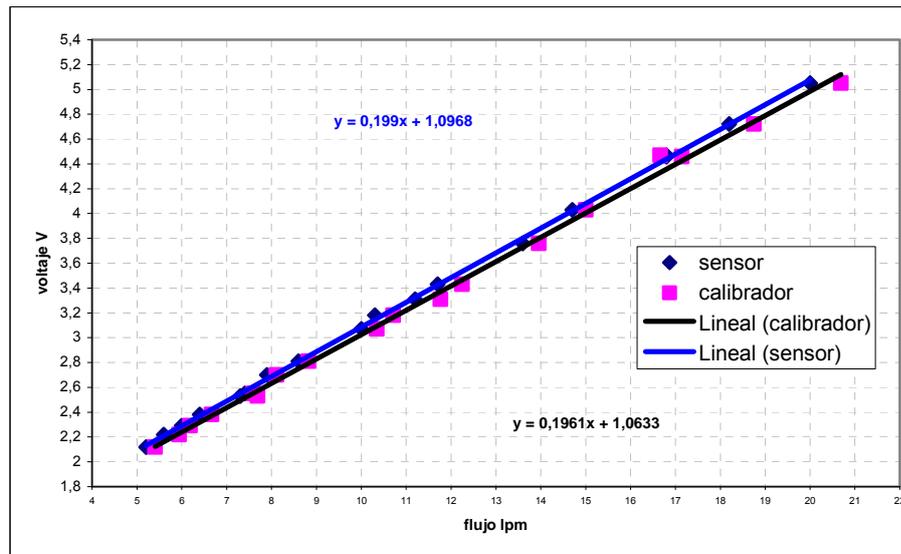


Figura 33. Rectas de calibración del módulo de adquisición de oxígeno

Con estos resultados puedo saber cuál es el valor real del flujo de aire y oxígeno, es decir, las rectas nos permiten verificar cualquier valor de flujo en función al voltaje que ingresa al ADC del micro controlador

4.2 Interfaz de ensayos

Para los distintos ensayos es necesario usar un software que permita registrar automáticamente los datos de flujo y también programar los valores a controlar. El software Comunicación Serial V1.2¹⁰ desarrollado en Visual Basic Net cumple con estas necesidades, ver figura 34.

Antes de recibir los datos es necesario configurar la velocidad de transmisión en la ventana de configuración, en nuestro caso, la velocidad a transmitir es de 4800bps, los demás parámetros de comunicación serial ya vienen por defecto y no se pueden modificar [8bit, sin paridad, modo asíncrono, un bit de stop]. La pantalla de 3 dígitos ubicado en el extremo superior derecho (ver figura 34) indica el último valor recibido. El área de bloque de texto ubicado al extremo

¹⁰ Desarrollado por el Jorge Coello Durand

derecho sirve para registrar todos los datos recibidos de acuerdo como van llegando. Cabe resaltar que los números recibidos deben ser interpretados dividiéndose entre 10, es decir, si el valor recibido es 165 indica que el flujo es 16.5 SLPM.

Sobre el envío de datos, el software tiene distintas forma de interpretar la trama, en nuestro caso usaremos la opción Decimal, es decir, enviaremos valores que representen la mezcla, por ejemplo: si queremos una mezcla de 16.5 litros por minuto enviamos 165 y para la concentración de oxígeno es directo, por ejemplo si queremos 60% enviamos 60.

El muestreo de ambos flujos es de manera simultánea. Primero recibe el valor del flujo de aire y luego el valor del flujo de oxígeno. Es decir, los valores están intercalados. Para generar las gráficas se ordenan los datos con funciones del Excel y se obtienen las gráficas.

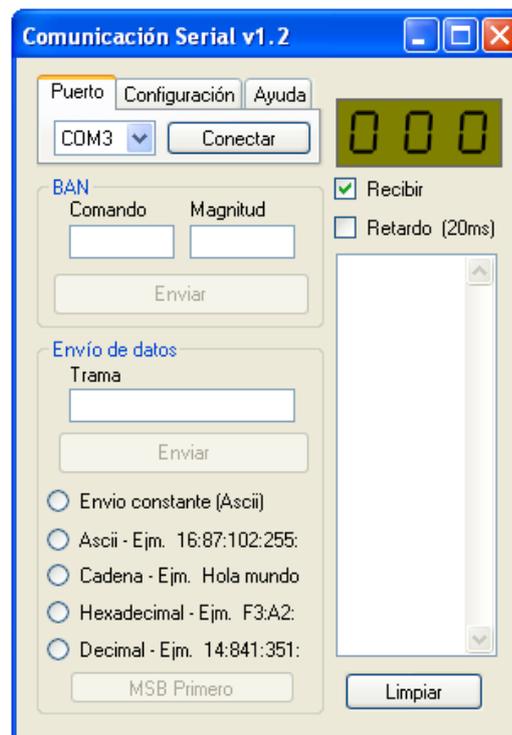


Figura 34. Interfaz de ensayos para la programación y monitoreo

4.2.1 Pruebas de control de mezcla

Las pruebas tienen como objetivo verificar el control de la mezcla, así como el tiempo de estabilidad y la respuesta del controlador ante una perturbación.

Las pruebas se desarrollaron bajo las siguientes condiciones: nos apoyamos en la computadora para poder registrar la evolución de los flujos y para el ingreso de los valores a controlar, ver figura 35. Los valores ingresados son: el flujo de la mezcla [0.0 a 25.0] SPLM y el porcentaje de oxígeno [21 a 100] % de la mezcla.

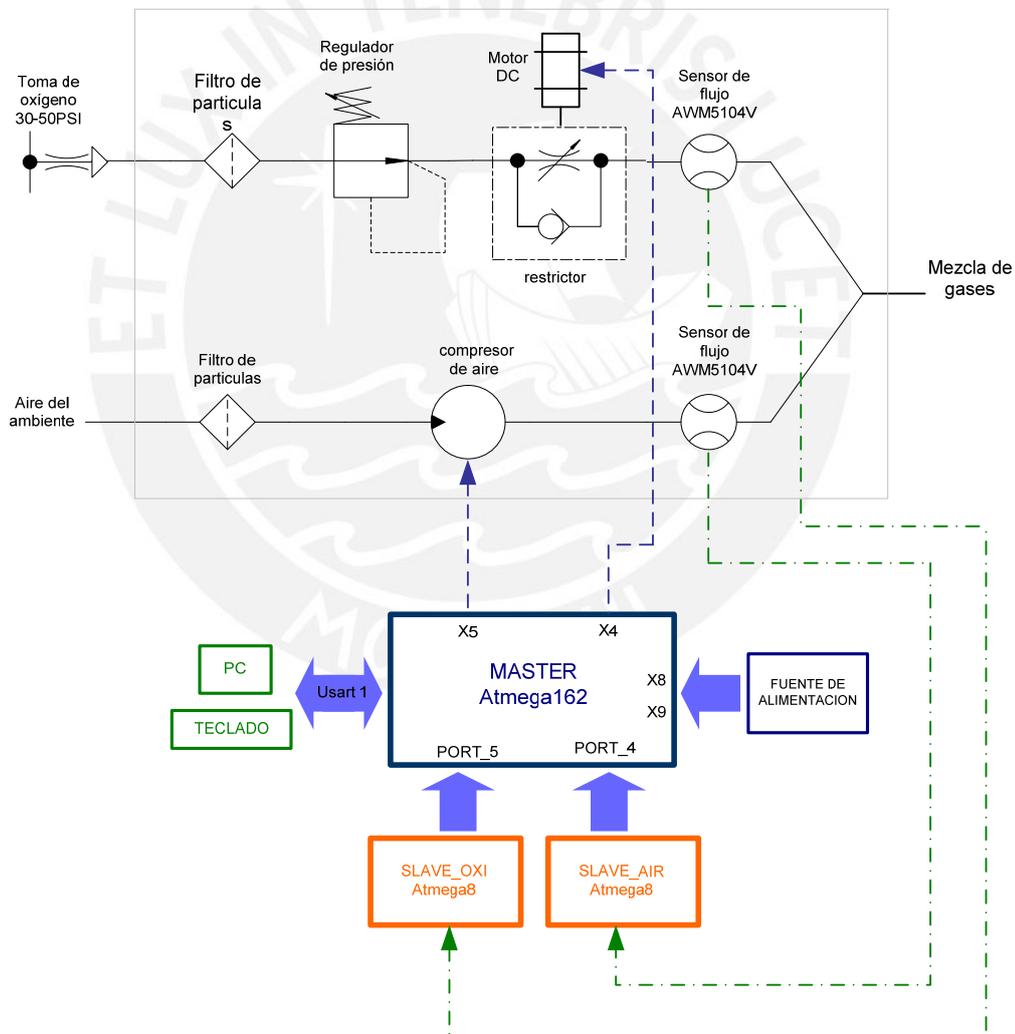


Figura 35. Esquema de las pruebas

Para todas las pruebas se parte de condiciones iniciales de 0 SLPM para el aire y el oxígeno. Las muestras se registran por el puerto serial de la computadora cada 50mseg. El tiempo de muestreo lo determina la velocidad del sensor de flujo. El AWM5104V tiene un retardo máximo de 60mseg pero en la práctica fácilmente se puede trabajar a 50mseg de retardo.

Antes de las pruebas es necesario verificar si no hay fugas en el sistema neumático y luego realizar las conexiones respectivas con el control electrónico (Ver figura 35). Es necesario verificar que el depósito de aire del compresor esté cargado aproximadamente a 100psi y el regulador de presión de salida del depósito de aire este a 50psi como máximo, este último valor es para simular las condiciones del oxígeno en los hospitales.

El regulador de presión del sistema neumático debe estar fijado en 5 psi. Para asegurar este punto es necesario liberar el aire del depósito del compresor sin necesidad de prender el hardware de control electrónico, de tal manera que variando el regulador de presión el manómetro indique 5psi. Si fuese necesario, llenar nuevamente al depósito de aire del compresor.

Paso 1: Mantener la interfaz de ensayos “*comunicación serial v1.2*” configurado a 4800bps y fijar la opción decimal en el área de envío de datos.

Paso 2: Haga clic en conectar en la interfaz de ensayos, luego encender el hardware de control y abrir la válvula del depósito de aire del compresor. Los valores programados por defecto son de 10slpm para cada flujo de gas, es decir, el control hará todo lo posible para conseguir estos valores.

Paso 3: Para que las muestras de los flujos comiencen en 0slpm es necesario enviar los datos de 0slpm de mezcla y luego 0% de concentración de oxígeno, luego hacer un clic en limpiar con la finalidad de tomar los datos desde el inicio.

Paso 4: Por ejemplo para el primer ensayo se desea una mezcla de 23.0splm con 60.1% de concentración, programar estos valores y esperar que se logre

los flujos. Los flujos correspondientes a estos datos de programación son de 14.0splm de aire y 9.0splm de oxígeno (visualizados en las pantallas LCD).

