



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN  
CONTROLADOR PARA LAS SERVOVÁLVULAS  
PROPORCIONALES PARA MEZCLADO DE GASES  
DE UN VENTILADOR MECÁNICO”**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE**

**INGENIERA MECATRÓNICA**

**PRESENTA**

**ALEJANDRA HERNÁNDEZ BERMÚDEZ**

**DIRECTOR DE TESIS:**

**ING. SERAFIN CASTAÑEDA CEDEÑO**



**MÉXICO, D.F.**

**Abril del 2009**

## Índice

<b>Introducción y antecedentes</b>	1
<b>Planteamiento del problema</b>	14
<b>Hipótesis</b>	14
<b>Objetivos general</b>	15
<b>Objetivos particulares</b>	15
<b>Capítulo 1</b>	
<b>Modelo y análisis de las servoválvulas proporcionales del ventilador mecánico</b>	
1.1 Estructura y componentes del ventilador mecánico	16
1.2 Caracterización de la servoválvulas proporcionales para mezcla de gases	18
1.3 Análisis y ajuste del modelo	26
<b>Capítulo 2</b>	
<b>Selección y diseño del controlador</b>	
2.1 Características de la función de transferencia	30
2.2 Controlador proporcional	33
2.3 Controlador proporcional-derivativo	36
2.4 Controlador proporcional-integral-derivativo	39
<b>Capítulo 3</b>	
<b>Implementación del controlador</b>	
3.1 Diseño de un panel de control y monitoreo virtual	42
3.2 Implementación del controlador PID	46
3.3 Controlador PID de ganancias programadas	51
3.4 Sintonización del controlador	56
3.5 No linealidad debida a la histéresis presente en las servoválvulas	60
<b>Resultados y conclusiones</b>	62
<b>Referencias y consultas</b>	67
<b>Anexos</b>	
A. Diseño de los circuitos electrónicos para el ventilador mecánico	68
B. Adquisición de datos y filtrado	79
C. Caracterización	84
D. Simulaciones teóricas	87
E. Estimación de las funciones de transferencia y cálculo de las ganancias programadas de un controlador	88

# **INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES**

## Introducción y antecedentes

### Ventilación Mecánica

El objetivo de la ventilación mecánica es introducir y extraer una mezcla gaseosa a los pulmones, facilitando de esta manera al paciente el suministro de oxígeno requerido para el intercambio en los alvéolos, siendo éste incapaz de adquirirlo por sí mismo ya sea por una cirugía reciente o bien por una enfermedad pulmonar entre las que destacan las obstructivas crónicas (*COPD*) y el síndrome de insuficiencia respiratoria aguda (*ARDS*) [1]. Dichas enfermedades generan una variación en la resistencia de las vías respiratorias y en la elasticidad pulmonar, requiriéndose un mayor esfuerzo para la inspiración y la espiración.

Los principales parámetros que intervienen en la ventilación mecánica son: la presión de la vía respiratoria, el volumen inspirado y el flujo inspirado. Generalmente, estas variables son graficadas en función del tiempo para analizar el desempeño del ventilador mecánico y evaluar las características fisiológicas del paciente y con base en estos diagramas son ajustados los parámetros de ventilación por el médico. Algunos de estos parámetros son: frecuencia respiratoria, tiempo de inspiración, presión y volumen.

La ventilación mecánica tiene varias etapas y son [2]:

- Inicio de la inspiración.- Puede encontrarse determinada por el paciente o por tiempo. En el caso de que esta sea iniciada por el paciente, puede ser detectada por el ventilador al registrarse una diferencia en el flujo o en la presión debida al esfuerzo realizado al intentar introducir aire a sus pulmones. Cuando es activada por tiempo, dicho intervalo es seleccionado por el médico que establece una frecuencia respiratoria.
- Inspiración.- En esta etapa actúa la ventilación mecánica en función de las variables determinadas por el médico como: presión, volumen, frecuencia y tiempo de inspiración entre otras. Estas variables se encuentran afectadas a su vez por la resistencia de las vías respiratorias, la distensibilidad pulmonar, la magnitud del flujo y el volumen corriente entregado al paciente.
- Finalización de la inspiración.- Es determinada por el tiempo de inspiración establecido por el médico o bien puede ser regulada por volumen, es decir, será el tiempo necesario para entregar cierto volumen al paciente.
- Inicio de la espiración.- Comienza cuando la válvula de exhalación del ventilador mecánico es abierta. La apertura de la válvula puede ser retrasada para dar tiempo suficiente para que los sensores midan la presión alveolar.

- Espiración.- Es pasiva y depende de la resistencia de las vías respiratorias, la distensibilidad pulmonar y de la resistencia de las vías aéreas artificiales.
- Finalización de la espiración.- El tiempo de duración de la espiración depende de la frecuencia y del tiempo de inspiración establecidos por el médico.

### **Modos de Ventilación Mecánica**

Debido a la gran variedad de condiciones en las cuales puede encontrarse el sistema respiratorio de un paciente, existen diferentes modos de ventilación con la finalidad de poder brindarle mayor soporte y comodidad, así como evitar una lesión en vías respiratorias o en pulmones; estas condiciones son evaluadas por el médico, quien selecciona el modo de ventilación más apropiado y determina las condiciones adecuadas para la asistencia. A continuación se describen los diferentes modos de ventilación [3]:

- Ventilación reguladora continua (*control mode ventilation CMV*).- En este modo de ventilación, la inspiración es activada por tiempo y la frecuencia, volumen o presión y tiempo inspiratorio son establecidas previamente. Este tipo de ventilación puede ser controlada por volumen o por presión, lo cual significa que una de estas variables permanecerá constante, es decir, si es controlado por volumen entonces el volumen inspirado será limitado.
- Ventilación asistida y controlada.- Para este caso, la inspiración puede ser activada por el ventilador o por el paciente y al igual que en la ventilación reguladora continua, las características de la inspiración estarán previamente determinadas (frecuencia, volumen o presión y tiempo).
- Ventilación mecánica asistida.- La inspiración es activada únicamente por el paciente, pero el volumen o la presión son previamente establecidas.
- Ventilación reguladora intermitente.- Esta clase de ventilación suministra inspiraciones con características predeterminadas iniciadas por la máquina, intercalando respiraciones espontáneas iniciadas y controladas por el paciente, es decir, el volumen o presión se encuentran determinados por el enfermo en cada respiración intercalada.
- Ventilación reguladora intermitente sincronizada (*Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation SIMV*).- En este tipo de ventilación, se espera que la inspiración sea iniciada y controlada por el paciente, en caso de no suceder esto en un intervalo de tiempo, la máquina iniciará por sí misma la inspiración y la controlará; después nuevamente esperará por otra respiración espontánea en un intervalo de tiempo.

- Ventilación apoyada por presión (*SIMV with pressure support ventilation PSV*).- En este caso, la ventilación es iniciada por el paciente, pero apoyada por el ventilador al suministrar al paciente un valor de presión preestablecido y es finalizada cuando se alcanza un nivel de flujo predeterminado.
- Presión positiva continua en la vía respiratoria (*SIMV with PSV and positive end expiratory pressure PEEP*).- Para evitar dañar los pulmones al aplicar consecutivamente una presión de apoyo para el paciente, se puede establecer un nivel de presión fijo (*PEEP*), el cual se mantendrá durante todo el ciclo respiratorio. Se le llama presión positiva debido a que ésta se encuentra por encima de la presión atmosférica.

### **Efectos fisiológicos de la ventilación mecánica**

La ventilación mecánica puede ser perjudicial para el paciente cuando alguno de los parámetros de control (frecuencia, volumen, presión, tiempo de inspiración, concentración de O<sub>2</sub> etc.) se encuentra fuera del rango. Es el médico quien determina dichos valores pero podría presentarse una falla en los componentes del ventilador por lo que es necesaria la implementación de alarmas, así como una etapa de inicialización en la cual se verifique que cada uno de los componentes se encuentre funcionando correctamente.

Generalmente los hospitales cuentan con una instalación fija de aire y oxígeno de la cual se alimentan los ventiladores mecánicos. A pesar de que estos gases son de grado medicinal, son necesarios un filtrado y regulación antes de realizar la mezcla con la proporción de oxígeno requerida. También debe considerarse que el aire proporcionado por la instalación fija no contiene humedad con el propósito de evitar una fuente de contaminación para el paciente, por lo que debe ser utilizado un humidificador.

Debido a que la respiración se encuentra asociada al funcionamiento de todos los órganos del cuerpo humano, la ventilación mecánica es asociada a diversas alteraciones en el mismo; algunos de los traumas fisiológicos relacionados con la ventilación mecánica son: atelectasia, barotrauma, volutrauma, neumonía, hiperventilación, hipoventilación, variaciones en la presión arterial y ritmo cardíaco.

El ciclo de la respiración tiene como finalidad realizar un intercambio gaseoso (CO<sub>2</sub> y O<sub>2</sub>), purificando la sangre proveniente del lado derecho del corazón y enviándola posteriormente al lado izquierdo para ser bombeada al cuerpo, por esta razón, es importante mantener una concentración adecuada de oxígeno en el flujo que será proporcionado, ya que tanto una disminución como un incremento de éste ocasionará daños al paciente, los traumas asociados con la concentración de oxígeno son: toxicidad por exceso de oxígeno e hipoxia. Para evitar que esto suceda, los ventiladores mecánicos cuentan con un sensor de oxígeno para determinar si la concentración es la correcta, considerándose como valor mínimo el 21% ya que dicha concentración es la contenida en el aire atmosférico.

### Parámetros para el análisis

Para describir o controlar la ventilación mecánica se utilizan 4 parámetros: presión en vía aérea, volumen inspirado, flujo y tiempo. Generalmente estos parámetros se grafican en función del tiempo para poder observar el comportamiento de las variables, ya que en ellas se refleja el buen funcionamiento del ventilador, así como la respuesta del paciente a la ventilación. Las gráficas de flujo vs volumen y presión vs volumen proveen información acerca de los cambios en el funcionamiento de las vías respiratorias y los pulmones. Algunos parámetros representativos en la ventilación mecánica son:

- Volumen corriente o tidal.- Es el volumen inspirado promedio en reposo.
- Frecuencia respiratoria.- Es el número de respiraciones o ciclos por minuto, entendiéndose como respiración el efectuar un ciclo completo, es decir, comprendiendo desde el inicio de la inspiración hasta el final de la espiración.
- Flujo.- Es la cantidad de aire expresado en litros que es inspirado en un minuto, el flujo también puede ser analizado como la variación del volumen en el tiempo.
- Resistencia de las vías respiratorias.- Es la resistencia que oponen las vías respiratorias al paso del aire, la cual varía en función de las características físicas (edad, sexo, peso, etc.) y fisiológicas del paciente, si éste posee una enfermedad respiratoria, la resistencia de las vías variará considerablemente.
- Distensibilidad.- Depende de la elasticidad que poseen los pulmones y pared torácica, es una medida de la variación que tendrá el volumen en función de la presión, este parámetro al igual que la resistencia varían cuando se presenta alguna enfermedad pulmonar.
- Tiempo del ciclo.- Es el tiempo total en el que se efectúa una respiración, la cual comprende desde el inicio de la inspiración hasta el final de la espiración.
- Tiempo de inspiración.- Es el tiempo en que se realiza la inspiración, éste es determinado por el médico y en la mayoría de los ventiladores se determina como una relación porcentual entre la inspiración y la espiración llamada I:E.
- Tiempo de espiración.- Es el tiempo en que se efectúa la espiración y se encuentra determinado por el tiempo de inspiración y la frecuencia.
- Capacidad Funcional Residual.- Es el volumen que queda en los pulmones al realizarse una espiración máxima, este volumen evita que los pulmones se colapsen al mantener una presión base en ellos.

## INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

- Presión en vías respiratorias.- Es la presión necesaria para vencer la resistencia de las vías respiratorias.
- Presión alveolar o plateau.- Es la presión necesaria para hacer llegar el aire a los alvéolos, es decir, para vencer la elasticidad pulmonar.
- Espacio muerto.- Se considera espacio muerto el espacio ocupado por el aire en las vías respiratorias, ya que este aire no tendrá un intercambio gaseoso en los alvéolos sino que únicamente llenará el espacio existente.

**Tabla 1** Descripción de parámetros del ventilador

Variable	Abreviación	Unidades
Volumen Corriente o Tidal	$V_T$	$L$
Frecuencia respiratoria	$f$	$\frac{\text{respiraciones}}{\text{min}}$ o $\frac{\text{ciclos}}{\text{min}}$
Flujo	$\dot{V}$	$\frac{L}{\text{min}}$
Resistencia de las vías respiratorias	$R_{AW}$	$\frac{\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{seg}}{L}$
Distensibilidad	$C_{RS}$	$\frac{L}{\text{cmH}_2\text{O}}$
Tiempo del ciclo	$T_C$	$\text{seg}$
Tiempo de inspiración	$T_i$	$\text{seg}$
Tiempo de espiración	$T_e$	$\text{seg}$
Capacidad Funcional Residual	FRC	$L$
Presión en vías respiratorias	$P_{RAW}$	$\text{cmH}_2\text{O}$
Presión alveolar o plateau	$P_{\text{plateau}}$	$\text{cmH}_2\text{O}$
Presión positiva de inhalación	PIP	$\text{cmH}_2\text{O}$



## Relación entre parámetros

La relación entre los parámetros anteriormente mencionados, determina las condiciones bajo las cuales se asistirá al paciente en la ventilación mecánica. La relación entre las variables se describe a continuación:

El tiempo de inspiración dependerá del volumen corriente o tidal que será inspirado así como de la velocidad a la cual será este inhalado, es decir, el flujo. Generalmente en los ventiladores mecánicos se utiliza una relación porcentual entre la inspiración y la espiración, por lo que de cada ciclo completo, un porcentaje del tiempo será destinado a la inspiración y el restante para completar el 100% será destinado a la exhalación.

$$T_i = \frac{V_T}{\dot{V}} \quad (1)$$

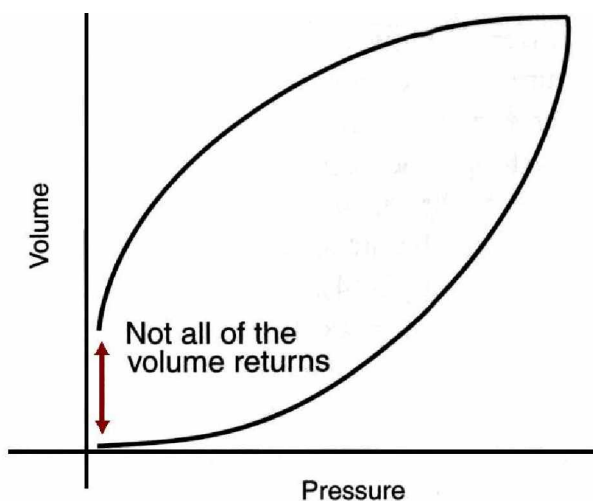
El tiempo del ciclo completo estará en función de la frecuencia respiratoria, es decir, a partir de los ciclos por minuto, se puede calcular el tiempo de un ciclo.

$$T_c = \frac{60}{f} \quad (2)$$

El tiempo de espiración dependerá del tiempo de inspiración y del tiempo del ciclo, ya que el tiempo restante será el destinado a la exhalación, es necesario proponer una frecuencia adecuada para que el paciente tenga el tiempo suficiente para realizar un ciclo completo.

$$T_e = T_c - T_i \quad (3)$$

De las ecuaciones anteriores puede concluirse que si el flujo aumenta, en consecuencia el tiempo de inspiración disminuye y el de espiración aumenta y de igual manera si el flujo disminuye entonces el tiempo de inhalación aumenta y el de exhalación disminuye, para cierto volumen constante. Si el tiempo de espiración no fuera suficiente y una parte del aire estuviera quedando atrapada en los pulmones, esto se verá reflejado en las gráficas de presión vs volumen (Figura 1) donde el ascenso de la exhalación no llegará hasta cero antes de iniciarse la inhalación.



**Figura 1** Volumen residual en los pulmones.  
 [Fuente: Jonathan B. Waugh, Ventilator waveforms, p.37]

La presión en la vía respiratoria al ser la necesaria para vencer la resistencia, dependerá de ésta y del flujo.

$$P_{AW} = R_{AW} \dot{V} \quad (4)$$

La presión alveolar o plateau estará en función de la elasticidad de los pulmones, por lo que dependerá de la distensibilidad y del volumen corriente que se desee proporcionar.

$$P_{alveolar} = elasticidad * V_T \quad (5)$$

Donde:

$$elasticidad = \frac{1}{C_{RS}} \quad (6)$$

Sustituyendo:

$$P_{alveolar} = \frac{V_T}{C_{RS}} \quad (7)$$

Por lo tanto, la presión total requerida (PIP) para introducir cierto volumen de aire en los pulmones, dependerá de la presión en vías respiratorias y de la presión alveolar. Cabe mencionar que las presiones antes mencionadas son consideradas positivas debido a que para evitar que los pulmones se colapsen, siempre debe existir una presión constante conocida como FRC, además de que éstas se encuentran por encima de la presión atmosférica.

$$PIP = P_{RAW} + P_{alveolar} \quad (8)$$

### Ecuación de Movimiento

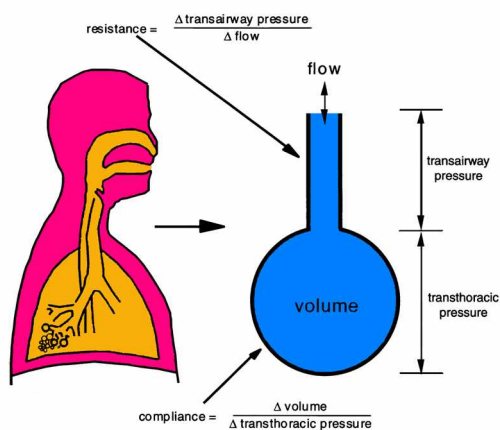
A partir de las ecuaciones planteadas, se puede deducir la siguiente ecuación conocida como ecuación de movimiento debido a que representa la presión necesaria para que fluya el aire a través de la vía respiratoria hasta alcanzar la cavidad alveolar y se encuentra en función de la resistencia en vía aérea, la distensibilidad pulmonar, el volumen tidal y el flujo.

$$P_{ventilador} + P_{muscular} = P_{RAW} + P_{plateau} \quad (9)$$

$$P_{RAW} = R_{AW} \dot{V} \quad (10)$$

$$P_{alveolar} = \frac{V_T}{C_{RS}} \quad (11)$$

Las ecuaciones anteriores pueden comprenderse mejor observando la siguiente figura, la cual muestra la mecánica del aparato respiratorio de forma simplificada:



**Figura 2** Ecuación de movimiento

[Fuente: Chatburn RL, Classification of mechanical ventilators. Respir care 1992; 37:1009-102]

La presión necesaria para introducir el aire en los pulmones será efectuada por el ventilador, ya que se considera que el esfuerzo muscular ( $P_{muscular}$ ) tiende a ser nulo debido a que el paciente no está respirando por sí mismo y en consecuencia depende en su totalidad del ventilador mecánico, por lo tanto:

$$P_{muscular} = 0 \quad (12)$$

Sustituyendo la consideración anterior (12) en la ecuación (9):

$$P_{ventilador} = P_{RAW} + P_{plateau} \quad (13)$$

Sustituyendo (10) y (11) en (13):

$$P_{ventilador} = R_{AW} \dot{V} + \frac{V_T}{C_{RS}} \quad (14)$$

Debido a que el flujo representa la velocidad a la cual será suministrado el volumen corriente, puede ser representado como la variación del volumen en el tiempo:

$$\dot{V} = \frac{dV_T}{dt} \quad (15)$$

Sustituyendo en la ecuación (14) se obtiene:

$$P_{ventilador} = R_{AW} \frac{dV_T}{dt} + \frac{V_T}{C_{RS}} \quad (16)$$

La presión del ventilador se considerará como la entrada del sistema, ya que el modo de ventilación que se desea implementar es controlado por presión. Tanto la presión como el volumen se encuentran en función del tiempo:

$$P_{\text{ventilador}}(t) = R_{AW} \frac{dV_T(t)}{dt} + \frac{V_T(t)}{C_{RS}} \quad (17)$$

La entrada del ventilador se representará con una entrada escalón, donde la amplitud de ésta representará la presión aplicada por el ventilador, el periodo estará en función de la frecuencia deseada y el ancho de pulso dependerá del tiempo de inspiración establecido. Las relaciones son las siguientes:

$$\text{amplitud} = P_{\text{ventilador}} \text{ [cmH}_2\text{O]}$$

$$\text{ancho de pulso} = T_i \text{ [s]}$$

$$\text{periodo} = T_c \text{ [s]} = \frac{60}{f \text{ [ciclos/seg]}}$$

### Simulación teórica de la ecuación de movimiento

Para simplificar la construcción del diagrama de bloques y poder realizar la simulación del sistema utilizando MatLab®, es conveniente despejar la variación del volumen respecto del tiempo, llegándose a lo siguiente:

$$\dot{V}_T(t) = \frac{1}{R_{AW}} \left( P_{\text{ventilador}}(t) - \frac{V_T(t)}{C_{RS}} \right) \quad (18)$$

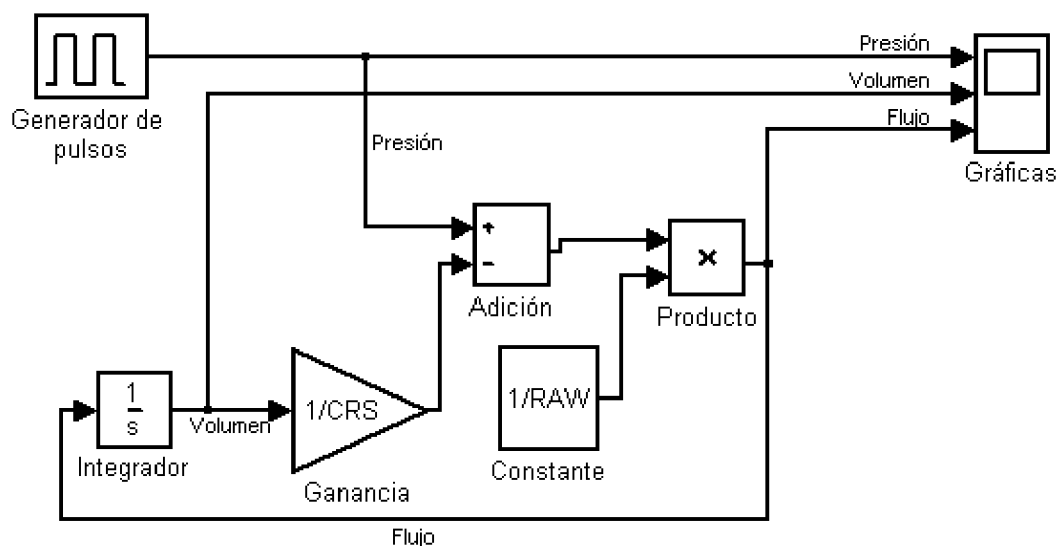
La finalidad de esta simulación es visualizar gráficamente el comportamiento de las variables cuando se utiliza la ecuación de movimiento. Las condiciones bajo las cuales se efectuará la simulación son las siguientes:

- No se están considerando las características del ventilador como son la caída de presión ocasionada por el paso del aire a través de los conductos del ventilador, ni el valor de la presión a la salida de las válvulas por ejemplo ya que se trata de una simulación teórica.
- El sistema no es retroalimentado con la presión de salida al paciente, por lo que esta primera iteración no corrige la diferencia entre la presión deseada y la que se obtiene a la salida ya que es un sistema idealizado.

## INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

- Se considera una presión muscular ( $P_{\text{muscular}}$ ) generada por el paciente igual a cero o casi nula debido a que éste se encuentra imposibilitado para realizar un esfuerzo.
- Las variables (resistencia y distensibilidad) tomarán los valores correspondientes a las establecidas en un artículo de investigación. [4].
- Se considerará como variable a controlar la presión, la cual será simulada como una entrada escalón.

Se construyó el siguiente diagrama de bloques en Simulink® de Matlab® para realizar las simulaciones teóricas:



**Figura 3** Simulación teórica de la ecuación de movimiento

Para la simulación se propondrá que se desea controlar la presión en la vía aérea, por lo tanto la entrada del sistema será la presión, la cual se representa como una señal cuadrada cuya amplitud representa la presión aplicada, su periodo el tiempo en que se ejecuta un ciclo respiratorio completo y su ancho de pulso el tiempo seleccionado para la inhalación.

Considerándose los siguientes valores para la simulación [4]:

$$C_{RS} = 0.015 \text{ [L/cmH}_2\text{O]}$$

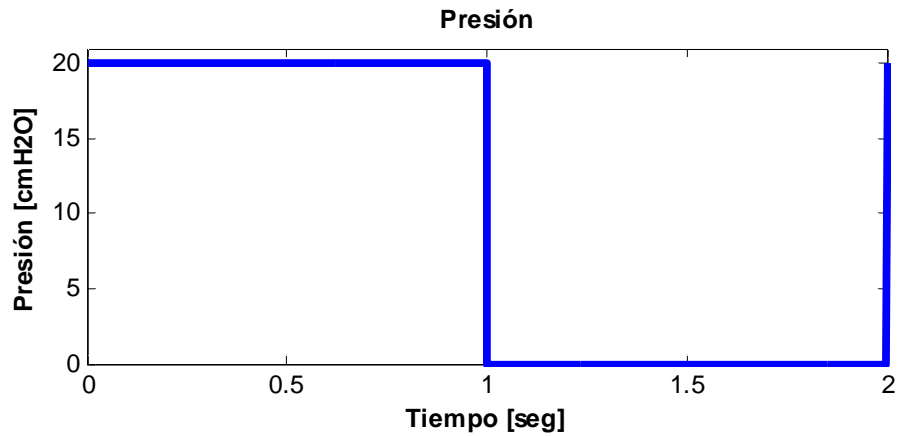
$$R_{AW} = 20 \text{ [cmH}_2\text{O/cm/seg]}$$

$$\text{amplitud} = 20 \text{ [cmH}_2\text{O]}$$

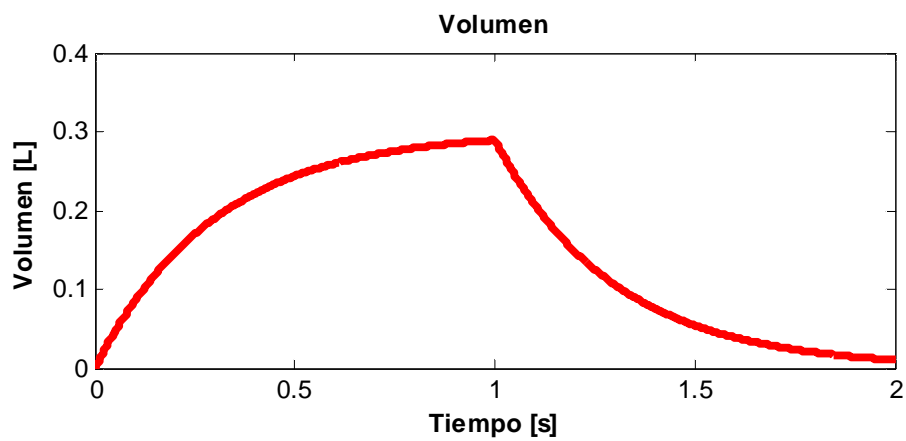
$$\text{ancho de pulso} = 50 \%$$

$$\text{periodo} = 2 \text{ [seg]}$$

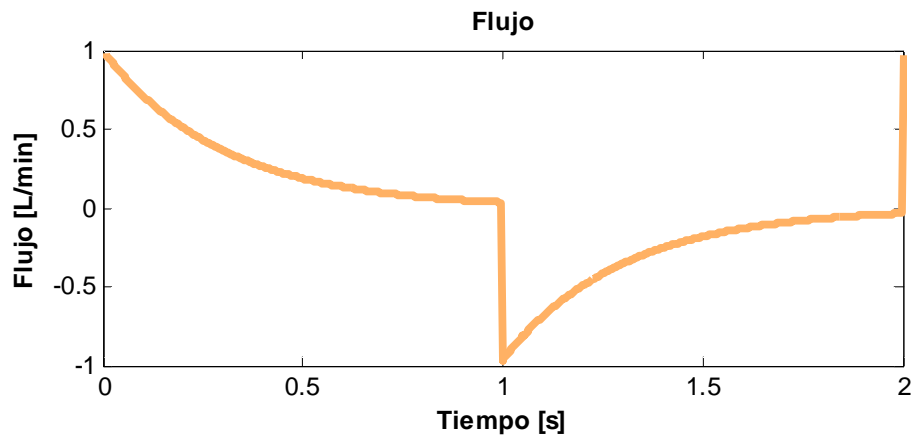
Las gráficas que fueron obtenidas para las variables de presión, volumen y flujo a partir de la simulación teórica de la ecuación de movimiento son:



Gráfica 1 Presión



Gráfica 2 Volumen



Gráfica 3 Flujo

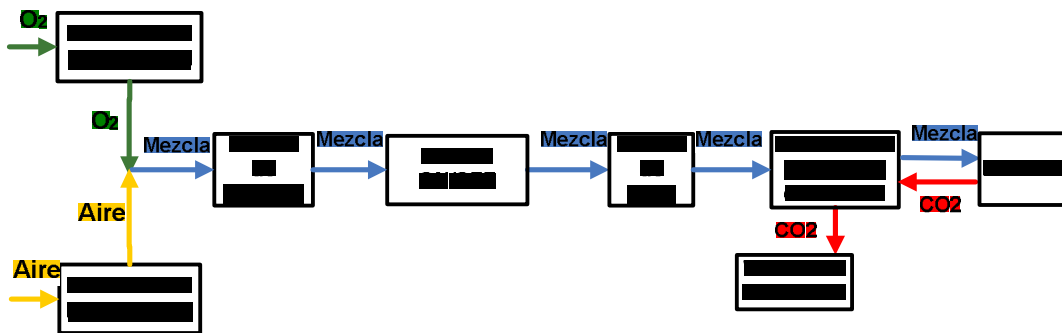
El flujo es una variable que será controlada, ya que a través de ésta se puede variar de forma indirecta la presión en la vía aérea o bien el volumen que es introducido en los pulmones dependiendo del modo de ventilación seleccionado.



# **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA E HIPÓTESIS**

## Planteamiento del problema

La necesidad que se desea cubrir es la de controlar el flujo a la salida de las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases (aire y oxígeno), ya que del control de éstas, dependen tanto la regularización de la concentración de oxígeno presente en la mezcla, como la implementación de diferentes modos de ventilación necesarios para el funcionamiento de un ventilador mecánico. El siguiente diagrama explica la relación que existe entre el comportamiento de cada una de las servoválvulas y los demás componentes del ventilador:



**Figura P.1** Configuración general del ventilador mecánico

Ya que las servoválvulas proporcionales que serán utilizadas, fueron extraídas de un ventilador mecánico, se desconocen el modelo y la marca del fabricante; en consecuencia, no se cuenta con hojas de especificaciones a partir de las cuales se puedan conocer sus características y tampoco se tiene un modelo matemático capaz de representar su comportamiento.

## Hipótesis

El flujo a la salida de las servoválvulas proporcionales puede ser regulado mediante la implementación de un controlador diseñado en base a un modelo lineal de primer orden, considerando que, algunas de las no linealidades presentes en el comportamiento pueden identificarse mediante la observación directa del comportamiento del sistema y ser ajustadas manualmente con programación realizada con *software*.

# **OBJETIVOS**

### **Objetivo general**

El objetivo de esta tesis es implementar un controlador para regular el flujo a la salida de las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases, con la finalidad de realizar seguimiento de una señal de flujo basada en un modo de ventilación controlado por presión, para el funcionamiento de un ventilador mecánico.

### **Objetivos particulares**

Los objetivos particulares de ésta trabajo son:

- Obtener un modelo lineal basado en una función de transferencia que relacione el voltaje aplicado a la servoválvula y el flujo medido a la salida de esta, considerando una presión de entrada constante.
- Diseño de las etapas de potencia necesarias para el funcionamiento de los actuadores que posee el ventilador mecánico: servoválvulas proporcionales para mezcla de gases, electroválvulas para bloqueo y válvula solenoide de exhalación.
- Adquisición de las diferentes señales proporcionadas por los sensores que posee el ventilador mecánico: transductores de presión diferencial, sensores de flujo y sensor de oxígeno.
- Selección, cálculo e implementación de un controlador para las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases, basado en una retroalimentación de la señal de flujo.

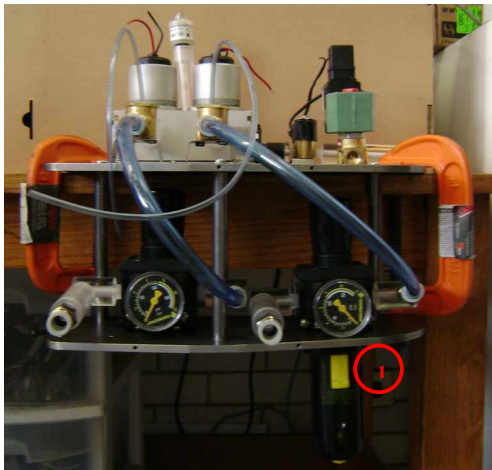
# **CAPÍTULO 1**

## Capítulo 1

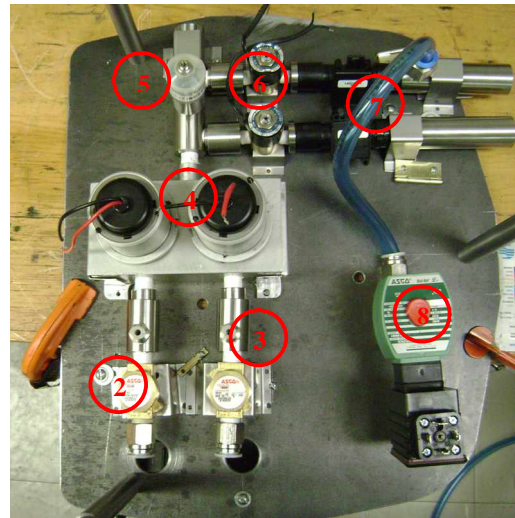
### Modelo y análisis de las servóvalvulas proporcionales del ventilador mecánico

#### 1.1 Estructura y componentes del ventilador mecánico

Para diseñar el controlador del ventilador mecánico, es necesario comprender el funcionamiento general del sistema, así como las relaciones entre las variables que intervienen en su desempeño y es, a partir de este análisis, que se obtendrá un modelo matemático que represente el comportamiento de las servóvalvulas, las cuales se encargan del control de flujo y la mezcla de gases (aire-oxígeno). El sistema cuenta con los siguientes componentes [5]:



**Figura 1.1** Configuración general del ventilador mecánico



**Figura 1.2** Configuración general del ventilador mecánico

- Regulador y filtro (1).- La función del regulador como su nombre lo indica es ajustar la presión a un valor deseado. Para las tomas de aire y oxígeno se considera un rango de presión de entrada de entre 50 [psi] y 80 [psi], regulándose la salida a 10 [psi] que es el valor de presión que se tiene en las instalaciones de los hospitales. La función del filtro es atrapar todas las impurezas que contenga el aire, ya que dicho gas será introducido al cuerpo humano por lo que debe ser filtrado correctamente, el grado de filtración es de  $5\mu$ [6].

CAPÍTULO 1  
MODELO Y ANALISIS DE LAS SERVOPÁLVULAS PROPORCIONALES DEL  
VENTILADOR MECÁNICO

- Válvula *check* (2).- Su función es la de evitar el retorno de los gases, es decir, permite a los gases circular hacia las servopálvulas pero no permite su retorno hacia el regulador.
- Transductor de presión diferencial (3).- Mide la diferencia entre la presión del gas que entra a la servopálvula proporcional y la presión atmosférica, se cuenta con uno de ellos para cada servopálvula (aire y oxígeno).
- Servopálvulas proporcionales (4).- Regulan el flujo a su salida mediante la variación de la apertura de una varilla con un tapón, así como la concentración de oxígeno al interactuar simultáneamente.

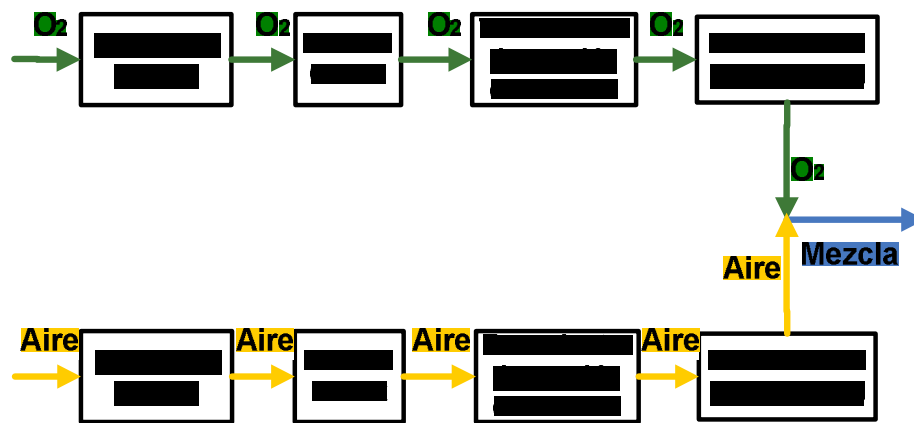


Figura 1.3 Diagrama de la configuración general del ventilador mecánico

- Sensor de oxígeno (5).- Mide la concentración de oxígeno en la mezcla aire-oxígeno con la finalidad de asegurar la concentración deseada.
- Válvula ON/OFF (6).- Controla la dirección del flujo durante la inhalación y la exhalación.
- Sensor de Flujo (7).- Mide el flujo a la salida de las servopálvulas proporcionales.
- Transductor de presión diferencial.- Mide la presión del flujo de aire-oxígeno para verificar que se obtenga el valor deseado ajustado por el médico antes de introducir la mezcla de gases al paciente.
- Válvula de exhalación (8).- Permite regular el flujo de aire con dióxido de carbono proveniente del paciente hacia la atmósfera, dicha regulación evita que los pulmones se colapsen al asegurarse un flujo residual dentro de los mismos.