Paso 5: Copiar los datos de la caja de texto a una hoja de cálculo para crear las curvas de cada flujo con respecto al tiempo. Recordemos que los datos llegan de manera intercalada y será necesario separarlos en columnas de flujos de aire y oxígeno. Ver tabla 4.

	A	B	C	D	E
1	Datos	tiempo	AIRE	OXIGENO	MEZCLA
2	245	0,00	24,5	0,1	24,60
3	1	0,05	25,1	0,8	25,90
4	251	0,10	25,3	1,2	26,50
5	8	0,15	25,5	1,5	27,00
6	253	0,20	0	1,8	1,80
7	12	0,25	0	2	2,00
8	255	0,30	0	2,2	2,20
9	15	0,35	0	2,4	2,40
10	0	0,40	0,1	2,6	2,70
11	18	0,45	0,1	2,7	2,80
12	0	0,50	0,1	2,9	3,00
13	20	0,55	0,1	3	3,10
14	0	0,60	0,1	3,2	3,30
15	22	0,65	0,1	3,4	3,50
16	0	0,70	0,1	3,5	3,60
17	24	0,75	0,2	3,6	3,80
18	1	0,80	0,2	3,8	4,00
19	26	0,85	0,7	3,9	4,60
20	1	0,90	0,7	4	4,70
21	27	0,95	1,3	4,2	5,50
22	1	1,00	1,6	4,2	5,80

Tabla 4. La columna A son los datos obtenidos con el software de ensayo y las columnas C y D son los valores de flujo desglosados.

Paso 6: Para realizar los siguientes ensayos es necesario volver a cero la mezcla y la concentración de oxígeno de tal manera que los flujos comiencen de cero y luego configurar otros valores y repetir el paso 5.

4.2.2 Primera prueba

	aire	oxígeno	mezcla	%oxígeno
flujo fijado	14.0 slpm	9.0 slpm	23.0 slpm	60.1

El valor de la concentración de oxígeno es generalmente el límite permitido, recomendado por Santos Ramos, administración de medicamentos.

Tabla 5. Valores programados del primer ensayo

De acuerdo con los datos programados (ver tabla 5) la primer gráfica, figura 36, muestra que el flujo del oxígeno es el primero en lograr la estabilidad debido al bajo flujo exigido, en esta primera gráfica se ve un pequeño sobre impulso del flujo de oxígeno que rápidamente fue controlado y estabilizado. La mezcla requerida fue alcanzada en 11.85 segundos. Durante el control alcanzó un nivel máximo de 23.1 y nivel mínimo de 22.8 slpm.

Para la primera prueba se tomo 662 datos en 33.05 segundos.

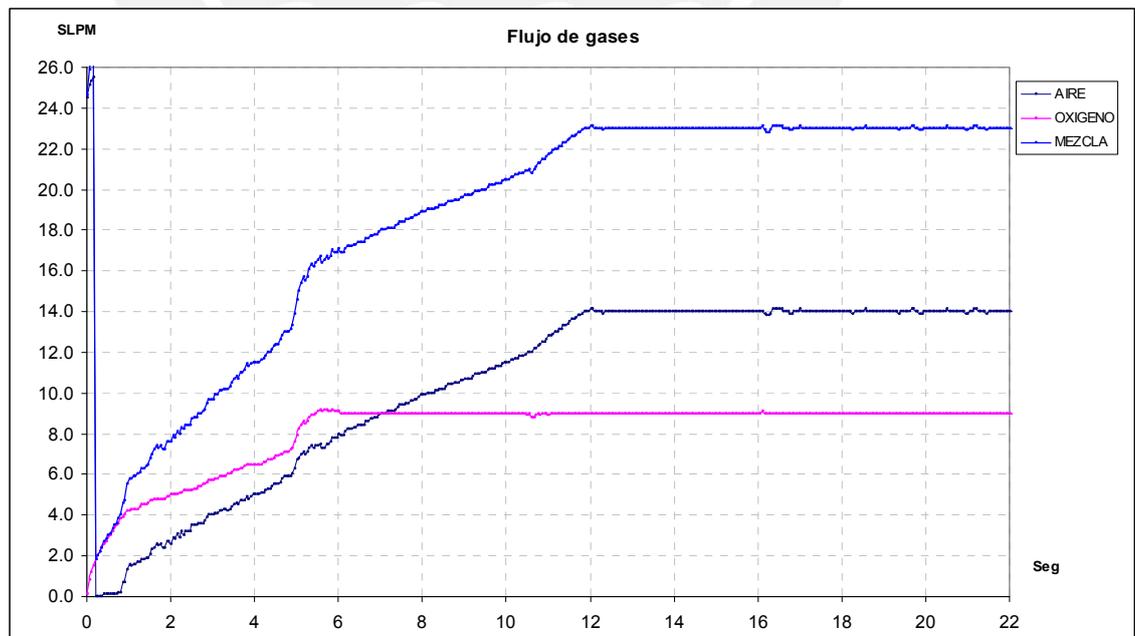


Figura 36. Primer ensayo

4.2.3 Segunda prueba:

	aire	oxígeno	mezcla	%oxígeno
flujo fijado	12.0slpm	7.0slpm	19.0slpm	57.8

Tabla 6. Valores programados del segundo ensayo

El segundo ensayo fue a menos flujo programado que en la primera prueba como se ve en la tabla 6. La figura 37 muestra pequeñas imperfecciones cuando llega a los flujos programados, este rizado se puede atribuir a la inestabilidad del regulador de presión ubicado a la entrada del flujo de oxígeno. La mezcla requerida fue alcanzada en 10.5 segundos. Durante el control alcanzo un nivel máximo de 19.3 y nivel mínimo de 18.7 slpm.

Con 539 muestras en 26.9 segundos se realiza la gráfica siguiente:

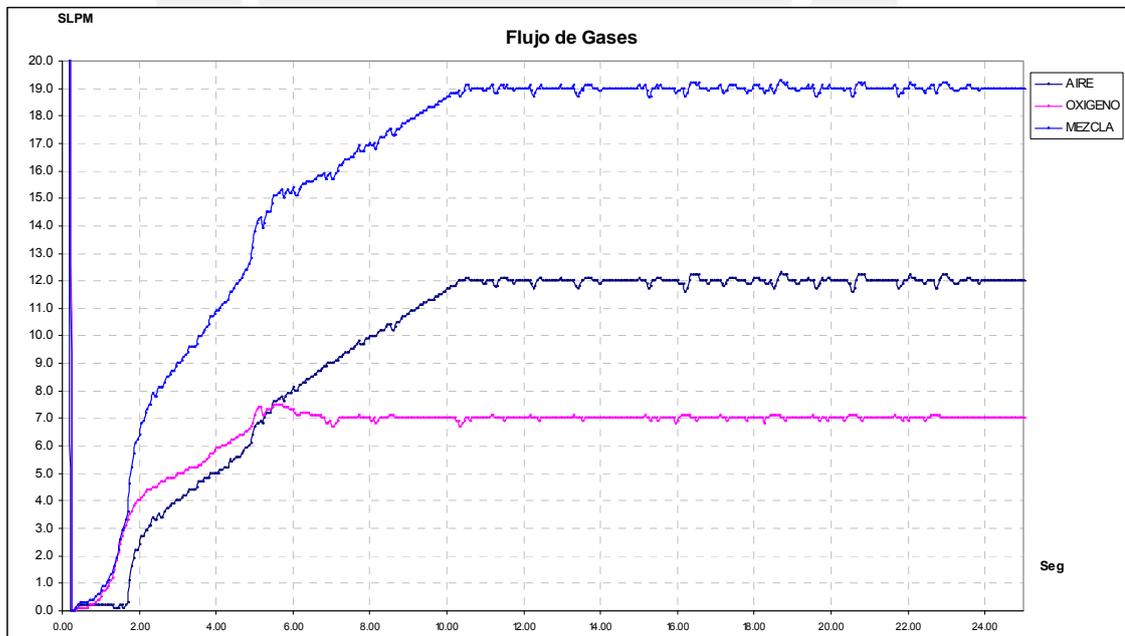


Figura 37. Segundo ensayo

4.2.4 Tercera prueba:

	aire	oxígeno	mezcla	%oxígeno
flujo fijado	10.0slpm	10.0slpm	20.0slpm	71.0

Tabla 7. Valores programados del tercer ensayo

Bajo los parámetros requeridos en la tabla 7 se obtiene las curvas mostradas en la figura 38, donde se observa una estabilidad en 9.1 segundos sin ningún sobre impulso. Los datos registrados antes del primer segundo son causados por el efecto de arranque del compresor de aire y por efectos de la presión por parte del oxígeno. Durante el control alcanzó un nivel máximo de 20.1 y nivel mínimo de 19.9 slpm.

Para este ensayo se tomaron 411 muestras en 20.5 segundos. Es decir, 822 datos en 20.5 segundos.

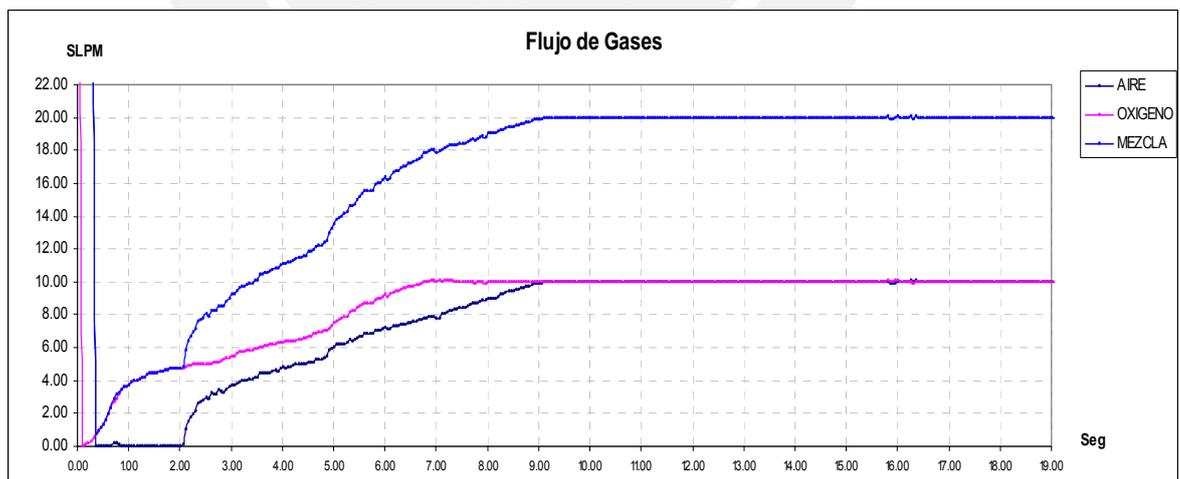


Figura 38. Tercer ensayo

4.2.5 Cuarta prueba:

	aire	oxígeno	mezcla	%oxígeno
flujo fijado	10.0slpm	10.0slpm	20.0slpm	71.0

Tabla 8. Valores programados del cuarto ensayo

Este ensayo es similar al anterior (ver tabla 8) con la diferencia que fue sometido a perturbaciones mecánicas para registrar el comportamiento de los actuadores y el comportamiento de cada flujo.