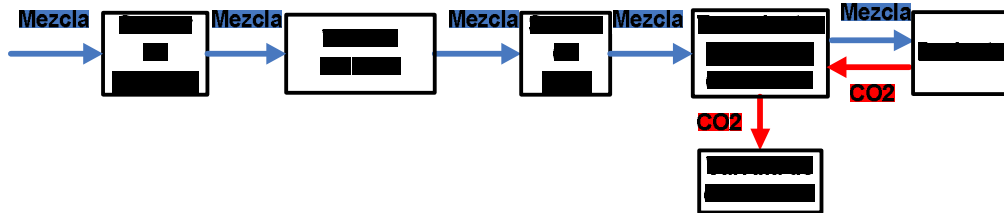


Figura 1.4 Diagrama de la configuración general del ventilador mecánico

## 1.2 Caracterización de las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases

Los hospitales cuentan con instalaciones fijas de aire y oxígeno en estado gaseoso debido a la gran variedad de aplicaciones que tienen en el tratamiento y recuperación de los pacientes. Los ventiladores mecánicos se alimentan de dichas tomas y es el médico quien ajusta el porcentaje de oxígeno requerido para la ventilación en función de las condiciones del sistema respiratorio del enfermo; dicho porcentaje se encuentra dentro de un rango cuyo valor mínimo es del 21 % (que es el porcentaje de oxígeno contenido en el aire del medio ambiente) y su máximo del 100 %.; esta concentración máxima es altamente utilizada a pesar de la toxicidad que representa debido a que algunos pacientes ya no son capaces de realizar el intercambio gaseoso de forma eficiente por lo que requieren de una alta concentración de oxígeno para sobrevivir, a pesar de las consecuencias que ésta pueda ocasionarles. Para proveer al paciente de la concentración requerida, los ventiladores mecánicos utilizan diferentes tipos de válvulas para el mezclado del aire y oxígeno, las cuales requieren un sistema de control capaz de regular el flujo a su salida y la concentración.

Para realizar la mezcla de aire y oxígeno se utilizarán dos contenedores cilíndricos independientes, uno para el aire y otro para el oxígeno, donde cada una de las salidas se encuentra regulada por una servoválvula proporcional. Las variables que deben ser controladas a la salida de la servoválvula son el flujo y la concentración de oxígeno; para encontrar la relación entre estas variables se realizará una caracterización basada en la relación que existe entre la apertura del actuador y el flujo obtenido a la salida considerándose una presión de entrada constante de 10 [psi]. La siguiente figura muestra la configuración de las servoválvulas proporcionales para la mezcla de gases:





**Figura 1.5** Servoválvulas proporcionales para mezcla de gases

El gasto de salida a través de la servoválvula se encuentra en función de la geometría del actuador, el porcentaje de apertura del mismo, la diferencia de presión entre la entrada y la salida y la densidad del gas utilizado; en la siguiente figura se puede observar la geometría que posee el actuador:



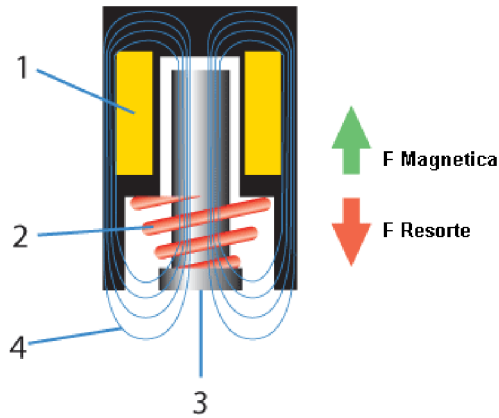
**Figura 1.6** Servoválvula proporcional



**Figura 1.7** Tapón y varilla de la servoválvula

El actuador de la servoválvula se compone de una varilla y un tapón y son estos dos elementos quienes definen el comportamiento del flujo a través del orificio de salida. El movimiento de la varilla se encuentra definido por la actuación de una fuerza magnética generada por un campo magnético sobre la varilla, dicho campo, se encuentra regulado por una variación en la corriente que circula por unas bobinas, deslizando la varilla por acción del campo magnético en forma ascendente y descendiendo nuevamente en ausencia de la fuerza magnética por la fuerza ejercida por el resorte. La configuración de la servoválvula se ejemplifica en la siguiente figura:

CAPÍTULO 1  
 MODELO Y ANALISIS DE LAS SERVÓVALVULAS PROPORCIONALES DEL  
 VENTILADOR MECÁNICO



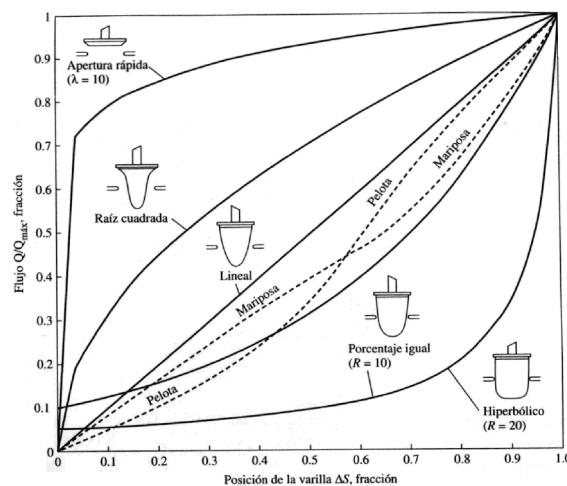
**Figura 1.8** Mecanismo de la servoválvula

1. Bobina, 2. Resorte, 3. Vástago, 4. Campo magnético

[Alfredo Iván Trujillo Rolón, *Diseño de un controlador de válvula solenoide para ventilador pulmonar*, P.3, UNAM, Junio 2008]

En realidad, para las servoválvulas proporcionales no puede ser caracterizada la relación entre la fuerza magnética, la fuerza del resorte y el movimiento de la varilla debido a que el contenedor de los elementos que conforman el mecanismo se encuentra sellado, siendo imposible su observación y manipulación directas, además de no contarse con hojas de especificaciones del fabricante.

La geometría del tapón del actuador posee un perfil curvo, el cual ayuda a sellar la servoválvula cuando esta se encuentra cerrada. A partir ésta geometría se puede determinar el tipo de válvula que se desea caracterizar en función del comportamiento del flujo; la siguiente figura muestra las curvas de comportamiento para diferentes tipos de tapones:



**Figura 1.9** Respuesta para diferentes tipos de tapones.

[Fuente: Eronini Umez, *Dinámica de sistemas y control*, p.206]

## CAPÍTULO 1 MODELO Y ANALISIS DE LAS SERVÓVALVULAS PROPORCIONALES DEL VENTILADOR MECÁNICO

Realizando una comparación entre el tapón de la servoválvula y los de la figura anterior, se puede determinar que su comportamiento es similar a la curva que lleva el nombre de “raíz cuadrada”. Para este tipo de respuesta, se puede aproximar su comportamiento al siguiente modelo matemático:

$$Q = Q_{\max} \sqrt{\Delta S} \left[ K \sqrt{\frac{\Delta P}{\rho}} \right] \quad (1.1)$$

$Q$  = Flujo a la salida.

$Q_{\max}$  = Flujo máximo.

$\Delta S$  = Variación en la apertura de la varilla.

$\Delta P$  = Diferencia de presión entre la entrada y la salida.

$\rho$  = Densidad del fluido.

$K$  = Constante que depende del tamaño de la válvula y la naturaleza del fluido.

Algunas de las variables del modelo anterior no pueden ser medidas como es el caso de la presión a la salida de la servoválvulas, ya que no se cuenta con un sensor para leer esta variable sino únicamente el flujo; otra variable que no puede ser medida es la variación en la apertura de la varilla, esto debido a que su desplazamiento total es de aproximadamente 5 [mm] y al no contarse con un instrumento de medición capaz de medir variaciones tan pequeñas con la válvula sellada, no es posible encontrar la relación entre el voltaje aplicado a la etapa de potencia de las servoválvulas y el desplazamiento de la varilla.

Otro factor que debe ser tomado en cuenta es el hecho de que el *software* que será utilizado y el equipo con el cual se trabajará sólo ofrecen la posibilidad de implementar un controlador lineal y el modelo anteriormente mencionado es no lineal. Además, hay que considerar que el objetivo del controlador que será diseñado no es trabajar en un punto de operación sino realizar seguimiento de una señal.

Debido a las implicaciones mencionadas anteriormente, se propondrá una caracterización basada en una relación entre el voltaje aplicado y el flujo obtenido a la salida de las servoválvulas y se estimarán las constantes del modelo experimentalmente [7]. Generalmente, las servoválvulas pueden ser modeladas con un sistema de primer orden, por lo que se propondrá la siguiente función de transferencia:

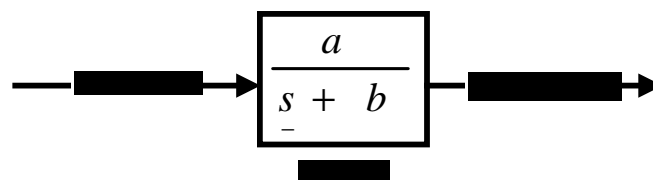
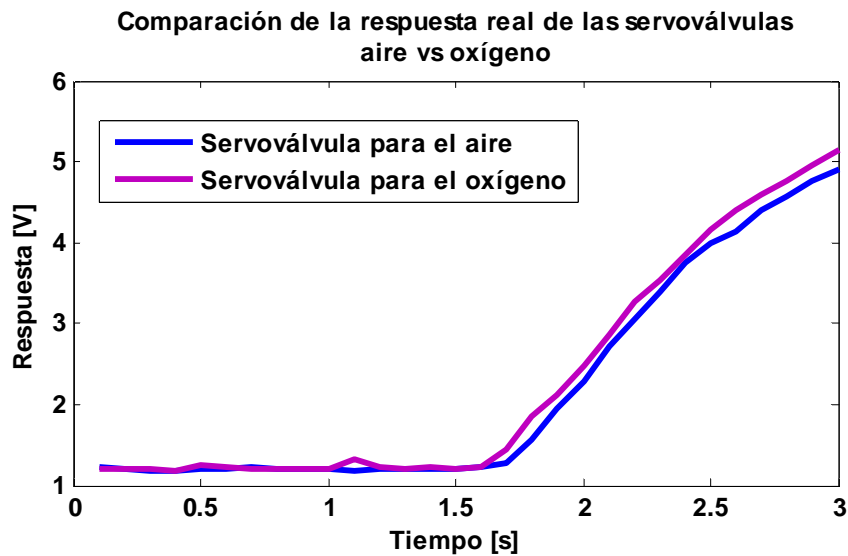


Figura 1.10 Función de transferencia de primer orden

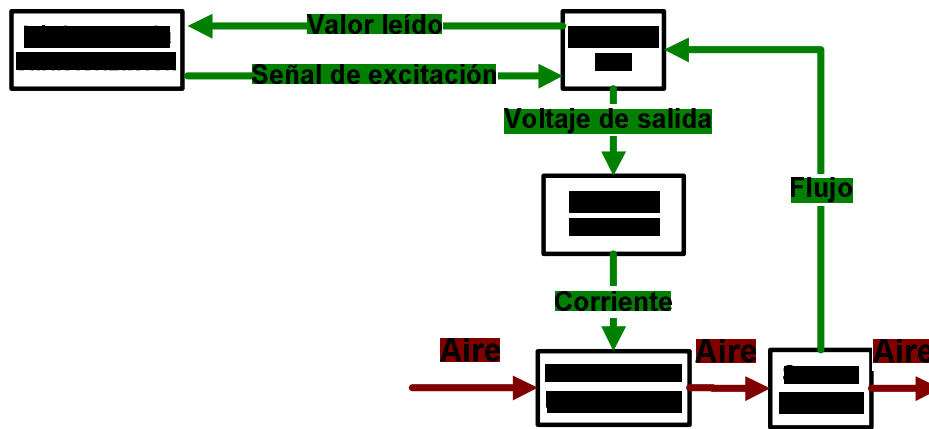
Ya que para el mezclado de gases se requieren dos servoválvulas independientes, se realizó una comparación de su comportamiento con la finalidad de identificar las diferencias presentes entre ellas y posteriormente, se hizo un ajuste del número de vueltas que se giró cada una obteniéndose las siguientes respuestas:



**Gráfica 1.1** Comparación de la respuesta de las servoválvulas

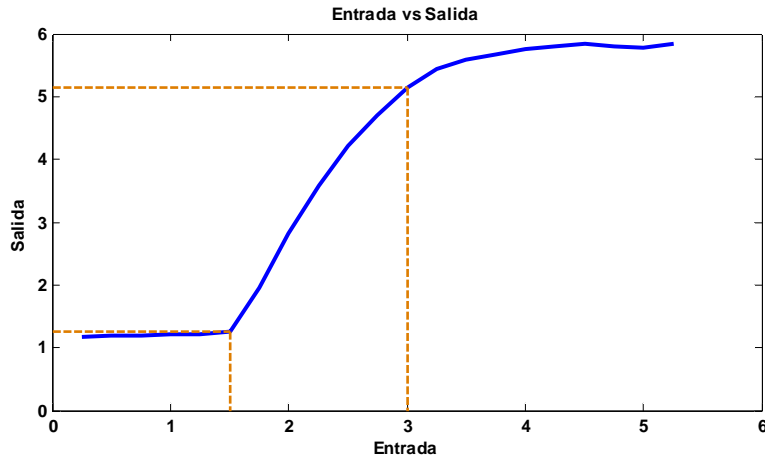
En la figura anterior se observa que la respuesta de la servoválvula de aire y la de oxígeno son muy similares, por lo que se caracterizará únicamente a una de ellas y posteriormente con la implementación del controlador se analizará su comportamiento de forma independiente.

Para estimar los valores de las constantes  $a$  y  $b$  de la función de transferencia propuesta, se utilizará el módulo de identificación de sistemas de LabVIEW 8.5® (Real Time) y el *hardware* compactRIO® que es un módulo de entradas y salidas basadas en *FPGA* [Anexo B]. El primer paso para realizar la estimación de las constantes de la función de transferencia es identificar claramente el número de entradas y salidas del sistema, para este caso la entrada será el voltaje aplicado a la servoválvula y la salida, el flujo obtenido con la apertura.



**Figura 1.11** Configuración del sistema implementado para la caracterización

Para realizar la estimación de los parámetros es necesario delimitar los rangos de operación, se requiere eliminar los *offsets* de las señales así como establecer los máximos valores de operación. Experimentalmente se obtuvieron los siguientes valores [Anexo C]:

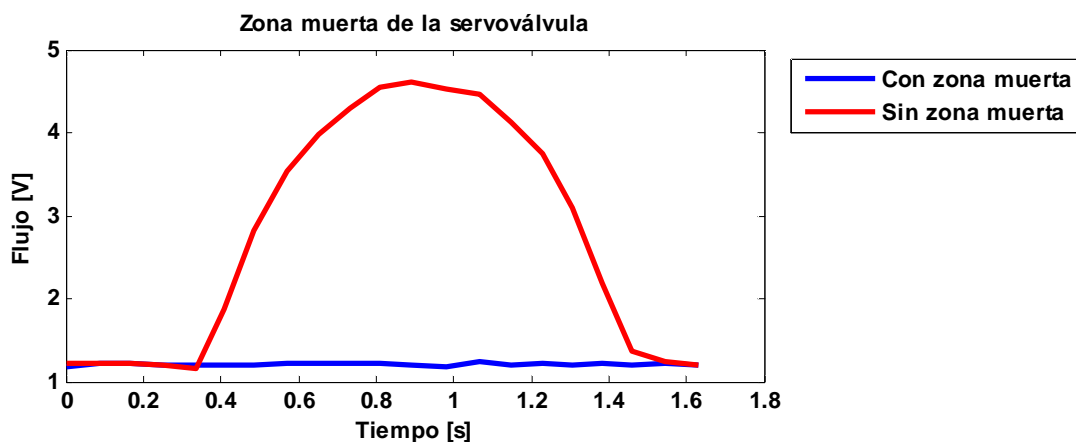


**Gráfica 1.2** Respuesta de la servoválvula para el aire.  
 Entrada: voltaje aplicado a la servoválvula [V], Salida: Flujo [V]

*Offset* señal de entrada: 1.5 [V]  
*Offset* señal de salida: 1.2 [V]  
 Máximo señal de entrada: 3 [V]  
 Máximo flujo de salida: 5.2 [V]

## CAPÍTULO 1 MODELO Y ANALISIS DE LAS SERVÓVALVULAS PROPORCIONALES DEL VENTILADOR MECÁNICO

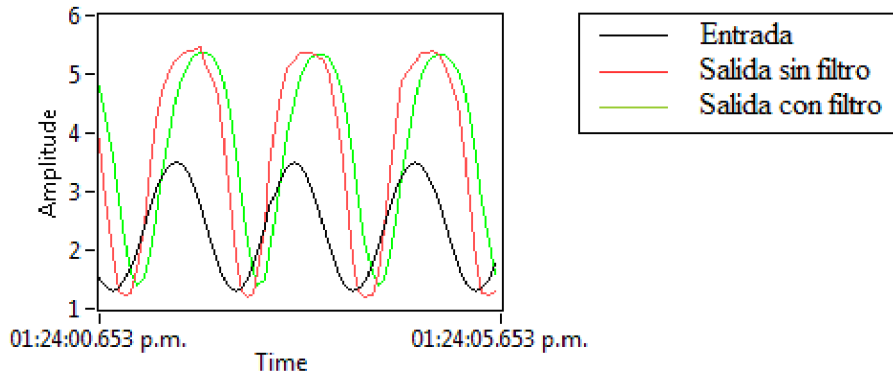
En la figura anterior se puede ver gráficamente que el sensor de flujo posee un *offset* de 1.2 [V], el cual debe ser considerado para la caracterización con *software*, así como en la retroalimentación de la señal en la implementación del controlador. Además, se observa que la servoválvula no responde a voltajes inferiores a 1.5 [V], ésta zona en la cual no se obtiene una respuesta es considerada como zona muerta y es importante delimitarla ya que su presencia afectará la respuesta del sistema. La siguiente gráfica muestra la respuesta obtenida con la servoválvula considerando y sin considerar la zona muerta utilizando como entrada una sinusoidal de amplitud constante e igual a 1.5 [V] para ambos casos:



Gráfica 1.3 Zona muerta de la servoválvula

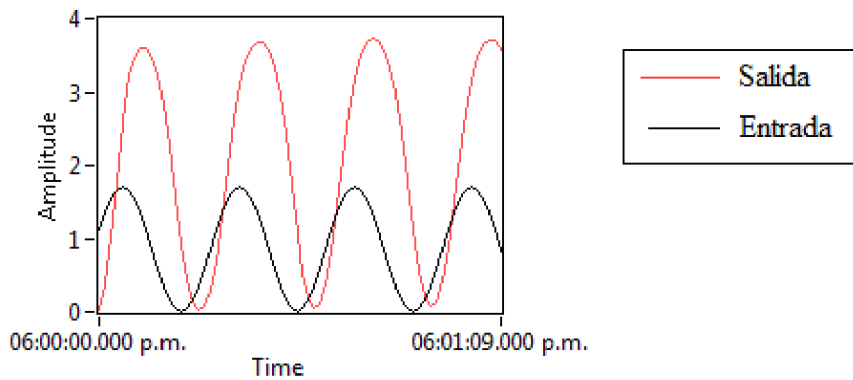
De la figura anterior se concluye que para la caracterización de la servoválvula es necesario considerar la zona muerta de 1.5 [V], ya que en la implementación del controlador dicha zona afectará la respuesta por lo que deberá ser excluida con la finalidad de mejorar el tiempo de respuesta.

Lo siguiente es realizar un filtrado de la señal de flujo, el módulo de identificación de parámetros (LabVIEW 8.5®) ofrece un filtro que elimina el ruido de la señal. La siguiente figura muestra la relación entre la señal de entrada (línea negra), la señal leída sin filtrar (línea roja) y la señal filtrada (línea verde).



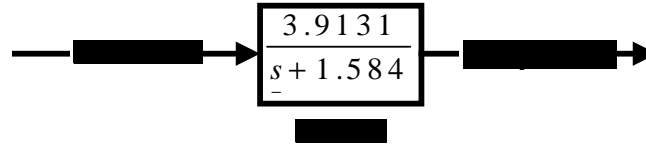
**Gráfica 1.4** Respuesta a una entrada sinusoidal con y sin filtro

El *software* utilizado ofrece diferentes señales de excitación a partir de las cuales puede ser obtenida la función de transferencia, para éste caso, la señal de excitación será una sinusoidal con una frecuencia igual a  $0.5 [Hz]$  debido a que proporciona mayor información acerca de la servóvalvula ya que se considerará tanto su apertura como su cierre. Los resultados fueron los siguientes:



**Gráfica 1.5** Relación entre la entrada y la salida obtenidas experimentalmente

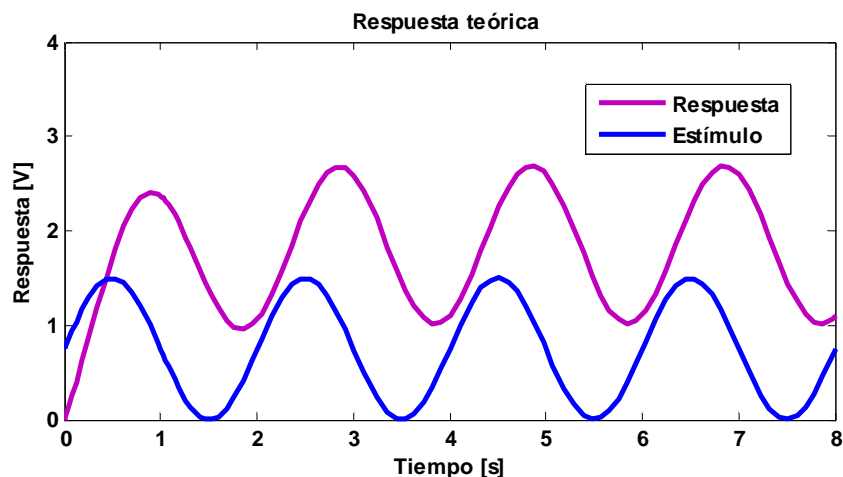
Los parámetros para la función de transferencia calculados con el módulo de identificación de sistemas dieron como resultado la siguiente función de transferencia:



**Figura 1.12** Función de transferencia de primer orden obtenida mediante la estimación de parámetros

### 1.3 Análisis y ajuste del modelo

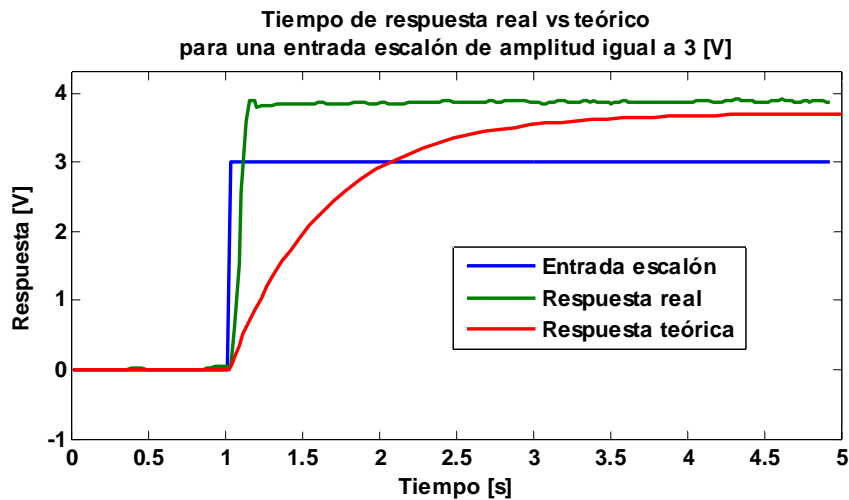
Se realizó la simulación teórica del modelo obtenido utilizando *Simulink*® de *Matlab*® y se obtuvo lo siguiente [Anexo D]:



**Gráfica 1.6** Respuesta teórica del modelo

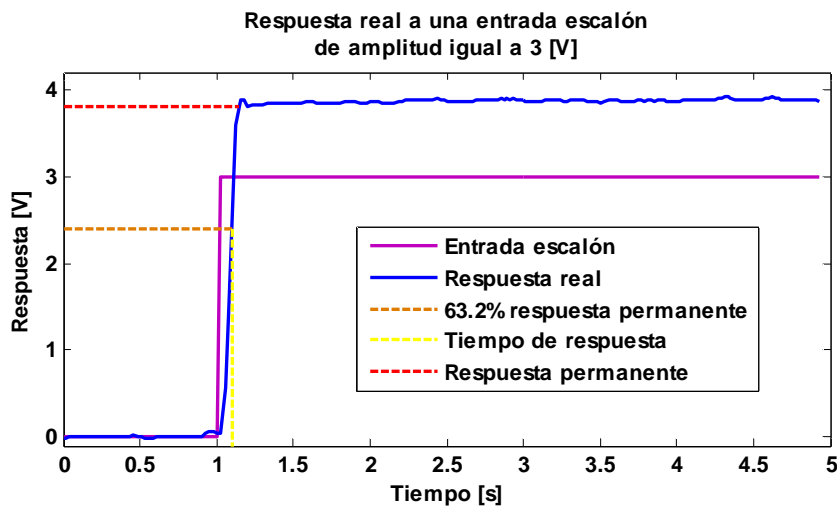
En la figura anterior puede observarse que con el tiempo de respuesta obtenido experimentalmente para la función de transferencia, no es posible que la señal oscile entre los valores reales de comportamiento para la salida, que corresponden a 0 [V] el mínimo y 3.8 [V] el máximo. A partir de ésta observación, se puede suponer que el tiempo de respuesta teórico se encuentra muy por debajo del real y para comprobar si esta suposición es verdadera o no, se graficará la respuesta a un escalón de amplitud máxima (1.5 [V]) como entrada y se compararán el tiempo de respuesta real y el teórico. Los resultados son los siguientes:





Gráfica 1.7 Tiempo de respuesta real vs teórico

A partir de la comparación entre la respuesta real y la teórica de la figura anterior se concluye que la suposición de que el tiempo de respuesta teórico se encontraba por debajo del real es verdadera, además se observa que la amplitud teórica es menor que la real. Para corregir el error presente en la función de transferencia, se ajustará la ganancia y se obtendrá el tiempo de respuesta real de la servoválvula, el cual se determina a partir del cálculo del tiempo necesario para que la respuesta alcance el 63.2% del valor en estado permanente, los cálculos en función de la gráfica fueron los siguientes:



Gráfica 1.8 Respuesta real a una entrada escalón

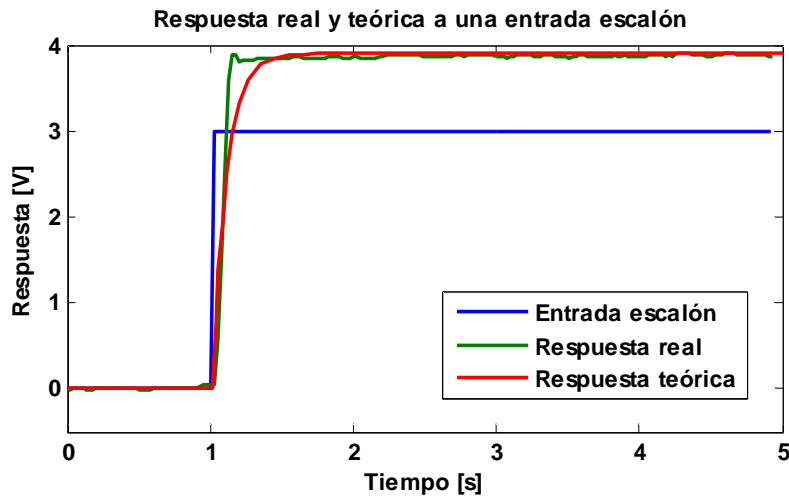
Respuesta en estado permanente = 3.8 [V].

63.2 % de la respuesta en estado permanente = 2.4016 [V].

Tiempo de respuesta = 0.10 [s].

Reajuste de la ganancia=2.6

En la siguiente figura se observa que el tiempo de respuesta estimado coincide con el real de la servoválvula.



Gráfica 1.9 Resposta real y teórica a una entrada escalón

Sustituyendo el tiempo de respuesta anterior en el modelo, se obtiene la siguiente función de transferencia:

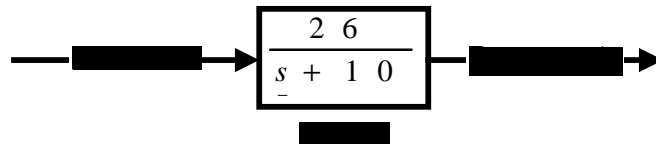
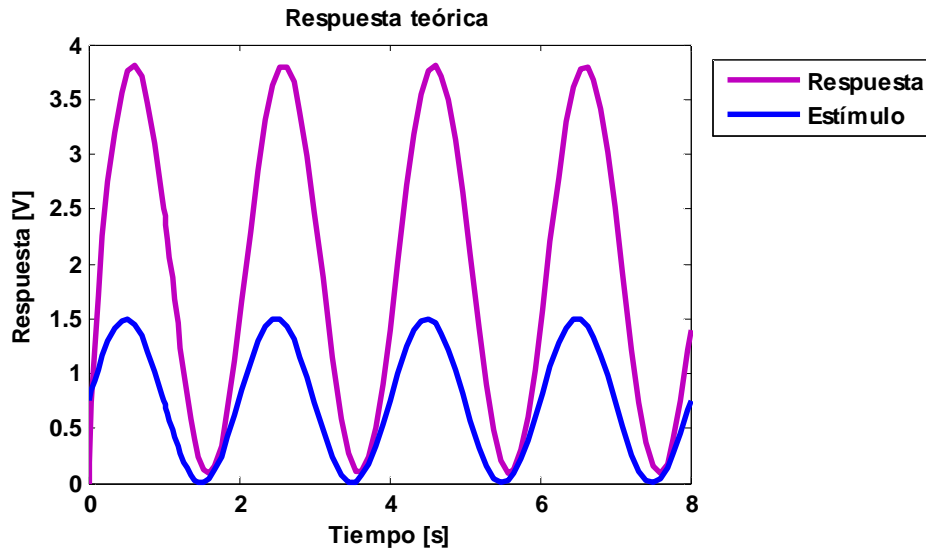


Figura 1.13 Función de transferencia experimental

Nuevamente se realizará una simulación teórica con *Simulink*® de *Matlab*® para observar la respuesta de la función de transferencia propuesta, utilizando como entrada una señal sinusoidal:



Gráfica 1.10 Respuesta teórica

Puede observarse que, con la variación del tiempo de respuesta y la ganancia, la señal de salida se aproxima mejor al valor mínimo y al máximo que presenta la servoválvula. Ya que el tiempo de respuesta es muy pequeño, teóricamente la salida se encuentra prácticamente en fase con la entrada, lo cual no es verdadero. Realizando una comparación entre la entrada y la salida teóricas y reales de la servoválvula, se observa que en el comportamiento real existe un desfase más pronunciado que en el teórico, esto debido al comportamiento no lineal del sistema provocado por la zona muerta e histéresis de la válvula y ya que el modelo teórico es una aproximación lineal no considera las no linealidades de la servoválvula presentes en su apertura y cierre.

# **CAPÍTULO 2**



## Capítulo 2

### Selección y diseño del controlador

#### 2.1 Características de la función de transferencia

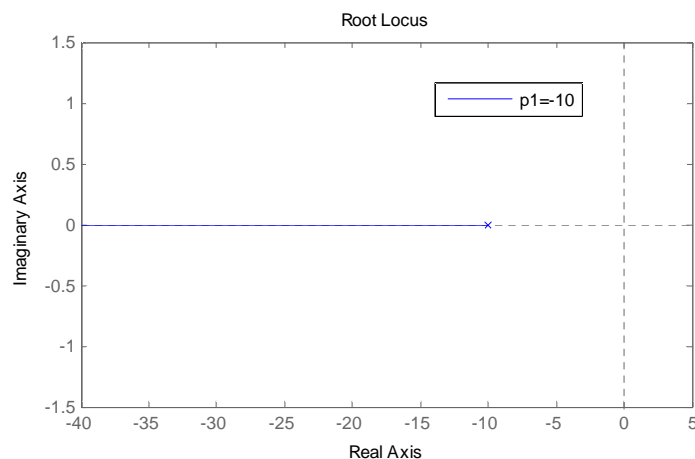
Es necesario controlar la servoválvula para mezcla de gases, ya que es a través de ésta que será regulado el flujo a la salida mediante la variación de la apertura del actuador. A partir de la caracterización de la servoválvula, se obtuvo la siguiente función de transferencia que representa la relación entre las variables de entrada y salida:

$$H(s) = \frac{26}{s+10}$$

Donde, la variable de entrada es el voltaje aplicado a la servoválvula y la variable de salida es el flujo de la mezcla. Los parámetros de interés para el diseño del controlador serán la estabilidad, el desempeño (tiempo de respuesta y porcentaje de sobrepaso) y la regulación (error en estado permanente), siendo el primer paso la verificación de la estabilidad de la planta y posteriormente el diseño de un controlador para mejorar las características de desempeño y disminución del error en estado permanente sin desestabilizar el sistema.

- **Estabilidad**

Para analizar la estabilidad de la planta, será trazado el diagrama de *Root Locus*, el cual se muestra a continuación:

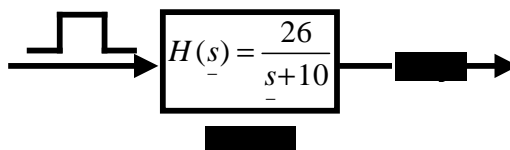


**Gráfica 2.1** Root locus de la función de transferencia obtenida

Como puede observarse en la figura, se trata de un sistema con un polo con parte real negativa igual a -10 y parte imaginaria nula y ya que éste se encuentra en el semiplano complejo negativo, se puede concluir que el sistema es estable.

- **Desempeño**

Para evaluar el desempeño de la planta, será aplicado a la entrada un escalón unitario, el diagrama se muestra a continuación:

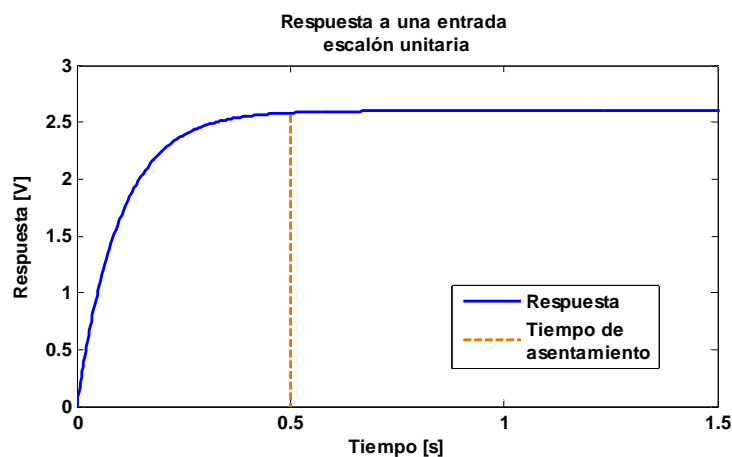


**Figura 2.1** Función de transferencia experimental

El tiempo de asentamiento de la planta puede ser calculado a partir de la función de transferencia, donde:

$$s + 10 = 0$$
$$s = -\frac{1}{0.1} \quad \therefore \tau = 0.1$$
$$t_a = 5(0.1) = 0.5 [s]$$

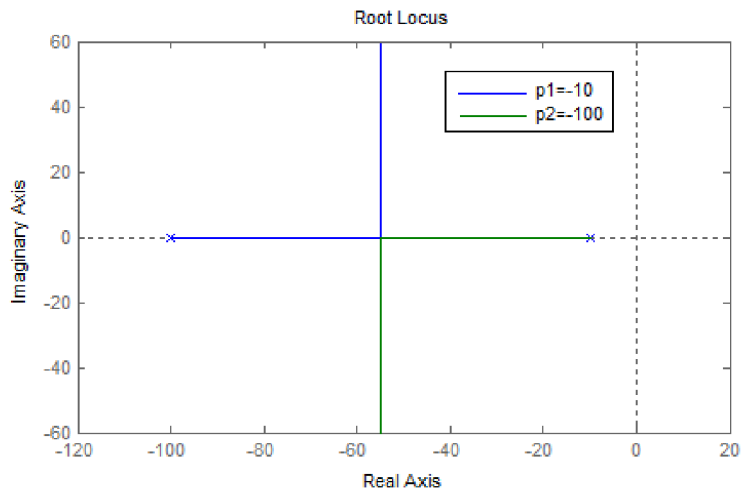
La respuesta de la planta al aplicar un escalón unitario como entrada es la siguiente:



**Gráfica 2.2** Respuesta a una entrada escalón unitaria

## CAPÍTULO 2 SELECCIÓN Y DISEÑO DEL CONTROLADOR

Para optimizar la disminución del tiempo de asentamiento del sistema con el diseño del controlador, se anexará un polo  $p_2 = -100$  a la función de transferencia, obteniéndose lo siguiente:

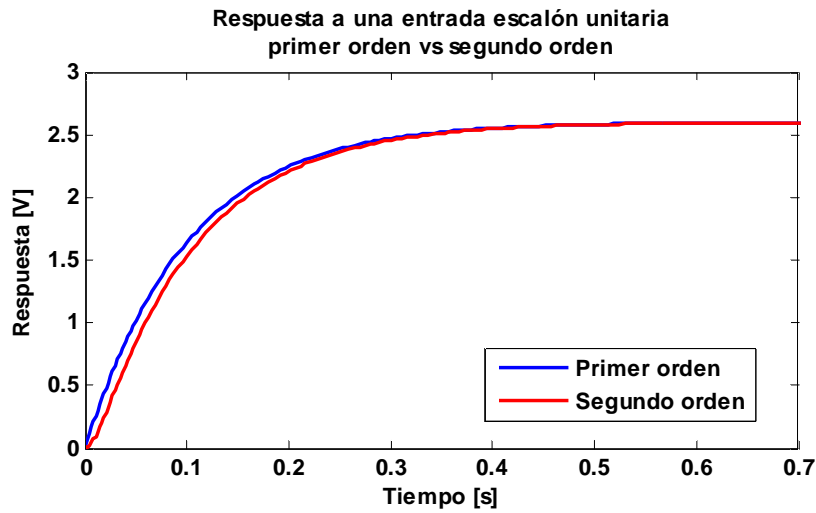


**Gráfica 2.3** *Root locus* de la función de transferencia anexando un polo en -100

El diagrama de *Root Locus* de la figura anterior muestra cómo afecta el anexar un polo al comportamiento del sistema, presentándose diferentes tipos de respuesta al desplazarse los polos con el diseño del controlador. Para obtener la misma respuesta que se tenía para el sistema de primer orden, será necesario modificar la planta al anexar el polo, resultando:

$$H(s) = \frac{2600}{(s+10)(s+100)}$$

En la siguiente gráfica se observa que el sistema de segundo orden tiene una respuesta muy similar en estado permanente al de primer orden y al agregarse un polo real negativo, la planta sigue siendo estable. Ya que el sistema se encuentra en lazo abierto, al aplicar un escalón unitario como entrada, el error en estado permanente será igual a cero. Se analizarán los diferentes tipos de controladores para determinar cuál será el más eficiente para controlar la servoválvula.