Una vez alcanzadas la estabilidad, se obstruyó la salida de la mezcla simulando una perturbación. Como resultado, en menos de un segundo el sistema se vuelve a restablecer. Se ve también que la perturbación afecta más al flujo de aire que al flujo de oxígeno ya que la presión del oxígeno simulado es mucho mayor al flujo del aire generado por el compresor. Ver figura 39.

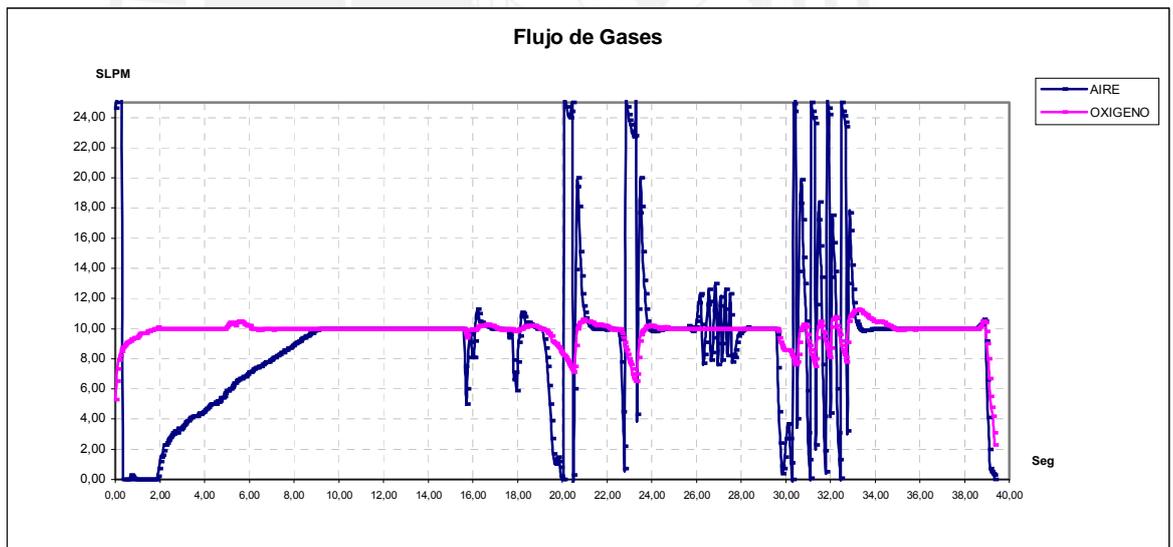


Figura 39. Cuarta prueba

En la última prueba se aprovechó en tomar el tiempo que dura el balón de compresor cuando está a 65psi y regulado a 5psi en la entrada de la planta. El tiempo de duración fue de 7.02 minutos. La gráfica solo muestra 788 datos en 39.35seg.



En las 4 curvas presentadas en las figuras 36, 37, 38, 39 se nota un pequeño codo o irregularidad creciente en el 5to segundo, particularmente en la curva del flujo de oxígeno, al parecer se debe a una imperfección de construcción en el restrictor de flujo y se presenta cada vez que la apertura repita el camino.

El compresor de aire no es bueno para entregar flujos de aire bajos, en el orden de [0 a 5] SLPM, debido a que el motor del compresor no puede mantener una velocidad constante con un voltaje promedio de 5.5Vdc, como consecuencia, presenta demasiadas fluctuaciones, es decir, el caudal es muy turbulento.

El compresor de aire puede entregar flujos desde 7 a 16 SLPM. En caso del oxígeno, el flujo no es turbulento y varía perfectamente desde 0 a 20 SLPM (solo podemos medir hasta 20 SLPM).

El control ON-OFF implementado logra un tiempo aproximado de 12 segundos y un sobre-impulso máximo de 0.2 slpm y en algunos casos no hay sobre-impulso. Debido a estos resultados no es necesario implementar un control más sofisticado. El tiempo de subida se debe al motor DC (Gear 38GM) que tiene el torque suficiente para mover el restrictor pero poca velocidad de giro (60RPM)

Como una observación se tiene que las pruebas de los módulos de adquisición fueron hechas con fuentes de alimentación externas (12Vdc), cuando se integró los módulos se notó algunas variaciones. El flujo máximo alcanzado por el aire ya no era el registrado anteriormente, esto se debió a la caída de tensión en la fuente de alimentación general de 12.01Vdc a 10.97Vdc, aproximadamente 1Vdc de diferencia que podría incrementar el error.

5.1 Conclusiones de las pruebas

El sistema de control de mezcla de aire y oxígeno fue sometido en diferentes ensayos obteniendo una concentración de oxígeno de 21 a 100%, la mezcla usada para estos ensayos están dentro del rango de 0 a 34.4 SLPM.

El módulo de adquisición de flujo de aire presenta una desviación de 10% como máximo y el módulo de adquisición para oxígeno tiene una desviación de 5.7% máximo.

Los ensayos realizados en el sistema de control demuestran que tiene una precisión de ± 0.3 slpm y una resolución de 0.1slmp.

El tiempo de establecimiento es de 11.85 segundos como máximo. Los ensayos demuestran un sobre-impulso máximo de 0.2 slpm.

Conclusiones

- El algoritmo de control permite ser interrumpido en cualquier momento para actualizar los valores de control mientras obtiene los valores de flujo de los módulos de adquisición y los envía al computador para ser graficados, esto demuestra su eficiencia en la sincronización y en el manejo de las variables de flujo.
- El manejo de los actuadores por parte del algoritmo de control resulto ser apropiado para obtener la concentración de oxígeno deseado, con este resultado se logra el objetivo principal de la tesis que es el control de mezcla de aire y oxígeno.
- El algoritmo de adquisición de flujo demostró ser adecuado para el módulo de adquisición. El algoritmo permite seguir operando a pesar de haber perdido la conexión y restablecido con el módulo master, esto demuestra que puede soportar fallos de conexiones físicas.
- El desarrollo de las tarjetas de adquisición de datos para los flujos basados en el procesador Atmega8L dio el resultado esperado demostrando un alto rendimiento y confiabilidad durante las pruebas, de esta manera se cumple con uno de los objetivos trazados por la tesis.
- El uso de una computadora de escritorio facilitó la adquisición de los datos y el ingreso de valores a ser controlados, el software interfaz 'comunicación serial v1.2' facilitó la realización de las gráficas para luego ser analizados.

Recomendaciones

Si se desea reducir el tiempo de subida del flujo se recomendaría contar con un motor de mayor velocidad que el actual (60RPM) y en la medida de lo posible usar un compresor de aire que no genere mucha turbulencia en el aire de salida.

También se recomienda usar una fuente de alimentación más exacta y con mayores prestaciones en cuanto a corriente. La caída de tensión puede ser significativa y el sistema podría dar lecturas erróneas.

Bibliografía

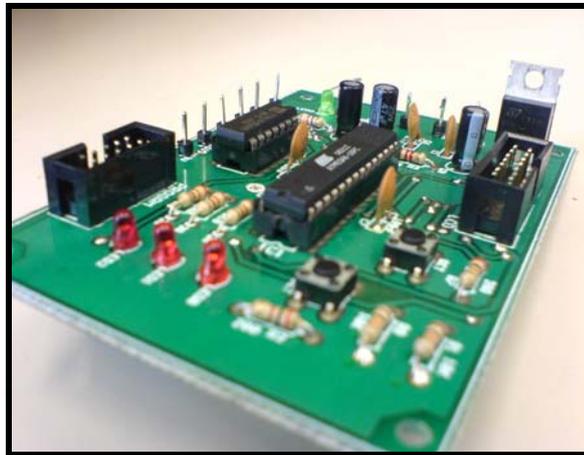
- [1] Medical Engineering & Physics 23 (2001) 381 – 389 [Proporcional asist Ventilation system based on prportional solenoid valve control] – Aik Chong Lua, Ke Chiang Shi, Leok Poh Chau; School of Mechanical and Production Engineering, Nanyang Technological university, Singapore Junio 2001.
- [2]http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/peds_hrnewborn_sp/nicuintr.cfm
10-junio-2007
- [3] AWM5000 Series Microbridge Mass Airflow Sensor, Issue 3 PK 88762
- [4] QUISPE, Romy Noelia. Controlador para pantalla LCD gráfica a color del proyecto Burbuja Artificial Neonatal. Tesis. (Ing.) Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Lima 21 p
- [5] Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxigeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria. Cáp. 2 Análisis – Requerimientos generales del CPAP. Proyecto de investigación de ciencia y tecnología – PROCYT.
- [6] Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxigeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria. Cáp. 3 Diseño e Implementación – Neumática. Proyecto de investigación de ciencia y tecnología – PROCYT.
- [7] Prototipo de CPAP-Neonatal para proporcionar mezcla de aire-oxigeno en las vías respiratorias de los recién nacidos con deficiencia respiratoria. Cáp. 3 Diseño e

- Implementación – PESS de control y potencia. Proyecto de investigación de ciencia y tecnología – PROCYT.
- [8] Timer/counter0, Timer/counter1, and Timer/cuonter3 Prescaler. Pag. 105 2513H - AVR – 04/06, manual ATmega162, Atmel Corporation 2006
- [9] USART Pag. 168. Manual ATmega 162, 2513H – AVR – 04/06, Atmel Corporation 2006
- [10] Serial Peripheral Interface Pag. 159. Manual ATmega 162, 2513H – AVR – 04/06, Atmel Corporation 2006
- [11] MedlinePlus Enciclopedia Médica, Oxigenoterapia en bebés. Versión en inglés revisada por: Daniel Rauch, MD, FAAP, Director, Pediatric Hospitalist Program, Associate Professor of Pediatrics, NYU School of Medicine, New York, NY. Review provided by VeriMed Healthcare Network. Traducción y localización realizada por: DrTango, Inc. 12/18/2006
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007242.htm>
- [12] Development of a MEMS Microvalve Array for Fluid Flow Control. Journal of microelectromechanical systems. Vol. 7. NO. 4. December 1998. Autor Nelsimar Vandelli, Donald Wroblewski, Margo Velonis, and Thomas Bifano.
- [13] A Novel Method of Using a Control Valve for Measrement and Control of Flow. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 48, NO. 6, December 1999. Autor M. A. Atmanand y M. S. Konnur.
- [14] Castillón Lévano, Claudio Bruno. Modelo físico de pulmón humano para ensayos de Ventilación Mecánica. Tesis. de Maestría en Ingeniería Biomédica 2006. Pontificia Universidad Católica del Perú. Escuela de graduados. Lima 54 p