Gráfica 2.4 Respuesta a una entrada escalón para sistemas de primer y segundo orden

## 2.2 Controlador proporcional

Para el diseño del controlador proporcional, se analizará la función de transferencia en lazo cerrado, aplicando a la entrada un escalón unitario, a continuación se muestra el diagrama:

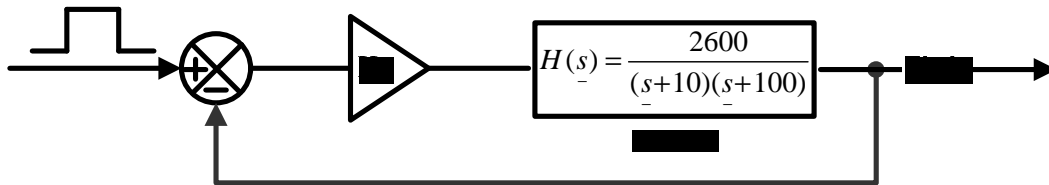


Figura 2.2 Controlador Proporcional

La función de transferencia en lazo cerrado es la siguiente:

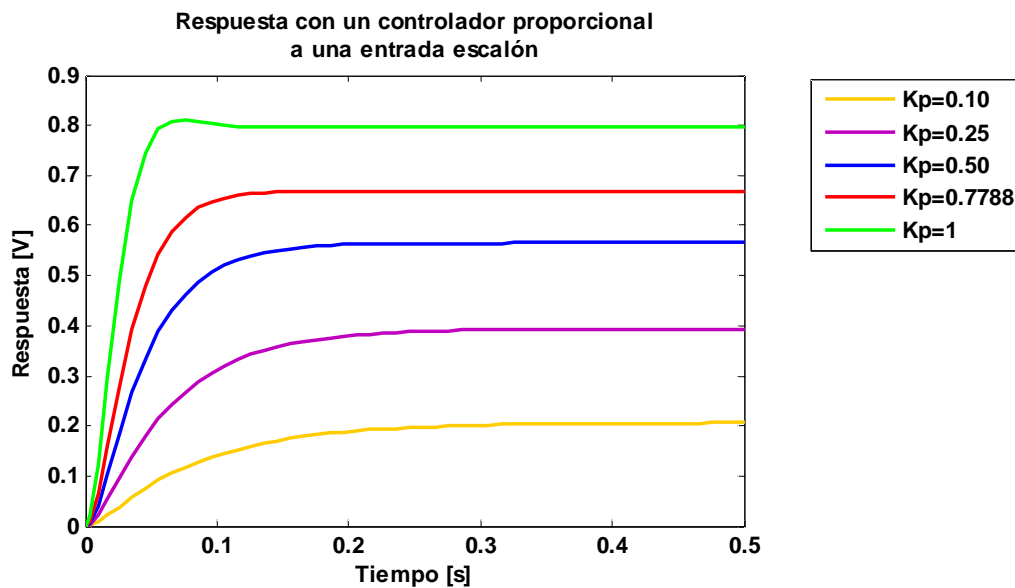
$$G(s)_p = \frac{2600k_p}{s^2 + 110s + 1000 + 2600k_p}$$

Para que el sistema sea estable:

$$k_p > -0.3846$$



Y ya que  $k_p$  es una ganancia y no puede ser negativa, se establecerá que debe ser mayor que cero para obtener un valor real para el flujo. Proponiendo diferentes valores para  $k_p$  se puede mejorar el tiempo de asentamiento, ya que al aumentarse  $k_p$  se aleja el polo del origen y entre más alejado se encuentre, más rápida será la respuesta del sistema. En la siguiente gráfica puede observarse la variación en el tiempo de asentamiento para diferentes valores propuestos para  $k_p$ :



**Gráfica 2.5** Respuestas utilizando un controlador proporcional

Como se observa, entre mayor sea el valor de  $k_p$  (ganancia proporcional), más rápidamente se estabiliza el sistema, sin embargo, al desplazarse los polos cambia el tipo de respuesta obtenida y se presentan oscilaciones. Para determinar el tipo que será obtenido es necesario calcular el punto de ruptura:

$$\frac{2600k_p}{s^2 + 110s + 1000} = -1$$

$$k_p = \frac{-(s^2 + 110s + 1000)}{2600}$$

$$\frac{dk_p}{ds} = \frac{-(2s + 110)}{2600} = 0$$

$$s = -55 \Rightarrow \text{punto de ruptura}$$

$$s^2 + 110s + 1000 + 2600k_p = 0$$

$$\text{donde } s = -55$$

$$\therefore k_{\text{ruptura}} = 0.7788$$

A partir del punto de ruptura se puede determinar para qué valores de  $k_p$  se obtendrán los diferentes tipos de respuesta:

**Tabla 2.1** Tipos de respuestas

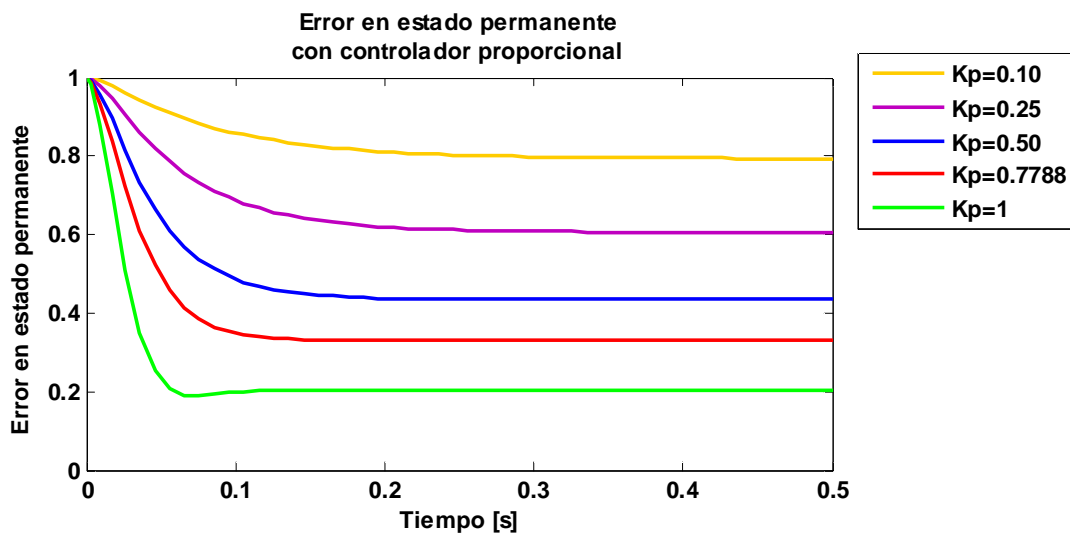
Valor $k_p$	Tipo de respuesta
$0 < k_p < 0.7788$	Sobreamortiguada
$k_p = 0.7788$	Críticamente amortiguada
$k_p > 0.7788$	Subamortiguada

Considerando que la entrada es un escalón unitario y que el sistema es de tipo 0 (no tiene polos en el origen), se puede calcular el error en estado permanente de la siguiente forma:

$$e_{\infty} = \frac{1}{1 + G(0)_p} \quad , \quad G(0)_p = \frac{2600k_p}{1000}$$

$$e_{\infty} = \frac{1000}{1000 + 2600k_p}$$

A partir de la ecuación obtenida, se puede concluir que entre mayor sea el valor de  $k_p$ , menor será el error en estado permanente, sin embargo, nunca será igual a cero. La siguiente gráfica muestra el error para diferentes valores:



**Gráfica 2.6** Error en estado permanente utilizando un controlador proporcional

Como se demostró matemáticamente, el error en estado permanente tenderá a cero, sin embargo, nunca será igual a cero; por otra parte, al aumentar el valor de  $k_p$  la respuesta se estabiliza en un menor tiempo pero se generan oscilaciones, por lo que se propondrá un control derivativo.

### 2.3 Controlador proporcional-derivativo

El controlador PD se muestra en la siguiente figura:

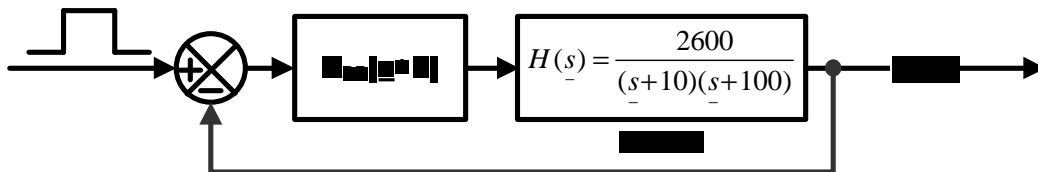


Figura 2.3 Controlador proporcional derivativo

El tiempo de asentamiento y el porcentaje de sobrepaso deseados serán establecidos considerando el tiempo que requieren los componentes del ventilador para reaccionar ante una entrada, así como el necesario para procesar la información y el mínimo establecido por la planta en función de su constante del tiempo  $\tau$ .

$$t_a = 0.25 [s] \qquad \%Sp = 1 \%$$

Determinando los polos que corresponden a la respuesta con las características establecidas para tiempo de asentamiento y porcentaje de sobrepaso se obtiene:

$$|\operatorname{Re}\{p_d\}| = \frac{5}{t_a} \qquad |\operatorname{Im}\{p_d\}| = \frac{-\pi |\operatorname{Re}\{p_d\}|}{\ln\left(\frac{\%Sp}{100}\right)}$$

$$|\operatorname{Re}\{p_d\}| = \frac{5}{0.25} = 20 \qquad |\operatorname{Im}\{p_d\}| = \frac{-\pi (20)}{\ln\left(\frac{1}{100}\right)} = 13.6438$$

$$P_d = -20 \pm 13.6438i$$

Para encontrar el valor de la constante “b” que da como resultado el comportamiento deseado, evaluamos la condición de ángulo para los polos deseados:

$$\angle G_{PD}(s) = \angle 2600 + \angle k_{PD} + \angle(s+b) - [\angle(s+10) + \angle(s+100)] = \pm(2q+1)180^\circ$$

$$s = -20 + 13.6438i \quad q = 0$$

Evaluando la expresión anterior:

$$\angle(s+b) = 44.08^\circ$$

$$\therefore b = -34.088$$

El valor de  $k_{PD}$  se encontrará a partir de la condición de magnitud:

$$\left| G_{PD}(s) \right| = \frac{|k_{PD}| * |s+34.088| * |2600|}{|s+10| * |s+100|} = 1$$

$$|k_{PD}| = 0.027$$

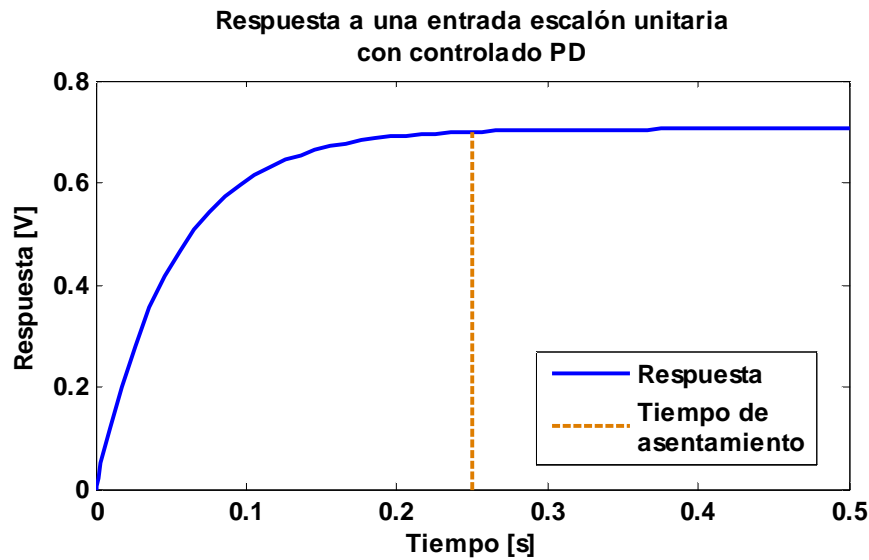
El controlador diseñado es:

$$k_{PD}(s+b) = 0.027(s+34.088)$$

$$k_P = 0.9204$$

$$k_D = 0.027$$

En la siguiente figura puede observarse que, el tiempo de asentamiento establecido se cumple con el controlador diseñado, así como el porcentaje de sobrepaso.



Ya que la entrada aplicada al sistema es un escalón unitario y considerando que el sistema es de tipo 0 (no tiene polos en el origen), el error en estado permanente puede calcularse de la siguiente forma:

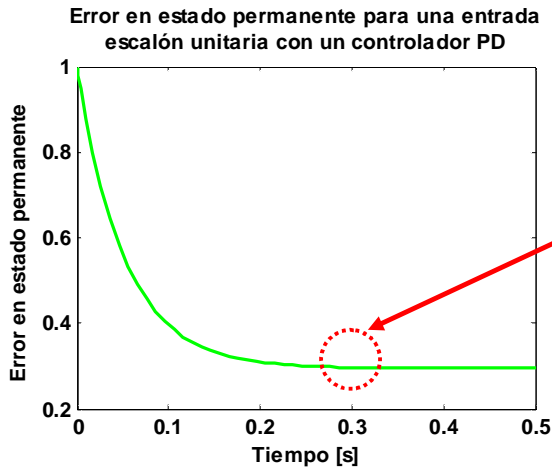
$$e_{\infty} = \frac{1}{1 + G(0)_{PD}} \quad , \quad G(0)_P = \frac{2600k_{PD}b}{1000}$$

$$e_{\infty} = \frac{1000}{1000 + 2600k_{PD}b}$$

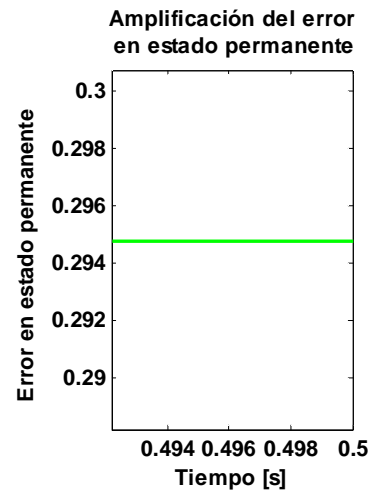
Para  $k_{PD} = 0.027$  y  $b=34.088$  el error en estado permanente es:

$$e_{\infty} = \frac{1000}{1000 + 2600(0.027)(34.088)} = 0.2947$$

El error en estado permanente obtenido con el controlador PD se muestra en la siguiente figura:



Gráfica 2.8 Error en estado permanente con controlador PD



Gráfica 2.9 Amplificación del error en estado permanente con controlador PD

Para llevar el error en estado permanente a cero, se propondrá un controlador proporcional-integral-derivativo.

## 2.4 Controlador proporcional-integral-derivativo

El controlador PID a analizar se muestra en la siguiente figura:

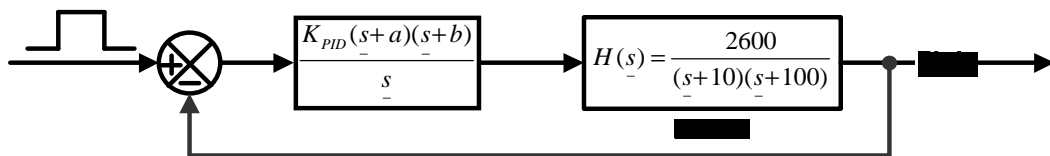


Figura 2.4 Controlador proporcional integral derivativo

Para el diseño del controlador PD fue necesario determinar el valor de “b” y de  $k_{PD}$  en función de la siguiente respuesta deseada:

$$t_a = 0.25 [s] \qquad \%Sp = 1 \%$$

Para los parámetros anteriores se obtienen los siguientes polos:

$$P_d = -20 \pm 13.6438i$$

Para conservar dicha respuesta, se propondrá un valor para “a” tal que se cumpla lo siguiente:

$$k_{PID} \approx k_{PD}$$

El valor de  $k_{PID}$  será calculado a partir de la condición de magnitud:

$$k_{PID} = \frac{\left| \frac{s}{-} \right| \left| \frac{s+10}{-} \right| \left| \frac{s+100}{-} \right|}{\left| \frac{s+a}{-} \right| \left| \frac{s+34.088}{-} \right| \left| \frac{2600}{-} \right|}$$

$$\frac{s}{-} = -20 + 13.6438i$$

Para que dicho valor tienda a  $k_{PD}$  se debe cumplir que:

$$k_{PID} \approx k_{PD}$$

$$\frac{\left| \frac{s}{-} \right| \left| \frac{s+10}{-} \right| \left| \frac{s+100}{-} \right|}{\left| \frac{s+a}{-} \right| \left| \frac{s+34.088}{-} \right| \left| \frac{2600}{-} \right|} \approx \frac{\left| \frac{s+10}{-} \right| \left| \frac{s+100}{-} \right|}{\left| \frac{s+34.088}{-} \right| \left| \frac{2600}{-} \right|}$$

Para que los valores se aproximen, es necesario que  $a \approx 0$  para que se anulen un polo y un cero, por lo que se propondrá un valor de 0.01. El controlador diseñado es:

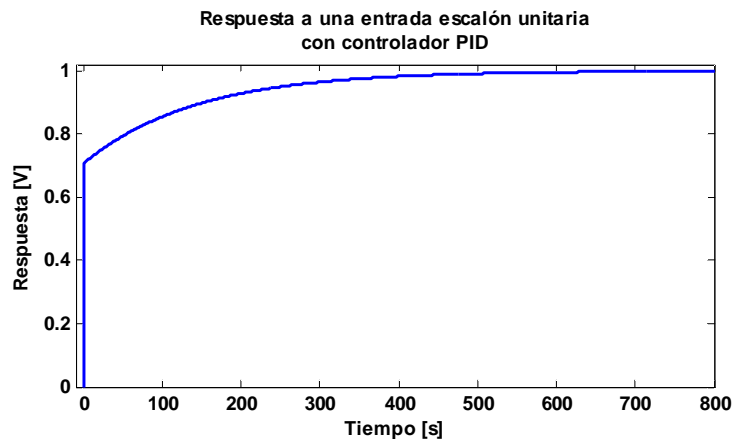
$$\frac{k_{PID} (s+a)(s+b)}{\frac{s}{-}} = \frac{0.027(s+0.01)(s+34.088)}{\frac{s}{-}}$$

$$k_p = 0.9206$$

$$k_D = 0.027$$

$$k_I = 0.0092$$

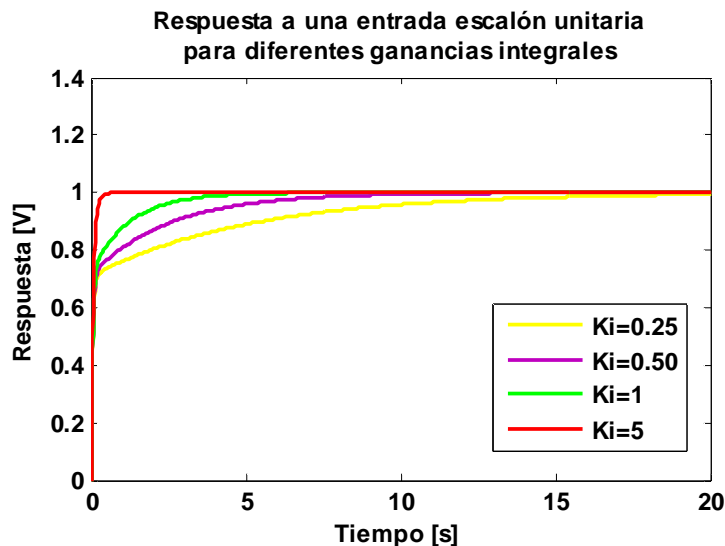
La respuesta con el controlador diseñado se muestra en la siguiente figura:



Gráfica 2.10 Respuesta utilizando un controlador PID

El controlador integral adiciona un polo al sistema en el origen, lo cual lo clasifica como un sistema tipo 1 y al ser la entrada un escalón, el error en estado permanente tenderá a cero, sin embargo, el tiempo necesario para que esto suceda es demasiado grande por lo que será necesario reajustar la ganancia integral.

En la siguiente gráfica se observan los resultados obtenidos para las simulaciones realizadas con diferentes ganancias integrales:



Gráfica 2.11 Respuestas para diferentes ganancias integrales utilizando un controlador PID

En la figura anterior se observa que entre mayor es la ganancia integral, más rápidamente se corrige el error en estado permanente obteniéndose una buena respuesta para una ganancia  $K_i=5$ .



# **CAPÍTULO 3**

## Capítulo 3

### Implementación del controlador

#### 3.1 Diseño de un panel de control y monitoreo virtual

La implementación del controlador se realizará utilizando el programa *LabVIEW 8.5®* (Real time), debido a que éste contiene un módulo especializado en la implementación de controladores y su simulación. Primero, se definirán las entradas que serán sensadas y las salidas que serán generadas utilizando un dispositivo que trabaje en tiempo real (*compactRIO®*) [Anexo B], el siguiente diagrama muestra la configuración del sistema que será implementado:

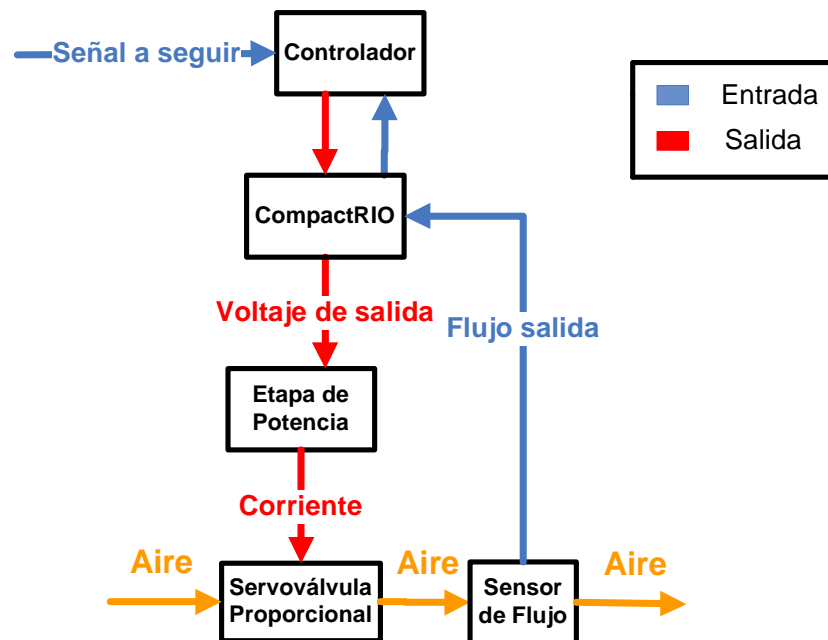


Figura 3.1 Diagrama general de la implementación del controlador

El programa utilizado ofrece una función que simula un controlador PID requiriéndose únicamente el valor de la ganancia proporcional, el tiempo integral [*min*], el tiempo derivativo [*min*] y el rango de salida del controlador. En la sección referida al diseño del controlador [Capítulo 2] se determinaron las ganancias PID que dan como resultado una respuesta con características predeterminadas. El rango de salida, se encuentra en función de la etapa de potencia diseñada para la servoválvula, la cual recibe a la entrada un voltaje cuyo valor se encuentra entre 0 y 5 [V] y entrega a la salida una corriente en un rango entre los 0 y los 500 [mA] [Anexo A]. En el capítulo referido al modelado de las servoválvulas

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

[Capítulo 1] se comprobó que el mínimo voltaje para el cual se detecta flujo es de 1.5 [V] y el máximo flujo se obtiene al aplicar 3 [V].

$$k_p = 0.9206$$

$$K_i = 5$$

$$K_D = 0.027$$

$$1.5 [V] \leq \text{rango salida} \leq 3 [V]$$

La siguiente figura representa la asignación de los parámetros necesarios para la implementación de un controlador PID:

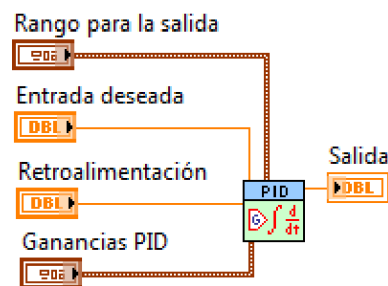


Figura 3.2 Controlador PID

La entrada que será utilizada para las pruebas será una señal sinusoidal, a la cual se asignarán diferentes amplitudes y frecuencias con la finalidad de comprobar que el controlador responde adecuadamente a cualquier valor. La señal será creada utilizando un generador virtual de señales, cuyas características de amplitud, *offset* y frecuencia pueden ser ajustadas mediante el uso de controles. La siguiente figura muestra el generador utilizado:

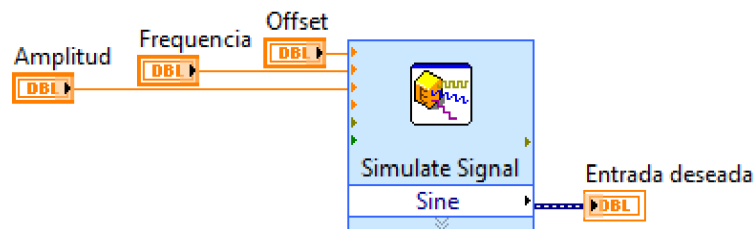


Figura 3.3 Generador virtual de señales

En realidad, al sistema físico no se le puede demandar un flujo negativo, por lo que el *offset* de la señal se igualará a la amplitud para asegurar que éste sea igual o mayor que cero. Otro aspecto por el cual el flujo debe ser positivo, es el hecho de que a la etapa de potencia diseñada no se le pueden demandar valores negativos [Anexo A]. La máxima amplitud que puede ser demandada al generador de señales es de 1.9 [V], ya que ésta amplitud corresponde al máximo flujo que puede ser medido por el sensor (3.8 [V]). La frecuencia se encuentra en un rango que va de 0 [Hz] a 1 [Hz] máximo, que corresponde a 60 respiraciones por minuto.

Para la señal de flujo que será retroalimentada se requiere un filtrado previo, para lo cual se utilizará un filtro virtual contenido en el módulo de control PID del programa utilizado [Anexo B]. A continuación se presenta el filtro a utilizar:



Figura 3.4 Filtro para implementación de un controlador PID

Debido a que la señal de entrada se encuentra en constante variación, es necesario ejecutar la programación del controlador continuamente, para ello, será utilizado un ciclo condicionado de ejecución continua. La siguiente figura muestra el ciclo utilizado:

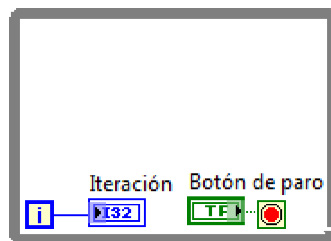


Figura 3.5 Ciclo continuo

El *software* utilizado se basa en un método de programación gráfico, la siguiente figura muestra el programa que fue realizado para la implementación del controlador considerando las características mencionadas en los párrafos anteriores.

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

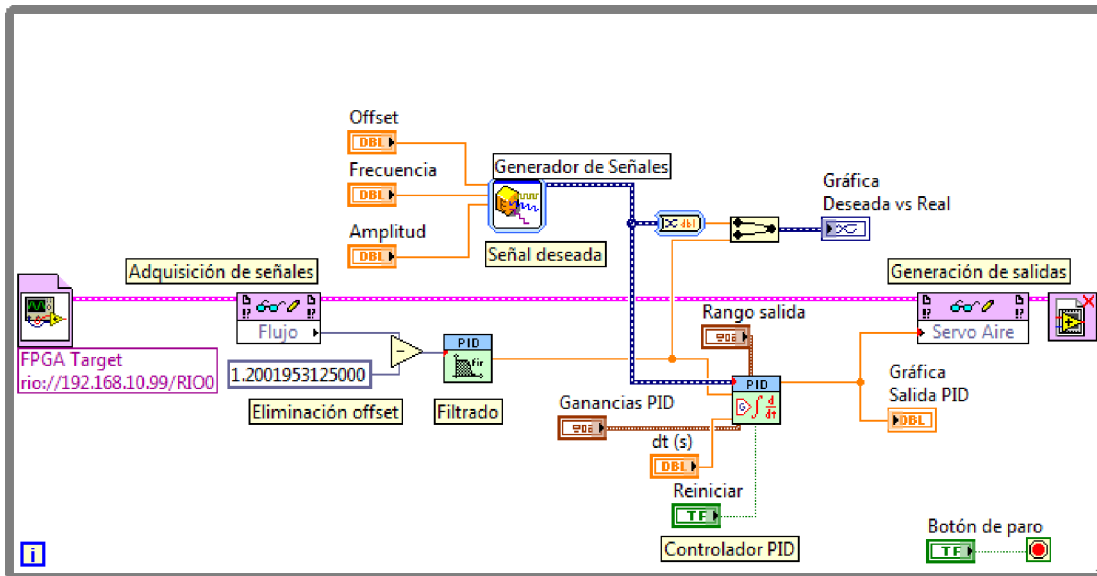


Figura 3.6 Programación del controlador PID

Para visualizar la relación entre la entrada deseada y la salida real, fueron graficadas estas variables en función del tiempo, así como la salida del controlador PID. También fueron colocados controles para variar los parámetros del generador de señales y el controlador PID. El panel diseñado se muestra en la siguiente figura:

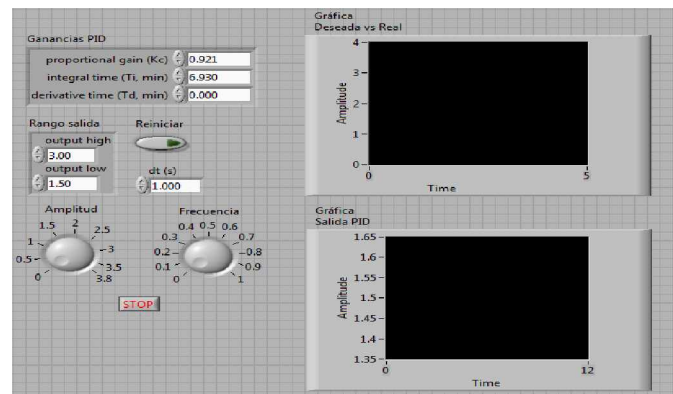


Figura 3.7 Panel de monitoreo del controlador PID

### 3.2 Implementación del controlador PID

Las señales seleccionadas para simular entradas de flujo para las pruebas, serán una señal sinusoidal y una entrada escalón debido a que la señal de flujo para la cual se debe realizar seguimiento tiene una variación inicial de flujo muy pronunciada para alcanzar un nivel pico de presión similar a la producida por una entrada escalón y un descenso dinámico como el presentado por la señal sinusoidal.

Las pruebas serán realizadas utilizando los siguientes parámetros:

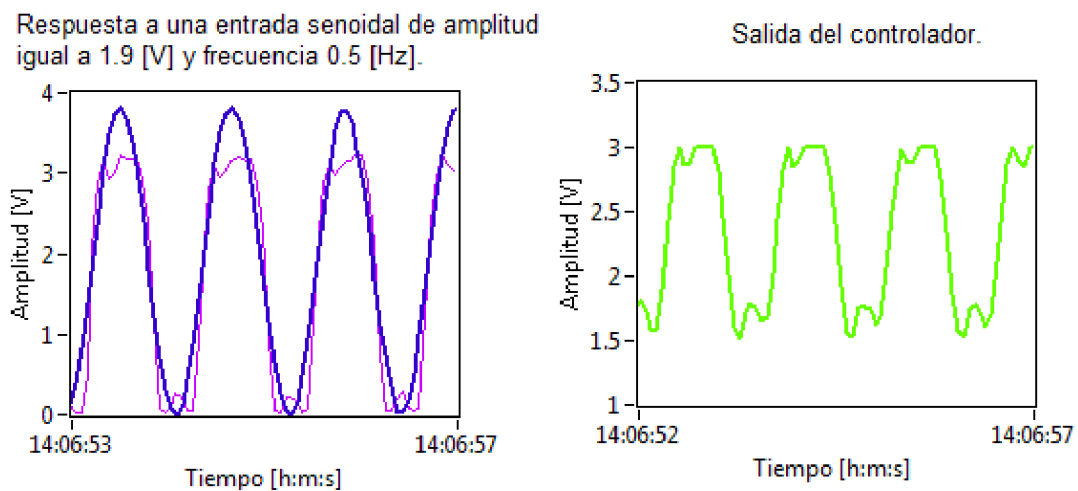
Características de la señal de entrada:

Forma de onda: sinusoidal.  
Amplitud: 1.9 [V]  
Frecuencia: 0.5 [Hz]

Características del controlador PID:

$K_p= 0.92$   
 $T_I= 0.00306$   
 $T_D= 0.00049$   
Rango de salida: 1.5 a 3 [V]

Los resultados que fueron obtenidos para los parámetros establecidos se muestran en la siguiente gráfica, en la cual fueron graficadas tanto la señal a seguir (línea azul) como la respuesta (línea morada).



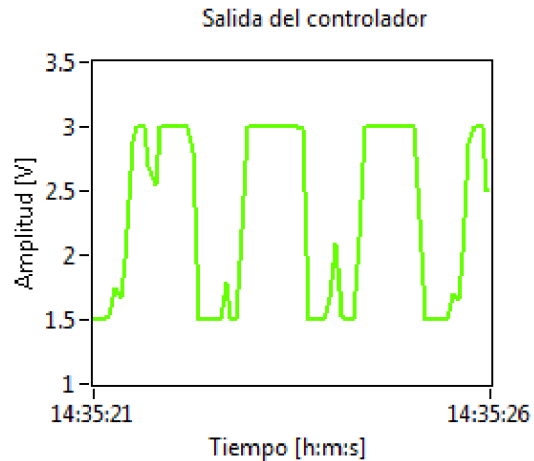
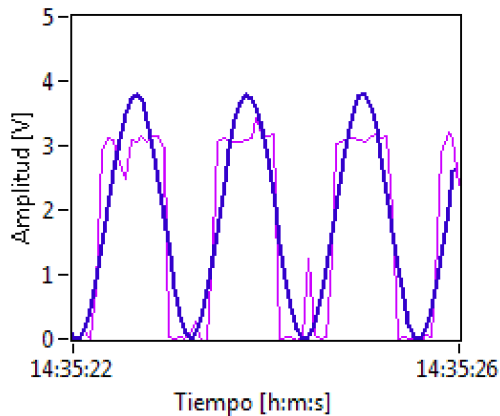
**Gráfica 3.1** Respuesta del controlador implementado  
( $K_p= 0.92$ ,  $T_I= 0.00306$ ,  $T_D= 0.00049$ )

En la gráfica 3.1 se observa que la señal presenta oscilaciones para valores cercanos a cero y no es capaz de alcanzar el máximo valor que se le está demandando, para encontrar el motivo por el cual se presenta este comportamiento, se propondrán diferentes modificaciones tanto en las ganancias del controlador como en la programación y se analizarán sus respuestas.

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

La función de la ganancia integral es la de disminuir el error entre la señal deseada y la real, para corregir ésta diferencia se reajustó el tiempo integral hasta un valor igual a  $T_I=0.00036$ , que corresponde al valor más pequeño asignable antes de que el sistema comience a oscilar y se obtuvo lo siguiente:

Respuesta a una entrada senoidal de amplitud igual a 1.9 [V] y frecuencia 0.5 [Hz].