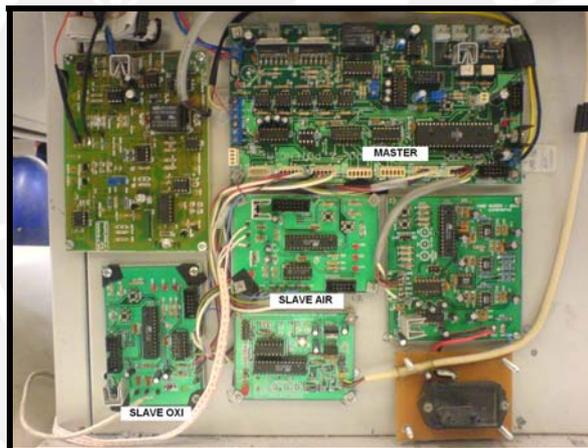




Anexo A. fotografías



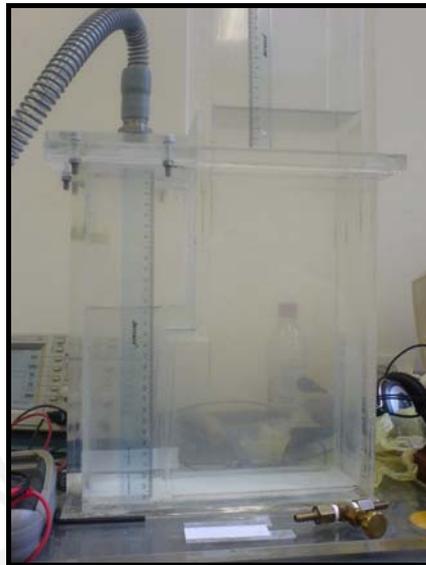
Tarjeta de adquisición de flujo



Hardware de control



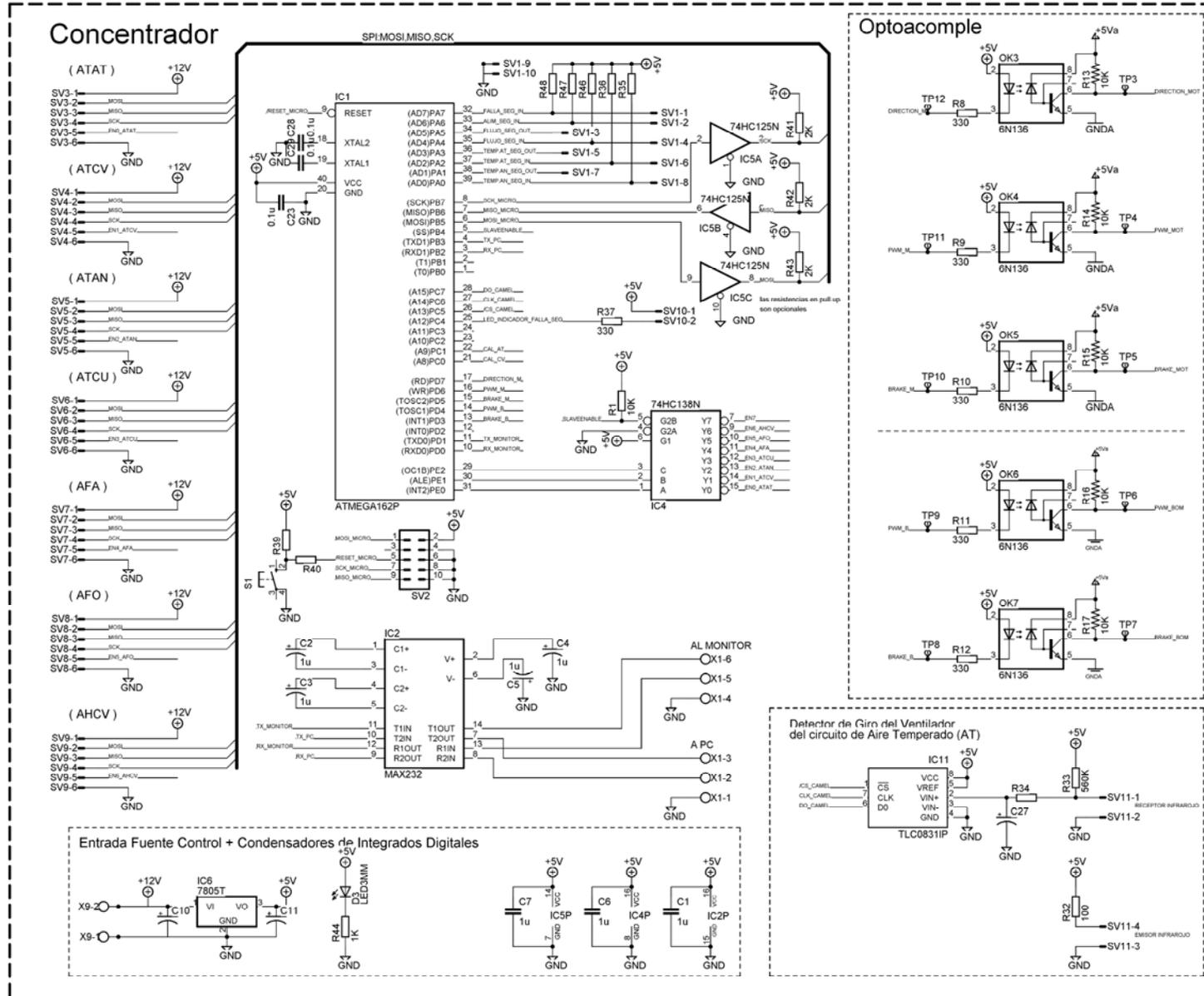
Ensayo con el compresor de aire



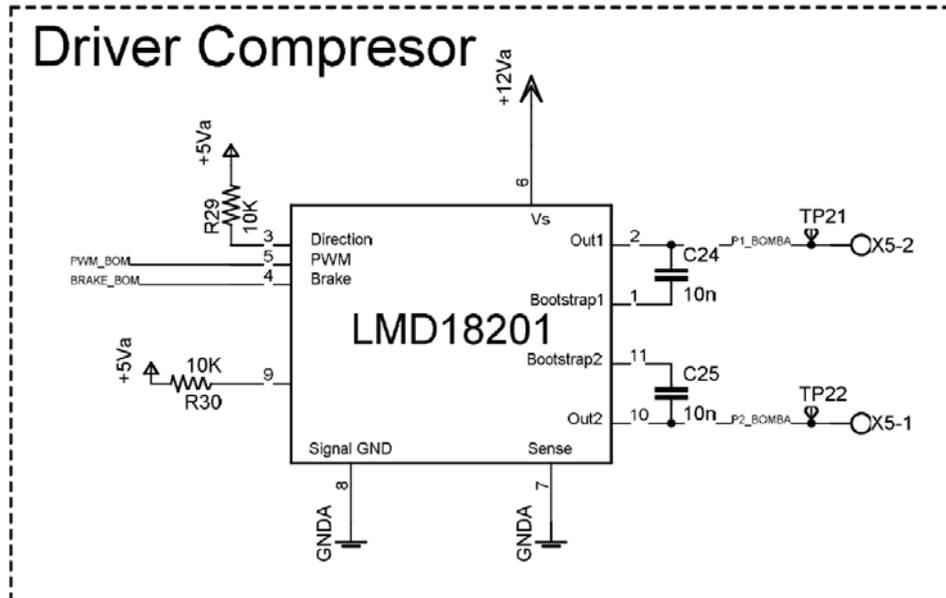
Sistema de vasos comunicantes para la calibración de los flujos



Estructura de la BAN. Fotografía del diario el comercio

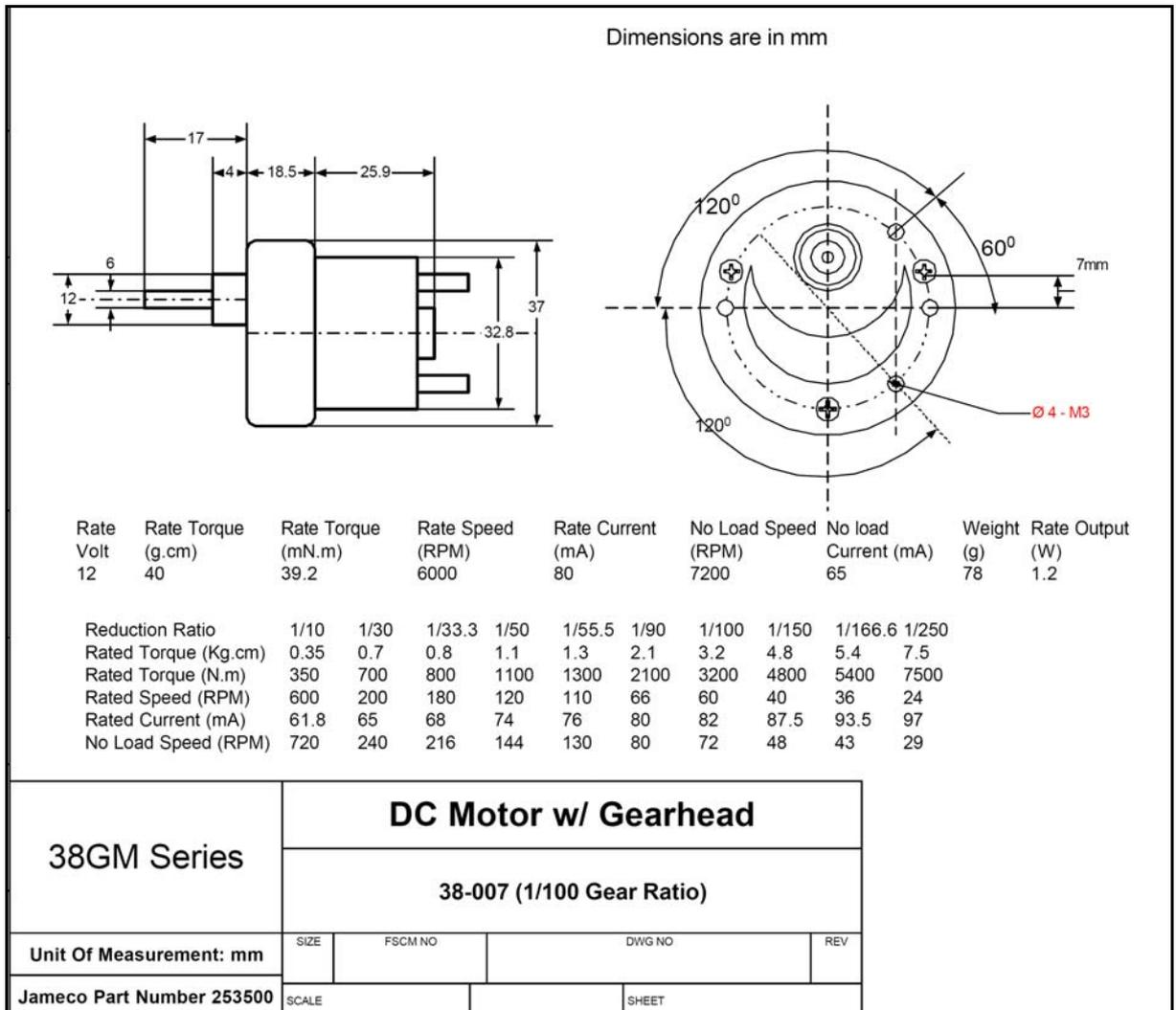


Anexo C. Etapa de procesamiento del módulo de control y potencia



Etapa de manejo del compresor Sensidyne

Anexo D. Características del motor DC Gearhead



Anexo E. Descripción de pines del LCD OPTREX C-51505NFJ-SLW-AIN display

4. I/O Terminal

4.1. Pin Assignment

CN1

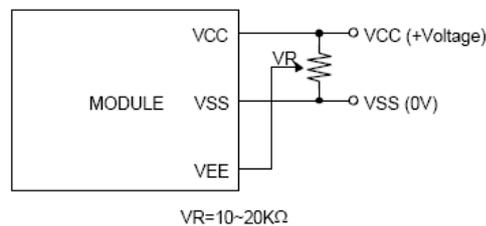
No.	Symbol	Function
1	LED (A)	LED Anode Terminal
2	LED (K)	LED Cathode Terminal
3	V _{SS}	Power Supply (0V, GND)
4	V _{CC}	Power Supply for Logic
5	V _{EE}	Power Supply for LCD Drive
6	RS	Register Select Signal
7	R/W	Read/Write Select Signal H : Read L : Write
8	E	Enable Signal (No pull-up Resister)
9	DB0	Data Bus Line / Non-connection at 4-bit operation
10	DB1	Data Bus Line / Non-connection at 4-bit operation
11	DB2	Data Bus Line / Non-connection at 4-bit operation
12	DB3	Data Bus Line / Non-connection at 4-bit operation
13	DB4	Data Bus Line
14	DB5	Data Bus Line
15	DB6	Data Bus Line
16	DB7	Data Bus Line

CN2

No.	Symbol	Function
17	LED (A)	LED Anode Terminal
18	LED (K)	LED Cathode Terminal

4.2. Example of Power Supply

It is recommended to apply a potentiometer for the contrast adjust due to the tolerance of the driving voltage and its temperature dependence.



AWM5000 Series

Issue 3 PK 88762

SPECIFICATIONS

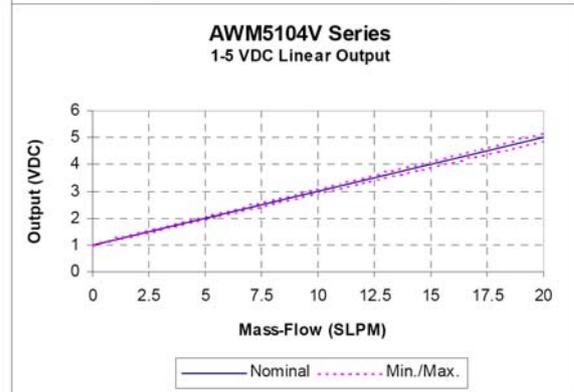
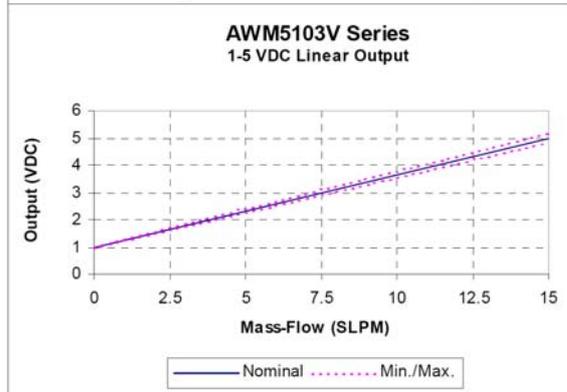
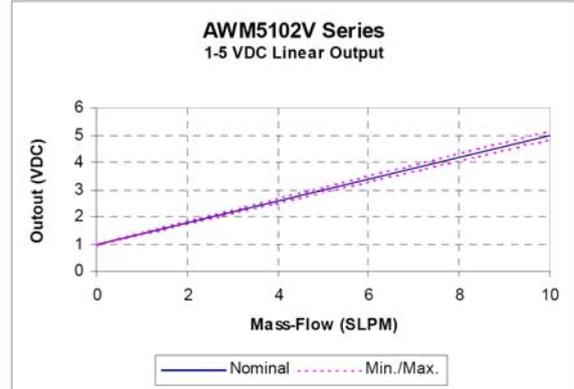
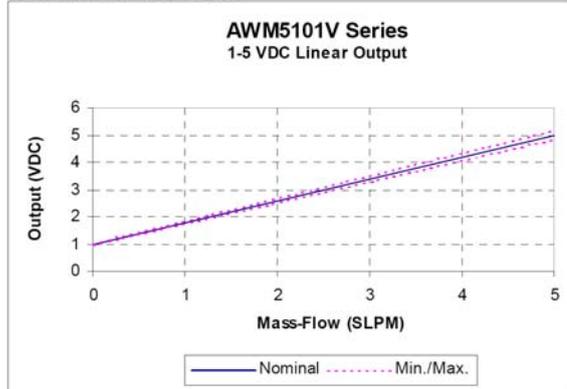
Recommended power supply (1)		10 ±0.01 Vdc
Minimum power supply		8.0 Vdc
Maximum power supply		15.0 Vdc
Power consumption		100 mW max.
Output type		Linear, 1.0 Vdc to 5.0 Vdc
Calibration gas	Suffix	VA = Argon VC = CO ₂ Carbon Dioxide, N ₂ O Nitrous Oxide VN = N ₂ Nitrogen, O ₂ Oxygen, Air
Gas flow range	AWM5101	0 to 5 SLM (5)
	AWM5102	0 to 10 SLM
	AWM5103	0 to 15 SLM
	AWM5104	0 to 20 SLM
Output at laser trim point		5.0 Vdc at Full Scale Flow
Differential pressure at full scale		See Pressure vs Flow Chart
Null output		1.00 ±0.05 Vdc
Null output shift, -20 °C to 70 °C		± .050 Vdc typ., ± .200 Vdc max.
Full scale output shift, -20 °C to 25 °C and 25 °C to 70 °C (4)		Suffix VA or VN: ±7.0% F.S.O. Suffix VC: ±10.0% F.S.O.
Linearity error (2)		± 3.0% reading
Repeatability & hysteresis		± 0.5% Reading
Response time		60.0 msec max.
Temperature range, operating and storage		-20 °C to 70 °C [-4 °F to 158 °F]
Termination (0.100 in centers)		0.025 in square
Connector (4 pin receptacle), included (3)		AMP (103956-3)
Weight		60 grams [2.06 oz.]
Shock rating		100 g peak, 6 msec half-sine (3 drops, each direction of 3 axes)
Vibration rating		15 g, 10 Hz -2000 Hz -10 Hz
Overpressure		50 psi max.
Leak rate, max.		0.1 psi/min. at static condition

1. Cannot guarantee calibration at supply voltages other than 10.0 ±0.01 Vdc.
2. Linearity specification applies from 2 % to 100% full scale of gas flow range and does not apply to null output at 0 SLM.
3. Supplied in strip form. Other strip form receptacles are available as are various tools to assemble receptacles in strip form. Individual receptacle assemblies are also available from Amp.
4. SLM sensors have larger Full scale shifts over temperature. 0-20 SLM sensors have lowest shifts with respect to temperature.
5. SLM denotes standard liters per minute which is a flow measurement referenced to standard conditions of 0 °C, 760 torr (sea level), 50% RH.

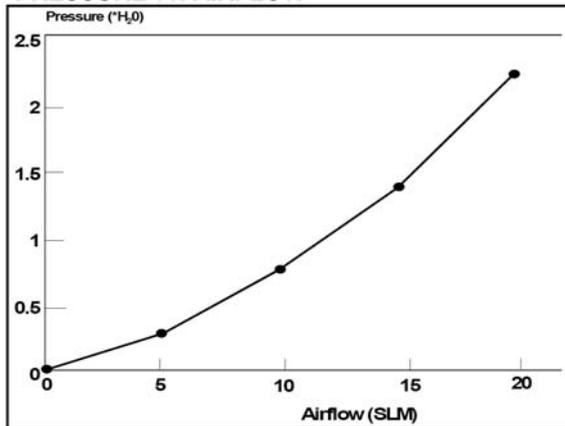
AWM5000 Series

Issue 3 PK 88762

CHARACTERISTICS



PRESSURE vs. AIRFLOW



PRODUCT DESCRIPTION

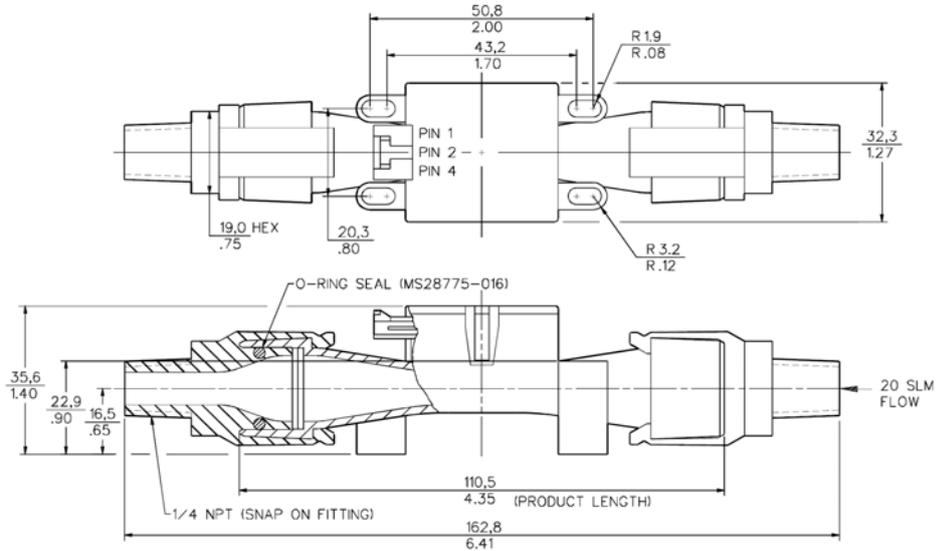
Catalog Listing	Flow Range
AWM5101VA	5 SLPM, Argon calibration
AWM5101VC	5 SLPM, CO ₂ calibration
AWM5101VN	5 SLPM, N ₂ calibration
AWM5102VA	10 SLPM, Argon calibration
AWM5102VC	10 SLPM, CO ₂ calibration
AWM5102VN	10 SLPM, N ₂ calibration
AWM5103VA	15 SLPM, Argon calibration
AWM5103VC	15 SLPM, CO ₂ calibration
AWM5103VN	15 SLPM, N ₂ calibration
AWM5104VA	20 SLPM, Argon calibration
AWM5104VC	20 SLPM, CO ₂ calibration
AWM5104VN	20 SLPM, N ₂ calibration

All listings have 1 Vdc - 5 Vdc linear output with 10 Vdc supply over given flow range for a given gas.

AWM5000 Series

Issue 3 PK 88762

MOUNTING DIMENSIONS (for reference only) mm/in

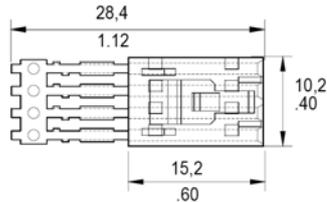


OUTPUT CONNECTIONS

Pin 1	+ Supply voltage
Pin 2	Ground
Pin 3	No connection
Pin 4	Output voltage

Note: Flow direction is marked on housing.

SS-12143 CONNECTOR



WARRANTY/REMEDY

Honeywell warrants goods of its manufacture as being free of defective materials and faulty workmanship. Contact your local sales office for warranty information. If warranted goods are returned to Honeywell during the period of coverage, Honeywell will repair or replace without charge those items it finds defective. The foregoing is Buyer's sole remedy and is **in lieu of all other warranties, expressed or implied, including those of merchantability and fitness for a particular purpose.**

Specifications may change without notice. The information we supply is believed to be accurate and reliable as of this printing. However, we assume no responsibility for its use.

While we provide application assistance personally, through our literature and the Honeywell web site, it is up to the customer to determine the suitability of the product in the application.

For application assistance, current specifications, or name of the nearest Authorized Distributor, contact a nearby sales office. Or call:

1-800-537-6945 USA
1-800-737-3360 Canada
1-815-235-6847 International

FAX

1-815-235-6545 USA

INTERNET

www.honeywell.com/sensing
info.sc@honeywell.com

Honeywell

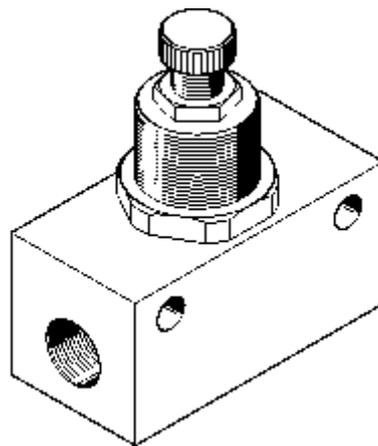
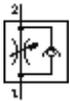
Anexo G. hoja de datos del restrictor de flujo

Detail-Ansicht

Drossel-Rückschlagventil

151215

GR-1/8-B



Merkmal	Eigenschaft
Ventilfunktion	Drossel-Rückschlagfunktion
Pneumatischer Anschluss 1	G1/8
Pneumatischer Anschluss 2	G1/8
Einstellelement	Rändelschraube
Befestigungsart	wahlweise: Fronttafeleinbau mit Durchgangsbohrung
Normalnenndurchfluss	in
Drosselrichtung	220 l/min

Normalnennendurchfluss	in	217 l/min
Rückschlagrichtung		
Betriebsdruck		0,5 - 10 bar
Umgebungstemperatur		-20 - 60 °C
Werkstoffinformation Gehäuse		Aluminium-Knetlegierung
Betriebsmedium		gefilterte, nicht geölte Druckluft, Filterfeinheit 40 µm
		gefilterte, geölte Druckluft, Filterfeinheit 40 µm
Einbaulage		beliebig
Mediumstemperatur		-20 - 60 °C
Produktgewicht		34 g
Werkstoffinformation Dichtungen		NBR
Werkstoffinformation Regulierschraube		Messing

© 2005 Festo AG & Co. KG

Anexo H. Código de programación para la tarjeta de adquisición

```

.INCLUDE "M8DEF.INC"
.LIST
.DEF INSTRUCCION=R16 ; REDEFINIMOS LOS REGISTROS
.DEF DATO=R17
.DSEG
    .ORG $60

VOLT_H:    .BYTE 1
VOLT_L:    .BYTE 1
BANDERA:   .BYTE 1
DATO_H:    .BYTE 1
DATO_L:    .BYTE 1
FLUJO:     .BYTE 1
.CSEG
    .ORG 0
    RJMP INICIO
    .ORG $A
    RJMP SPI_STC

;*****
;*****  PROGRAMA PRINCIPAL DEL FLUJO CON LCD A INTERRUPCION  *****
;*****
;*****

INICIO:
LDI    R16,HIGH(RAMEND)    ; valor inicial al puntero de pila
OUT    SPH,R16
LDI    R16,LOW(RAMEND)
OUT    SPL,R16
RCALL  CONFIGURA_PUERTOS ; puertos D (DATOS) Y C (CONTROL) LCD
RCALL  CONFIGURA_ADC
RCALL  SPI_SLAVEINIT      ; habilitar el spi por interrupción
RCALL  CONFIGURA_LCD
LDI    ZH,HIGH(MENSAJE*2) ; Z apunta al inicio del tabla
LDI    ZL,LOW(MENSAJE*2)
RCALL  ENVIA_CADENA       ; muestra en lcd mensaje
SEI    ; habilita la interrupción

BUCLE: RCALL  SPI_ON
        RCALL  MIDO_VOLT    ; adquiere el valor del ADC y calcula el flujo

        LDS    R16,FLUJO
        OUT    SPDR,R16    ; transferencia del flujo via SPI

        RCALL  CONVER       ; adecua los datos para el LCD
        RCALL  MOSTRAR_VALOR ; muestra el valor en el LCD

        RJMP  BUCLE

;*****
;*****  FIN DE PROGRAMA PRINCIPAL  *****
;*****
;*****

MENSAJE: .DB    "OXIGENO:      SLPMS$"

; * *****  SUBROUTINA QUE CONFIGURA LA PANTALLA LCD *****
;
CONFIGURA_LCD:
    PUSH  R16
    PUSH  R17
    RCALL RETARDO
    LDI   INSTRUCCION,$30    ;configuración: 8-bit
    RCALL ENVIA_LCD
    RCALL RETARDO
    LDI   INSTRUCCION,$30
    RCALL ENVIA_LCD
    RCALL RETARDO
    LDI   INSTRUCCION,$30
    RCALL ENVIA_LCD
    RCALL RETARDO

```

```

LDI     INSTRUCCION,$38      ; trabajar con datos de 8 bits, 2 líneas
RCALL  ENVIA_LCD           ; y una matriz de 5*7 puntos
RCALL  CHECKBF
LDI     INSTRUCCION,0       ; apaga el display
RCALL  ENVIA_LCD
RCALL  CHECKBF
LDI     INSTRUCCION,1       ; limpia el display
RCALL  ENVIA_LCD
RCALL  CHECKBF
LDI     INSTRUCCION,6       ; cursor se desplaza a la derecha
RCALL  ENVIA_LCD
RCALL  CHECKBF
LDI     INSTRUCCION,$0C     ; enciende pantalla, muestra el cursor
RCALL  ENVIA_LCD
RCALL  CHECKBF
POP    R17
POP    R16
RET
    
```

ENVIA_CADENA:

```

LEER_OTROC:  RCALL  CHECKBF
              LPM    DATO,Z+      ; lee y muestra caracter en lcd
              CPI    DATO,'$'    ; muestro 16 caracteres
              BREQ  NO_MAS
              RCALL  ENVIADATO_LCD
              RCALL  RETARDO_DE_VISUALIZACION
              RJMP  LEER_OTROC
NO_MAS:      RET
    
```

*****SUBROUTINA QUE CONFIGURA LOS PUERTOS*****

CONFIGURA_PUERTOS:

```

PUSH   R17
PUSH   R16
LDI    R16,$FF      ; puerto d va conectado al bus de datos del LCD
OUT    DDRD,R16
LDI    R16,$07      ; se configuran los pines PC0, PC1 Y PC2 COMO SALIDAS
OUT    DDRC,R16    ; líneas de control del LCD: PC0=E PC1=RS PC2=R/W
LDI    R16,(1<<PB0) ; configura puerto de los lesd L0 L1 L2
OUT    DDRB,R16
IN     R17,DDRC
LDI    R16,0B00110000
OR     R17,R16
OUT    DDRC,R17
POP    R16
POP    R17
RET
    
```

*****SUBROUTINA QUE GENERA UN RETARDO*****

RETARDO:

```

PUSH   R16
PUSH   R17
CLR    R16
    
```

OTRA_VEZ:

```

CLR    R17
    
```

LAZO_TIEMPO:

```

INC    R17          ; esperamos a que r17 se desborde
BRNE  LAZO_TIEMPO
INC    R16
CPI    R16,$AA     ; 45.8mseg
BRNE  OTRA_VEZ
POP    R17
POP    R16
RET
    
```

*****SUBROUTINA QUE GENERA UN RETARDO PARA VISUALIZACIÓN**

RETARDO_DE_VISUALIZACION:

```

PUSH   R17
LDI    R17,0
LAZO_RETARDO:
INC    R17
    
```

```
CPI    R17,$F5
BRNE   LAZO_RETARDO
POP    R17
RET
```

*****SUBROUTINA QUE ENVIA UN INSTRUCCIÓN AL LCD*****

```
ENVIAR_LCD:
PUSH   R17
LDI    R17,0B000           ;RW=0, RS=0 Y E=0, se envía un "0" al enable
OUT    PORTC,R17
LDI    R17,0B001           ;RW=0, RS=0 Y E=1, se envía un "1" al enable
OUT    PORTC,R17
OUT    PORTD,INSTRUCCION ;se envía la instrucción
LDI    R17,0B000           ;RW=0, RS=0 Y E=0, se envía un "0" al enable
OUT    PORTC,R17
LDI    R17,0B100           ;RW=1, RS=0 Y E=0
OUT    PORTC,R17
POP    R17
RET
```

*****SUBROUTINA QUE ENVIA UN DATO AL LCD*****

```
ENVIADATO_LCD:
PUSH   R16
PUSH   R17
LDI    R16,0B010           ;RW=0, RS=1 Y E=0
OUT    PORTC,R16
LDI    R16,0B011           ;RW=0, RS=1 Y E=1
OUT    PORTC,R16
OUT    PORTD,DATO          ;se envía el dato
LDI    R16,0B010           ;RW=0, RS=1 Y E=0
OUT    PORTC,R16
LDI    R16,0B100           ;RW=1, RS=0 Y E=0
OUT    PORTC,R16
POP    R17
POP    R16
RET
```

*****SUBROUTINA QUE ESPERA READ BUSY FLAG*****

```
CHECKBF:
PUSH   R16
PUSH   R17
LDI    R16,0               ; bus de datos: entrada
OUT    DDRD,R16

LECTURABF:
LDI    R16,0B100           ; RW=1, RS=0 Y E=0
OUT    PORTC,R16
LDI    R16,0B101           ; RW=1, RS=0 Y E=1
OUT    PORTC,R16
IN     R17,PIND             ; verificar bit BF (DB7)
LDI    R16,0B100           ; RW=1, RS=0 Y E=0
OUT    PORTC,R16
ANDI   R17,0B10000000     ; espera a BF = 0, es decir, que se desocupe
CPI    R17,0
BRNE   LECTURABF          ; si LCD está ocupado => espera
LDI    R16,$FF             ; bus de datos: salida
OUT    DDRD,R16
POP    R17
POP    R16
RET
```

MOSTRAR_VALOR:

```
LDI    R16,$88             ; retrocedo el cursor de la pantalla para
RCALL  ENVIAR_LCD          ; actualizar el nuevo dato
RCALL  RETARDO
LDI    R16,$30
ADD    R22,R16
ADD    R21,R16
ADD    R20,R16
MOV    DATO,R20
RCALL  ENVIADATO_LCD
RCALL  RETARDO_DE_VISUALIZACION
MOV    DATO,R21
RCALL  ENVIADATO_LCD
RCALL  RETARDO_DE_VISUALIZACION
```

```

MOV    DATO,R22
RCALL  ENVIADATO_LCD
RCALL  RETARDO_DE_VISUALIZACION
RET

```

```

;*****SUBROUTINA QUE CONFIGURA EL ADC*****
CONFIGURA_ADC:

```

```

    LDI    R16,0B01100011      ;ADC 3,referencia externa AVCC, ADLAR=0
    OUT    ADMUX,R16
    LDI    R16,$83             ;PRES/8, ADEN=1,ADIE=0
    OUT    ADCSR,R16
    RET

```

```

;*****SUB RUTINA DE ADQUISICION DE ADC Y CALCULO DE FLUJO*****
MIDO_VOLT:

```

```

    SBI    ADCSR,ADSC
ESPERA:
    SBIC   ADCSR,ADSC
    RJMP   ESPERA
    IN     R16,ADCH             ; el valor sensado esta en R16
    LDI    R17,200
    MUL    R17,R16             ; (200/204) es la pendiente de la recta
    LDI    R19,204
    RCALL  DIVIDIR             ; los valores de la multiplicación están en R1:R0
    SBCI   R16,49              ; 49 es la constante de la recta
    STS    FLUJO,R16           ; FLUJO = ADCH*(200/204)-49

```

```

    RET

```

```

DIVIDIR: LDI    R18,0           ; la división es por restas sucesivas
          LDI    R16,0
          MOV    R26,R0
          MOV    R27,R1
          CLC
LAZZO:   SBC    R26,R19
          SBC    R27,R18
          BRCS   TERMINO
          INC    R16             ; en R16 se va el resultado de la división
          RJMP   LAZZO
TERMINO:RET

```

```

CONVER:  CLR    R20
          CLR    R21
          CLR    R22
          LDS    R16,FLUJO
RAUL:    CPI    R16,100
          BRLO  MENOR
          SUBI   R16,100
          INC    R20             ; centenas en R20
          RJMP  RAUL
MENOR:   CPI    R16,10
          BRLO  MENOR_10
          SUBI   R16,10
          INC    R21             ; decenas en R21
          RJMP  MENOR
MENOR_10:MOV  R22,R16           ; unidades en R22
          RET

```

```

;***** RUTINA PARA CONFIGURAR EL CONTROLADOR COMO SPI ESCLAVO*****

```

```

SPI_SLAVEINIT:

```

```

    IN     R17,DDRB             ;(SCK=PB5, IN)(MISO=PB4,OUT)(MOSI=PB3,IN)/(SS = PB2, IN)
    LDI    R16,0B00010000
    OR     R17,R16
    LDI    R16,0B11010011
    AND    R17,R16
    OUT    DDRB,R17             ;spi inter, off spi, master, set clock rate fclk/16
    LDI    R17,(1<<SPIE)|(0<<SPE)|(0<<MSTR)|(1<<SPR0)
    OUT    SPCR,R17
    RET

```

```

SPI_STC:LDI  R17,(1<<SPIE)|(0<<SPE)|(0<<MSTR)|(1<<SPR0)
          OUT  SPCR,R17
          RETI

```

```

SPI_ON:      ;SPI INTER, ON SPI, MASTER, SET CLOCK RATE FCLK/16

```

```
LDI    R17,(1<<SPIE)|(1<<SPE)|(0<<MSTR)|(1<<SPR0)
OUT    SPCR,R17
RET
```

Anexo I. Código de programación para la tarjeta de control y potencia

```

;*****
;* Nombre: control_ixig
;* Autor: RAUL (c) 2007
;* Fecha: Domingo, 4 de marzo del 2007
;* Descripción: Programa para controlar toda la planta
;*                               el compresor, SPI
;*                               _01: Encendido de motor
;*****

.INCLUDE    "M162DEF.INC"
.LIST

.DSEG
.ORG (0xFF+1)

DATO_PC:    .BYTE 1
DATO_A_PC:  .BYTE 1
DATO_SPI:   .BYTE 1
FLUJO_AIR:  .BYTE 1
FLUJO_OXI:  .BYTE 1
DATO_AIR:   .BYTE 1
DATO_OXI:   .BYTE 1
FLUJO_MEZ:  .BYTE 1
COUNTER_LLEGADA: .BYTE 1
PORCENT:    .BYTE 1
CAMBIO:     .BYTE 1
SINCRONIZAR: .BYTE 1
.CSEG

        .ORG $0      RJMP INICIO

        .ORG $028    RJMP USART1_RXC

;inicializaciones
inicio:

;puntero de PILA
LDI    R16, HIGH(RAMEND)
OUT    SPH,R16
LDI    R16, LOW(RAMEND)
OUT    SPL,R16
RCALL  UC_CLEARSRAM      ;Limpia la memoria SRAM. Lleva todos los bytes a cero.
RCALL  CLÉARREGISTER     ;Pone todos los registros a cero
RCALL  UC_CLEARSRAM
RCALL  CONFIG_PORT_MOTOR
RCALL  UC_CONFIGURATETIMER1PWM ;configura del OC1A (PWM)PD5 motor
RCALL  UC_CONFIGURATEUSART1
RCALL  UC_CONFIGURATETIMER3PWM ;configura del OC3A (PWM)PD4 compresor
RCALL  UC_INTIALIZESPIMASTER  ;configura como master

CLR    R16
STS    COUNTER_LLEGADA,R16      ;cuenta el # de byte enviado x la pc

LDI    R17,(0<<portd3)          ;PD3=0 enciende el compresor lentamente
OUT    PORTD,R17
LDI    R16,100
STS    FLUJO_AIR,R16            ;flujo de aire predeterminado 10.0 lpm
LDI    R16,50
STS    FLUJO_OXI,R16           ;flujo de oxígeno predeterminado 5.0 lpm

NUEVO_CICLO:
SEI    ;activar interrupción del SREG

LDI    R16,255
STS    SINCRONIZAR,R16         ;envío de byte de sincronización
LDS    R16,SINCRONIZAR
STS    DATO_A_PC,R16
RCALL  UC_SENDBYTEUSART1

RCALL  RETARDO                 ;retardo para el sensor de flujo 50ms

```

```

RCALL LEERESCLAVO04 ;lee el dato del slave_aire
LDS R16,DATO_SPI
STS DATO_AIR,R16 ;guardo el dato para ser calculado
STS DATO_A_PC,R16
RCALL UC_SENDBYTEUSART1 ;envío el aire sentido a la pc

RCALL LEERESCLAVO05 ;lee dato de slave_oxigeno
LDS R16,DATO_SPI
STS DATO_OXI,R16
STS DATO_A_PC,R16
RCALL UC_sendByteUSART1 ;envío el oxígeno sentido a la pc

LDS R16,FLUJO_AIR ;comprobar el flujo del aire
LDS R17,DATO_AIR
DEC R16
CP R16,R17 ;si el flujo fijado es mayor al sentido => +air
BRGE MAS_AIRE
LDS R16,FLUJO_AIR
INC R16
CP R17,R16
BRGE MENOS_AIRE ; si el flujo sentido es mas q el fijado=> -air

BACK1:

LDS R16,FLUJO_OXI ;comparar el flujo de oxigeno
LDS R17,DATO_OXI
DEC R16
CP R16,R17
BRGE MAS_OXIGENO
LDS R16,FLUJO_OXI
INC R16
CP R17,R16
BRGE MENOS_OXIGENO
RCALL MOTOR_OFF

BACK:

LDS R16,CAMBIO
CPI R16,1
BREQ CAMBIAR_VALORES

RJMP NUEVO_CICLO

MAS_AIRE:
LDS R16,OCR3AL ;el compresor arranca lentamente
INC R16
STS OCR3AL,R16
RJMP BACK1

MENOS_AIRE:
LDS R16,OCR3AL ;el compresor arranca lentamente
DEC R16
STS OCR3AL,R16
RJMP BACK1

MAS_OXIGENO ;abrir válvula para mas oxigeno
IN R17,PORTD
LDI R16,0B01111111 ;PD7=0 PD6=1, PD7 = DIRECION, PD6 = ENABLE ,PD5 = PWM
AND R17,R16
LDI R16,0B01000000
OR R17,R16
OUT PORTD,R17
RJMP BACK

MENOS_OXIGENO ;cerrar la válvula para menor oxigeno
IN R17,PORTD
LDI R16,$C0 ;PD7=1 PD6=1, PD7 = DIRECION, PD6 = ENABLE ,PD5 = PWM
OR R17,R16
OUT PORTD,R17
RJMP BACK

MOTOR_OFF:
IN R17,PORTD
LDI R16,0B10111111 ;PD7=X PD6=0, PD7 = DIRECION, PD6 = ENABLE ,PD5 = PWM
AND R17,R16
OUT PORTD,R17 ;apagar motor, no varía el flujo de oxigeno
RET

CAMBIAR_VALORES:
LDS R16,FLUJO_MEZ
    
```

```

LDS    R17,PORCENT           ;multiplicar el flujo total con el % de oxi
MUL    R17,R16               ;para obtener el flujo de oxigeno

LDI    R19,100               ;es el divisor
RCALL  DIVIDIR
STS    FLUJO_OXI,R16
LDS    R17,FLUJO_MEZ
SUB    R17,R16
STS    FLUJO_AIR,R17
CLR    R16
STS    CAMBIO,R16
RJMP   NUEVO_CICLO

DIVIDIR:
CLR    R18
CLR    R16
MOV    R26,R0                ;el resultado de la multiplicación están r0 y r1
MOV    R27,R1
CLC
LAZZO: SBC    R26,R19         ;restas sucesivas
SBC    R27,R18
BRCS   TERMINO
INC    R16                    ;el resultado está en r16
RJMP   LAZZO

TERMINO: RET
    
```

***** SUB-RUTINAS *****

UC_configurateTimer1PWM:

```

;* Inicio
; Configuración de Output Compare Register 1A
PUSH   R16                    ;clear oc1a on compare, set oc1a at top, fast pwm 8 bits
LDI    R16,0b10000001        ;(1<<COM1A1)|(0<<COM1A0)|(0<<COM1B1)|(0<<COM1B0)
                                ;(0<<FOC1A)|(0<<FOC1B)|(0<<WGM11)|(1<<WGM10)
                                ;WGM13:12:11:10 <- 0b0101

OUT    TCCR1A,R16            ;input capture desabilitado, Fast PWM, CLKi/o : 1 (No prescaling)
LDI    R16,0b00001001        ;(0<<ICNC1)|(0<<ICES1)|(0<<WGM13)|(1<<WGM12)
                                ;(0<<CS12)|(0<<CS11)|(1<<CS10)
                                ;CS12:11:10 <- 0b001

OUT    TCCR1B,R16
LDI    R16,HIGH(128)         ;valor del pwm
OUT    OCR1AH ,R16
LDI    R16                    ;low (128) valor del pwm
OUT    OCR1AL ,R16
POP    R16
RET

;* Fin
    
```

UC_configurateUsart1:

```

;*inicio de configuracion USART1
PUSH   R16
; ATmega162 running at 1 MHz. UBRF = 12 (4800bps, 0.2%).
; Configurar trama: modo asíncrono, sin paridad |1 BitStop |8 Bits de datos
LDI    R16,LOW (12)
OUT    UBRR1L,R16
LDI    R16,HIGH(12)
OUT    UBRR1H,R16
LDI    R16,0B00000000        ;(0<<RXC1)|(0<<TXC1)|(0<<UDRE1)|(0<<FE1)|(0<<DOR1)
                                ;(0<<PE1)|(0<<U2X1)|(0<<MPCM1)

OUT    UCSR1A,R16
LDI    R16,0B10011000        ;(1<<RXCIE1)|(0<<TXCIE1)|(0<<UDRIE1)|(1<<RXEN1)
                                ;(1<<TXEN1)|(0<<UCSZ12)|(0<<RXB81)|(0<<TXB81)

OUT    UCSR1B ,R16
LDI    R16,0B10000110        ;(1<<URSEL)|(0<<UMSEL)|(0<<UPM1)|(0<<UPM0)
                                ;(0<<USBS)|(1<<UCSZ1)|(1<<UCSZ0)|(0<<UCPOL)

OUT    UCSR1C ,R16
POP    R16
RET

; fin de configuración
    
```

UC_configurateTimer3PWM:

```

;*inicio
;Configuración de Output Compare Register A
;clear OC3A on compare, set OC1A at top, fast pwm 8 bits

LDI    R16,0B10000001        ;(1<<COM3A1)|(0<<COM3A0)|(0<<COM3B1)|(0<<COM3B0)
    
```

```

;(0<<FOC3A)|(0<<FOC3B)|(0<<WGM31)|(1<<WGM30)
;WGM13:12:11:10 <- 0b0101

    STS    TCCR3A ,R16

;input capture desabilitado, fast pwm, |clki/o : 1 (no prescaling)
    LDI    R16,0b00001001    ;(0<<ICNC3)|(0<<ICES3)|(0<<WGM33)|(1<<WGM32)|
                                ;(0<<CS32)|(0<<CS31)|(1<<CS30)
                                ;CS12:11:10 <- 0b001

    STS    TCCR3B,R16
    LDI    R16,0
    STS    OCR3AH,R16
    LDI    R16,1    ;el compresor arranca lentamente
    STS    OCR3AL,R16
    RET

; *fin

UC_sendByteUSART1:
; *inicio envio dato

    SBIS   UCSR1A,UDRE1    ;esperar al buffer vacio
    RJMP   UC_SENDBYTEUSART1
    LDS    R16,DATO_A_PC
    OUT    UDR1,R16    ;poner el dato (r16) en el buffer
    NOP

    RET
; *fin envio dato

UC_intializeSPIMaster:
; * Inicio
;/SS(PB4), MOSI(PB5), SCK(PB7). (1 = output) Clear MISO(PB6)(0 = input)

    SBR    r17,(1<<PORTB7)|(1<<PORTB5)|(1<<PORTB4)
    OUT    DDRB,r17
    LDI    r17,(0<<SPE)|(1<<MSTR)|(1<<SPR0)    ;des.Enable SPI, Master, set clock rate Fclk/16
    OUT    SPCR,r17
    RET

; * Fin

SPI_MasterTransmitReceive:
; * Inicio

    PUSH   r16
    CLI    ;Enable SPI Interface
    SBI    SPCR,SPE    ;Start transmission of data (r16)
    OUT    SPDR,r16    ;r16 contendra un dato valido cuando se quiera Tx

Wait_Transmit:

    SBIS   SPSR,SPIF    ;Wait for transmission & reception complete
    RJMP   WAIT_TRANSMIT
    IN     R16,SPDR    ;Lectura de lo recibido
    STS    DATO_SPI,R16

    CBI    SPCR,SPE    ;DISABLE SPI INTERFACE
    SEI
    POP    R16
    RET

; * Fin

RETARDO:

    PUSH   R16
    PUSH   R17
    PUSH   R18
    LDI    R16,0x5
RLOOP1:
    DEC    R16
    LDI    R17,0x0A;$0A
RLOOP2:
    DEC    R17
    LDI    R18,0xFD
RLOOP3:
    DEC    R18
    CPI    R18,0
    BRNE  RLOOP3
    CPI    R17,0
    BRNE  RLOOP2
    CPI    R16,0
    BRNE  RLOOP1
    POP    R18

```

POP R17
 POP R16
 RET

LeerEsclavo04:

```

;*inicio
;envio codigo de esclavo
    PUSH    R18
    PUSH    R16
    LDI     R18,4
    OUT     PORTE,R18                ;habilito decodificador de esclavos
    IN      R18,PORTB
    LDI     R16,0B11101111
    AND     R18,R16                ;(0<<portb4)
    OUT     PORTB,R18
    RCALL   SPI_MASTERTRANSMITRECEIVE ;recepción del esclavo
    IN      R18,PORTB                ;des.habilitacion decodificador de esclavos
    LDI     R16,0B00010000          ;(1<<portb4)
    OR      R18,R16
    OUT     PORTB,R18
    POP     R16
    POP     R18
    RET
; *FIN
  
```

LeerEsclavo05:

```

;*inicio
;envio codigo de esclavo
    PUSH    R18
    PUSH    R16
    LDI     R18,5
    OUT     PORTE,R18                ;habilito decodificador de esclavos
    IN      R18,PORTB
    LDI     R16,0B11101111
    AND     R18,R16                ;(0<<PORTB4)
    OUT     PORTB,R18
    RCALL   SPI_MASTERTRANSMITRECEIVE ;recepción del esclavo

;des.habilitacion decodificador de esclavos
    IN      R18,PORTB
    LDI     R16,0b00010000          ;(1<<PORTB4)
    OR      R18,R16
    OUT     PORTB,R18

    POP     R16
    POP     R18

    RET
; *fin
  
```

USART1_RXC:

```

;*inicio del servicio de interrupcion
    IN      R18,SREG
    PUSH    R18
    PUSH    R16
    UC_RECEIVEBYTEUSART1
;*inicio recepcion usart1
    SBIS    UCSR1A,RXC1                ;esperar por el dato a ser recibido.
    RJMP    UC_RECEIVEBYTEUSART1
    IN      R16,UDR1                ;recoger (en r16) el dato del buffer.
    STS    DATO_PC,R16
    LDS    R18,COUNTER_LLEGADA
    INC     R18
    STS    COUNTER_LLEGADA,R18
    CPI     R18,1
    BREQ    CARGA_FLUJO_MEZ
    CPI     R18,2
    BREQ    CARGA_PORCENT
    RJMP    FIN_SERVICIO
  
```

CARGA_FLUJO_MEZ:

```

    LDS    R16,DATO_PC
    STS    FLUJO_MEZ,R16
    RJMP    FIN_SERVICIO
  
```

CARGA_PORCENT:

```

LDS    R16,DATO_PC
STS    PORCENT,R16
LDI    R16,1
STS    CAMBIO,R16
LDI    R16,0
STS    COUNTER_LLEGADA,R16

FIN_SERVICIO:
POP    R16
POP    R18
OUT    SREG,R18

RETI                                     ; retorno de la interrupcion

;*fin

UC_CLEARSRAM:
;*INICIO
; variables locales

PUSH   R16                               ;R16: LSB DE LA DIRECCIÓN DE FIN.
PUSH   R17                               ;R17: MSB DE LA DIRECCIÓN DE FIN.
PUSH   R18                               ;R18: AUXILIAR. VALOR CERO.
PUSH   R26                               ;R26: XL PUNTERO A LA MEMORIA SRAM.
PUSH   R27                               ;R27: XH
; valor auxiliar
LDI    R18,0X00
; inicio
LDI    XL,LOW(0XFF+1)
LDI    XH,HIGH(0XFF+1)
; fin
IN     R16,SPL
IN     R17,SPH
; Inicio del BUCLE de LIMPIAR SRAM
repeat_Isram_1:
;* Inicio del bloque de LIMPIAR SRAM
ST     X+,R18
;* Fin del bloque de LIMPIAR SRAM
CP     XL,R16
CPC    XH,R17
brlo   repeat_Isram_1
; Fin del BUCLE de LIMPIAR SRAM
POP    R27
POP    R26
POP    R18
POP    R17
POP    R16
RET

;*FIN

clearRegister:                          ;Pone todos los registros a cero

;*inicio
CLR    R16
MOV    R0,R16
MOV    R1,R16
MOV    R2,R16
MOV    R3,R16
MOV    R4,R16
MOV    R5,R16
MOV    R6,R16
MOV    R7,R16
MOV    R8,R16
MOV    R9,R16
MOV    R10,R16
MOV    R11,R16
MOV    R12,R16
MOV    R13,R16
MOV    R14,R16
MOV    R15,R16
MOV    R16,R16
MOV    R17,R16
MOV    R18,R16
MOV    R19,R16
MOV    R20,R16
MOV    R21,R16
MOV    R22,R16
MOV    R23,R16

```

```
MOV    R24,R16
MOV    R25,R16
MOV    R26,R16
MOV    R27,R16
MOV    R28,R16
MOV    R29,R16
MOV    R30,R16
MOV    R31,R16
RET

;*fin

config_port_motor:
;*inicio
;inicilizacion del puerto del motor (portD)

LDI    R16,0xFF          ; todo salidas
OUT    DDRD,R16
LDI    R16,0xFF
OUT    DDRE,R16         ; puerto e salida para selección de módulo
RET

;*fin
```