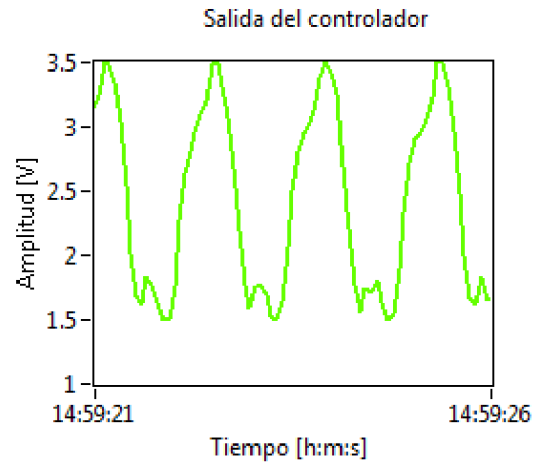
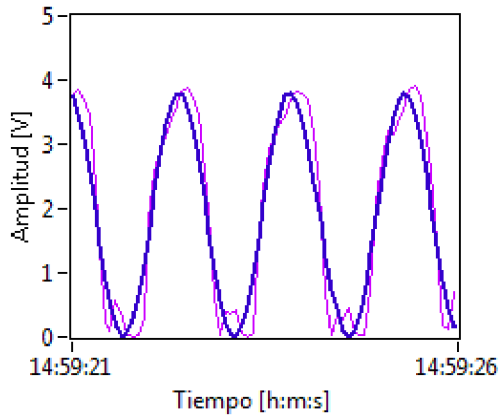


**Gráfica 3.2** Respuesta del controlador PID  
( $K_P=0.92$ ,  $T_I=0.00036$ ,  $T_D=0.00049$ )

Observando la gráfica 3.2, se concluye que la diferencia presente entre la señal deseada y la real no es causada por un mal ajuste del tiempo integral, ya que al realizarse variaciones en este parámetro no se obtuvo una disminución en el error. En consecuencia, se puede suponer que éste error se debe a un mal ajuste en el rango de salida, lo cual se comprueba en la gráfica de salida del controlador, en la cual, el rango de salida superior es alcanzado por la salida del controlador (3 [V]) y aun así el valor de flujo deseado no es obtenido, para solucionar éste problema, el máximo valor del rango será incrementado quedando los siguientes valores  $1.5 \leq \text{rango a la salida} \leq 3.5$ . Los resultados se muestran en las siguientes gráficas:

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

Respuesta a una entrada senoidal de amplitud igual a 1.9 [V] y frecuencia 0.5 [Hz].



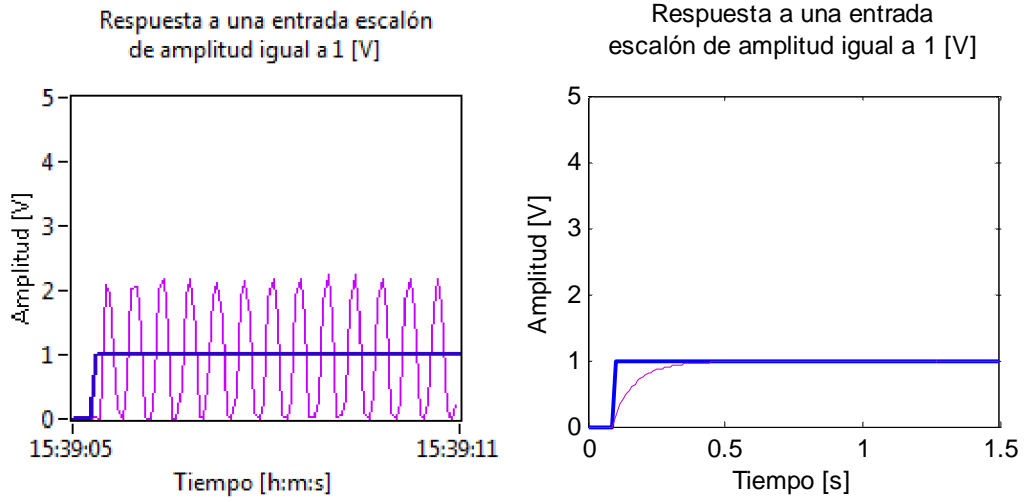
**Gráfica 3.3** Respuesta del controlador PID  
( $K_p= 0.92$ ,  $T_I= 0.00306$ ,  $T_D= 0.00049$ )

En la gráfica 3.5, se observa que al ajustarse el rango de salida se mejoró la amplitud de la señal real, disminuyéndose así el error en estado permanente, sin embargo, existen aún dos zonas en las cuales el controlador no puede realizar seguimiento de la señal fielmente, la primera de ellas es para valores de flujo cercanos a cero, alrededor de los cuales oscila y la segunda, al descender del máximo valor (3.8 [V]), se observa que se forma una ligera diferencia como consecuencia de la histéresis de la servoválvula, la cual ocasiona que se tengan comportamientos distintos para la apertura y el cierre.

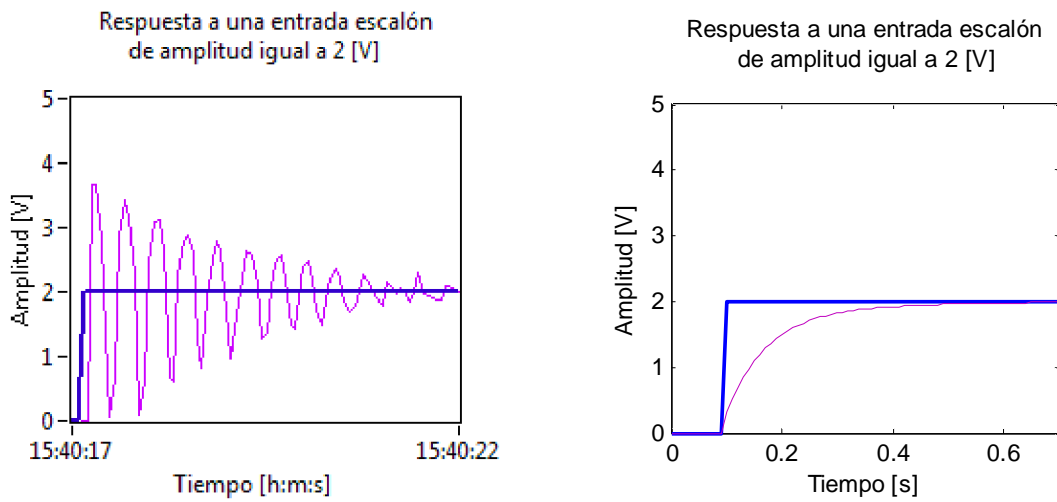
Para verificar si la función de transferencia que fue propuesta es capaz de controlar el flujo en todo su rango de operación, con los nuevos parámetros ( $K_p= 0.92$ ,  $T_I= 0.00306$ ,  $T_D= 0.00049$ ,  $1.5 \leq \text{rango a la salida} \leq 3.5$ ) se realizará una comparación de las respuestas (real y simulada) del controlador a entradas escalón para diferentes amplitudes de flujo [V]:



CAPÍTULO 3  
IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

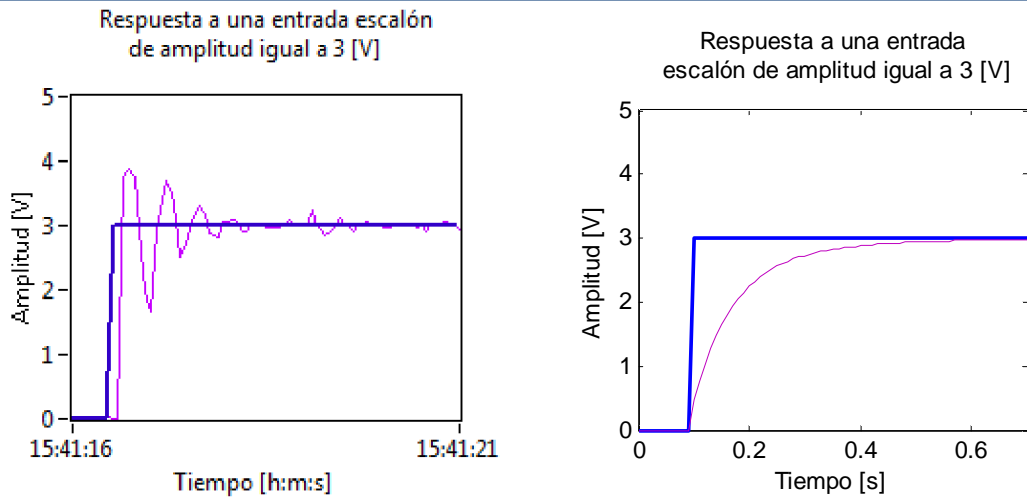


Gráfica 3.4 Respuestas real vs simulada para una entrada escalón de amplitud igual a 1[V]

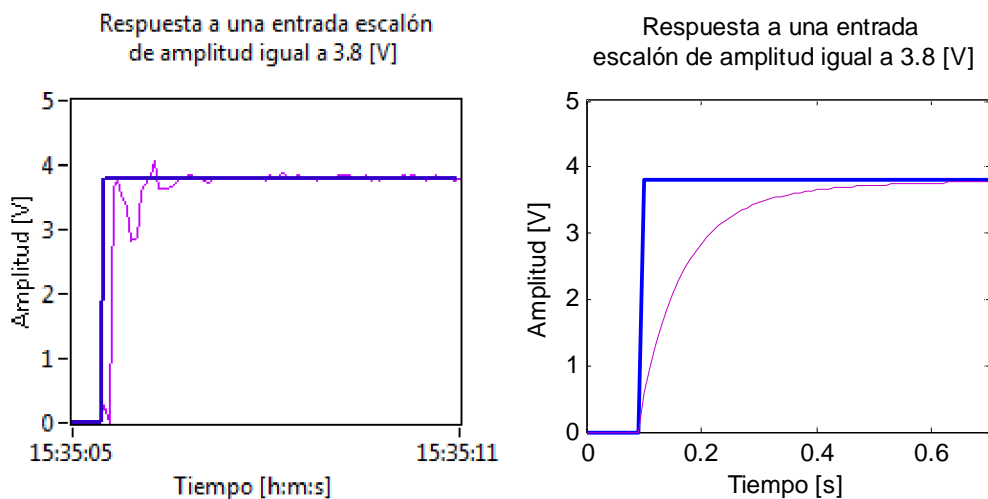


Gráfica 3.5 Respuestas real vs simulada para una entrada escalón de amplitud igual a 2 [V]

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR



**Gráfica 3.6** Respuestas real vs simulada para una entrada escalón de amplitud igual a 3 [V]



**Gráfica 3.7** Respuestas real vs simulada para una entrada escalón de amplitud igual a 3.8 [V]

A pesar de los diferentes comportamientos obtenidos en las simulaciones, se observa que el controlador es capaz de estabilizar la señal de flujo llevando el error en estado permanente a cero, a excepción del caso para el cual la entrada es un escalón de amplitud igual a 1 [V], así mismo, éste se adapta mejor para un valor de flujo igual a 3.8 [V] que fue el valor en el cual se basó la caracterización.

Ya que una sola función de transferencia no fue capaz de representar el comportamiento de la servoválvula en todo el rango de operación debido a las no linealidades presentes en la apertura y cierre, se realizarán caracterizaciones utilizando entradas escalón con diferentes amplitudes de voltaje aplicado a la servoválvula (0.5 [V], 1 [V], 1.5 [V], 1.75 [V]) y se registrará el comportamiento del flujo para cada apertura. Para cada una de las

caracterizaciones, se calculará una función de transferencia en base a los datos registrados y se calcularán las ganancias para obtener un comportamiento deseado, con las cuales se propondrá un controlador con ganancias programadas (*gain scheduling*). Estas ganancias trabajarán en rangos específicos en función del valor de flujo que se desee obtener. Las caracterizaciones realizadas, así como el cálculo de las diferentes ganancias se muestran en el Anexo E.

### 3.3 Controlador PID de ganancias programadas

El funcionamiento del controlador PID de ganancias programadas se basa en la aplicación de diferentes ganancias en función del punto de operación que se desee controlar. Para la implementación de este controlador, es necesario establecer el rango de operación de cada juego de ganancias, el cual fue establecido con base en el flujo que fue obtenido para cada amplitud de voltaje aplicado a la servoválvula para la caracterización. Las ganancias que serán utilizadas son:

$$\begin{aligned}k_{1P} &= 7.239 \\k_{1I} &= 22.42 \\k_{1D} &= 0.2409\end{aligned} \quad 0 \leq \text{Flujo} \leq 0.3 \text{ [V]}$$

$$\begin{aligned}k_{2P} &= 0.9875 \\k_{2I} &= 4.03 \\k_{2D} &= 0.034\end{aligned} \quad 0.3 < \text{Flujo} \leq 1.5 \text{ [V]}$$

$$\begin{aligned}k_{3P} &= 0.9594 \\k_{3I} &= 3.44 \\k_{3D} &= 0.0318\end{aligned} \quad 1.5 < \text{Flujo} \leq 2.5 \text{ [V]}$$

$$\begin{aligned}k_{4P} &= 0.9531 \\k_{4I} &= 3.333 \\k_{4D} &= 0.0314\end{aligned} \quad 2.5 < \text{Flujo} \leq 3.8 \text{ [V]}$$

Para la implementación del controlador con ganancias programadas, el módulo PID del programa utilizado, ofrece una función que hace variar las ganancias para corregir el error en estado permanente en función de un valor máximo de operación asignado a cada una de ellas y la magnitud que adquiere la señal de entrada a seguir. La siguiente figura muestra la programación que fue realizada para la implementación:

CAPÍTULO 3  
IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

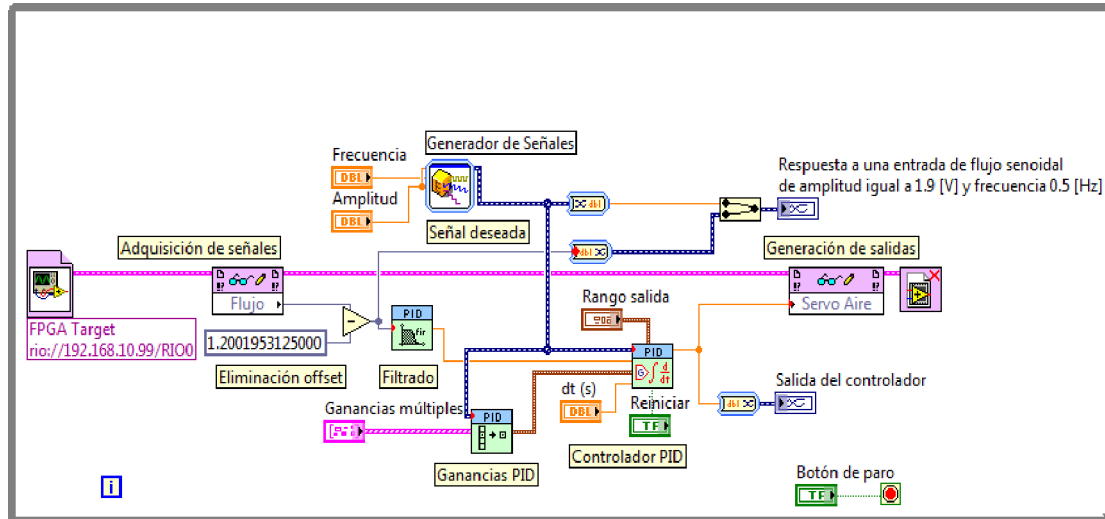
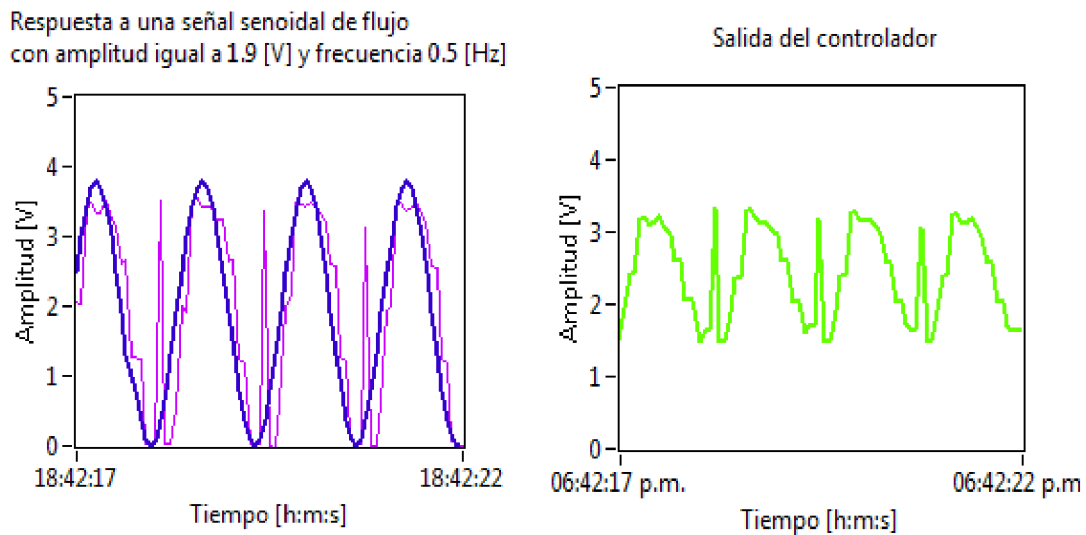


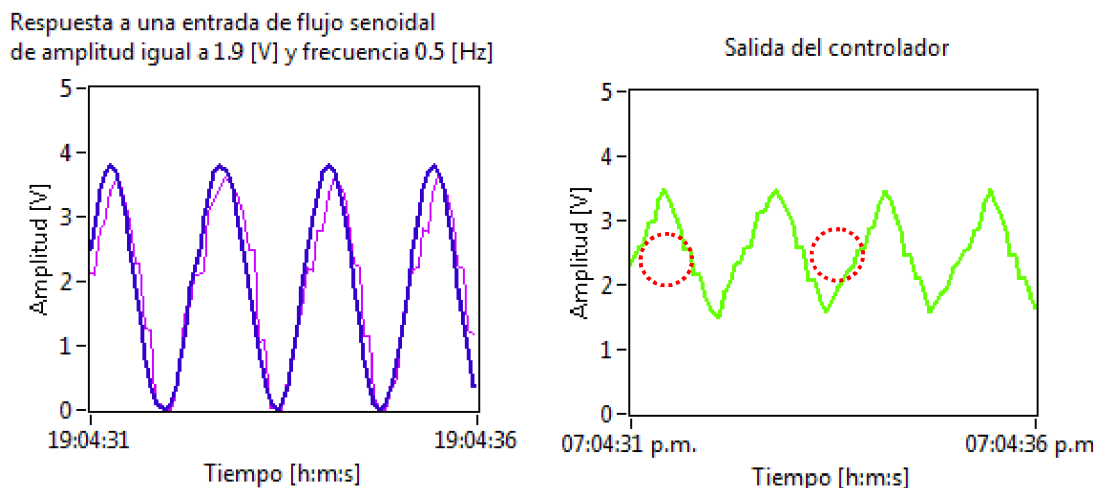
Figura 3.8 Programación del controlador PID con ganancias programadas

Las pruebas fueron realizadas utilizando como señal a seguir una sinusoidal de amplitud igual a 1.9 [V] y frecuencia 0.5 [Hz]. Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes gráficas:



Gráfica 3.8 Respuesta del controlador PID con ganancias programadas

La gráfica 3.8 muestra que el controlador implementado no fue capaz de ajustarse a los diferentes puntos de operación para realizar seguimiento, principalmente en los valores cercanos a cero. Analizando las ganancias que trabajan en ese punto ( $K_{IP}= 7.239$ ,  $K_{II}= 22.42$ ,  $K_{ID}= 0.2409$ ), se observa que la ganancia proporcional es mayor que la utilizada en el resto de los rangos de operación debido a que para valores de voltaje aplicados a la servoválvula cercanos a 1.5 [V] (zona muerta) se tienen variaciones muy pequeñas en el flujo y posteriormente para valores que oscilan entre 1.7 [V] y 1.8 [V] el flujo se dispara, por lo que con la lógica de diseño utilizada para el controlador, se requiere una ganancia proporcional mayor para corregir el error en estado permanente en ésta zona de forma rápida, esto ocasiona problemas ya que la lectura del sensor se encuentra en constante variación por el comportamiento del flujo y en consecuencia el controlador genera salidas que provocan picos de flujo que desestabilizan el comportamiento de la señal. Para corregir éste problema, se decidió anular el primer punto de operación, trabajándose únicamente con las ganancias calculadas para los tres últimos rangos, los resultados se muestran a continuación:

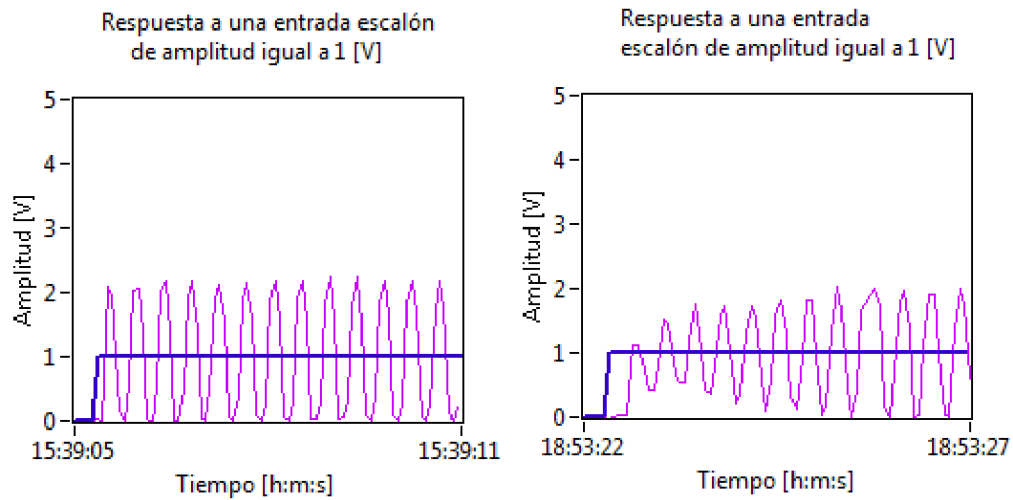


**Gráfica 3.9** Respuesta del controlador de ganancias programadas

Anulando las primeras ganancias del controlador se obtuvo un mejor comportamiento para valores cercanos a cero, sin embargo, el controlador presenta saltos en su salida al cambiar de un juego de ganancias a otro, principalmente cuando se desea cerrar la servoválvula, estos se encuentran señalados en un círculo rojo en la gráfica 3.9 (salida del controlador).

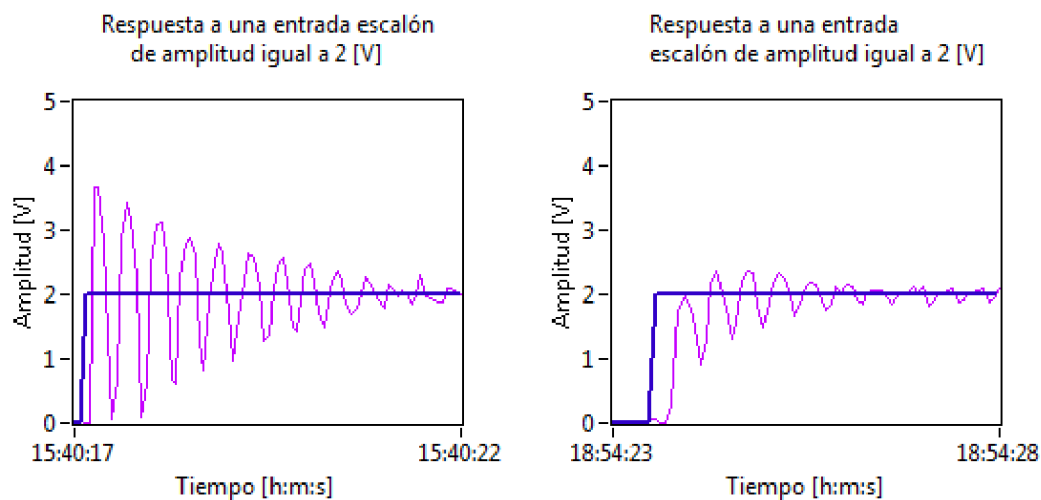
Para determinar si la estabilización de la señal de flujo se comporta de mejor manera con las nuevas ganancias propuestas, se analizarán las respuestas obtenidas para escalones de diferente amplitud y se compararán con las obtenidas utilizando un solo controlador PID.

### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR



**Gráfica 3.10** Comparación de la respuesta con un solo juego de ganancias PID (izquierda) y con varias programadas (derecha) para una entrada escalón de amplitud igual a 1 [V]

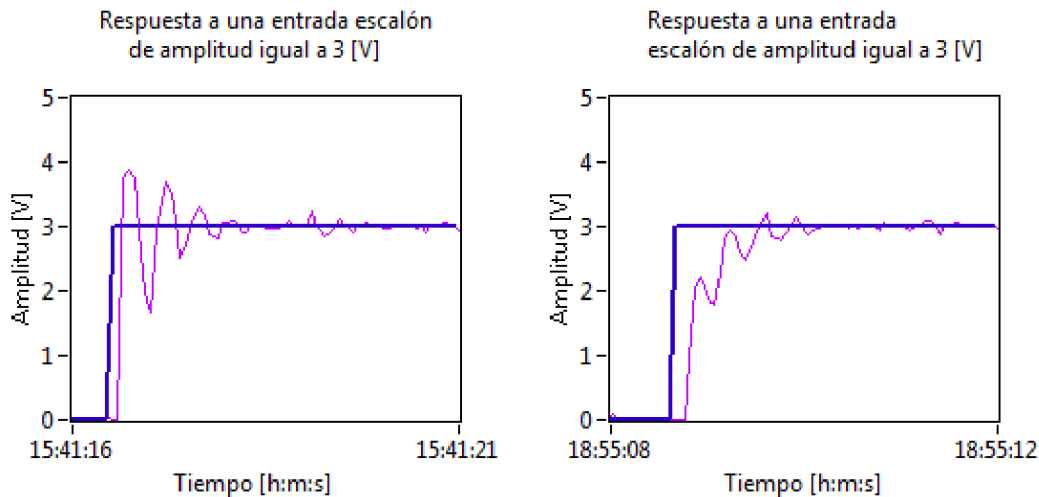
Para el escalón de amplitud igual a 1 [V] no se obtuvieron mejores resultados, ya que la señal de salida del controlador sigue variando sin lograr estabilizarse al valor de flujo deseado. Las oscilaciones se deben a que con cada corrección del error se generan una salida que hace variar ampliamente al flujo, a partir de lo cual, se puede concluir que para ésta zona se requiere una ganancia proporcional muy pequeña o bien un reajuste en las ganancias derivativa e integral y no los valores calculados a partir de las caracterizaciones lineales.



**Gráfica 3.11** Comparación de la respuesta con un solo juego de ganancias PID (izquierda) y con varias programadas (derecha) para una entrada escalón de amplitud igual a 2 [V]

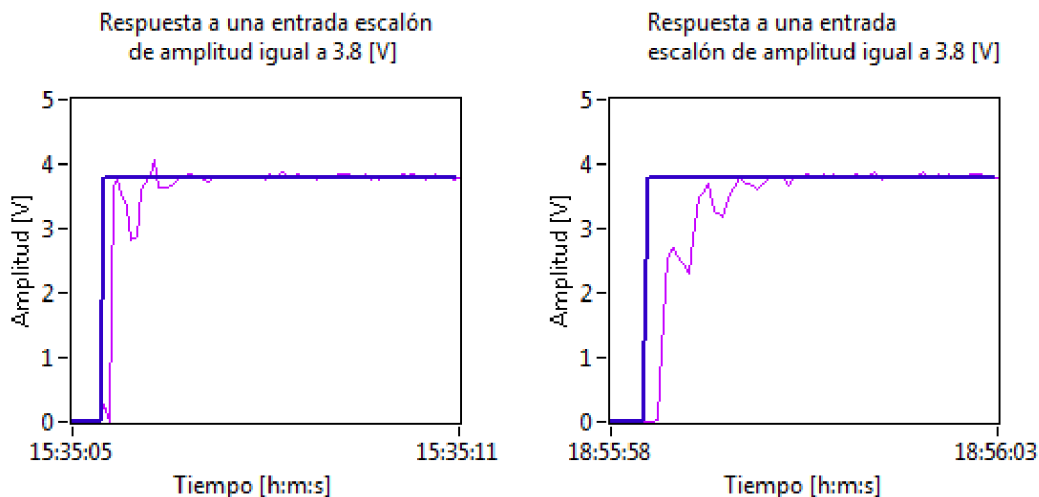
### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

Para entradas escalón de amplitud igual a 2 [V] se obtuvo una mejor respuesta con el controlador de ganancias programadas observándose una disminución en las oscilaciones y el tiempo de asentamiento, esto debido a que se cuenta con un juego de ganancias que se adaptan mejor al comportamiento presentado en este punto, sin embargo, la señal obtenida con el nuevo controlador sigue presentando oscilaciones y un tiempo de asentamiento elevado.



**Gráfica 3.12** Comparación de la respuesta con un solo juego de ganancias PID (izquierda) y con varias programadas (derecha) para una entrada escalón de amplitud igual a 3 [V]

Para una entrada escalón de amplitud igual a 3 [V], se disminuyeron las oscilaciones con el controlador de ganancias programadas, pero se aumentó el tiempo de asentamiento en comparación con el controlador anterior.



**Gráfica 3.13** Comparación de la respuesta con un solo juego de ganancias PID (izquierda) y con varias programadas (derecha) para una entrada escalón de amplitud igual a 3.8 [V]

Para entradas escalón iguales a 3.8 [V], se obtuvo una mejor respuesta con el controlador utilizado con una sola ganancia, ya que la respuesta obtenida con el controlador de ganancias programadas presentó un tiempo de asentamiento mayor.

### 3.4 Sintonización del controlador

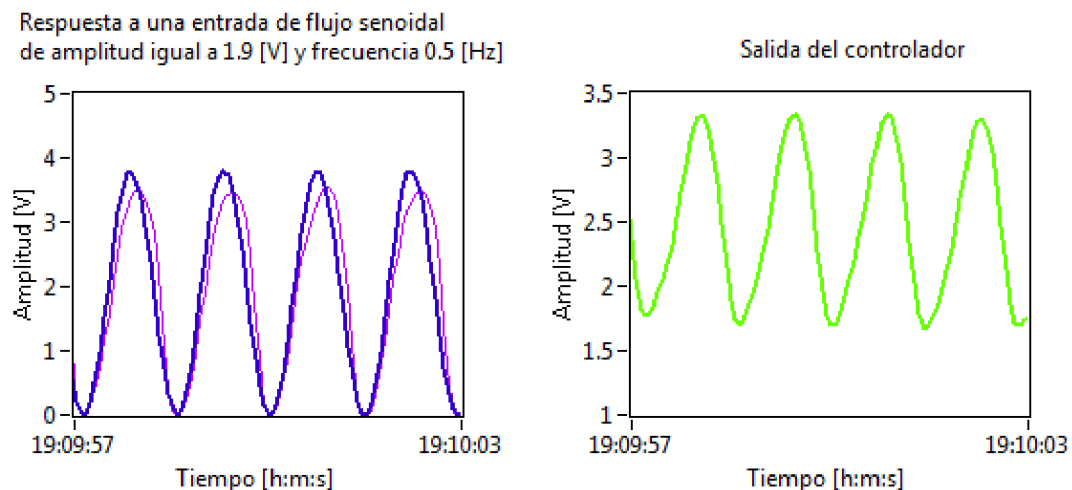
Observando el comportamiento que presentó la servoválvula con una sola ganancia PID y con ganancias programadas, se puede llegar a la conclusión de que el diseño de un controlador basado en un modelo matemático requiere un conocimiento muy detallado del mismo, por lo que con la información con la que se cuenta no es posible diseñar un controlador que se adapte a todo el rango de operación de la servoválvula. Para determinar si existe un controlador PID capaz de controlar la servoválvula se realizó un ajuste manual basado en iteraciones y observación del comportamiento y la mejor aproximación que se obtuvo tiene las siguientes características:

$$k_p = 0.5$$

$$T_i = 0.004$$

$$T_d = 0.0001$$

Los resultados que se obtuvieron con los valores anteriores se muestran en la siguiente gráfica:

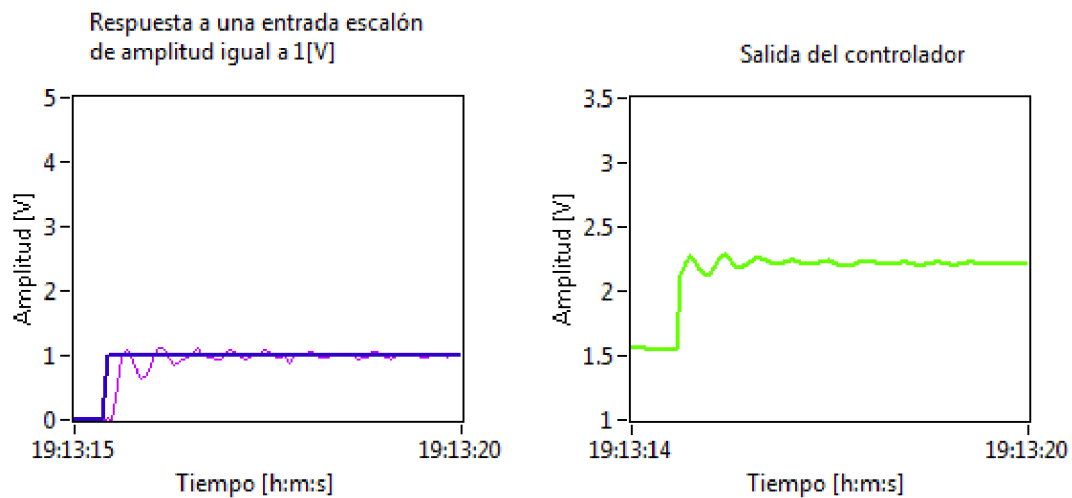


**Gráfica 3.14** Respuesta con un controlador PID sintonizado manualmente



### CAPÍTULO 3 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

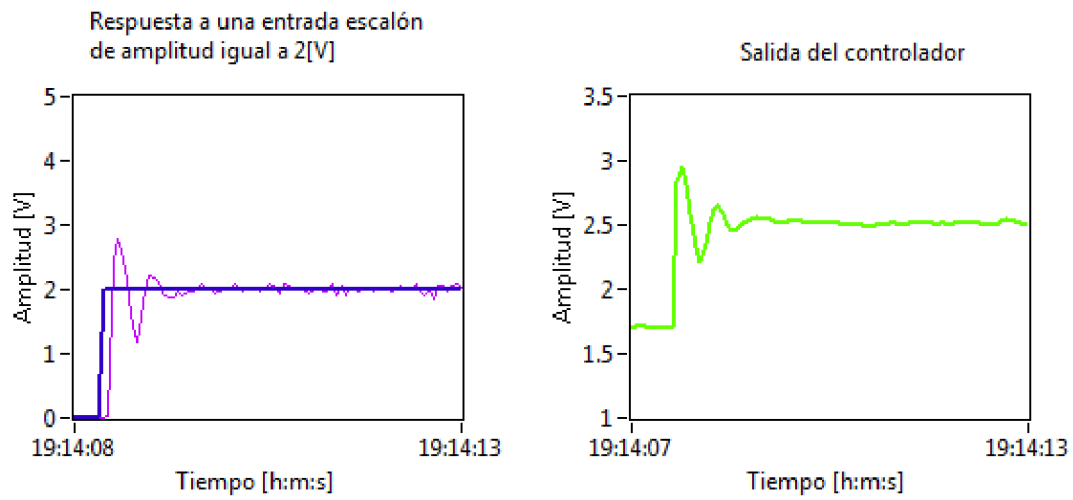
El seguimiento realizado por el flujo al controlarse la apertura de la servoválvula es bastante bueno en comparación al obtenido con el controlador simple y el de ganancias programadas. Se tiene un error repetido al intentar alcanzarse el valor máximo (3.8 [V]) y al descender del mismo, sin embargo, para los valores cercanos a cero se tiene un seguimiento fiel de la señal. Las siguientes gráficas muestran la respuesta de la servoválvula para entradas escalón de diferentes amplitudes con las nuevas ganancias:



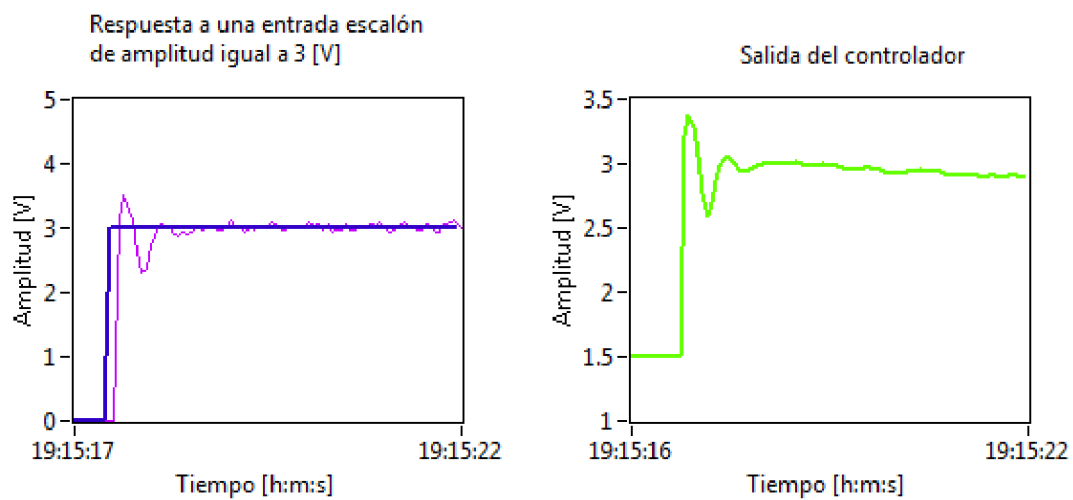
**Gráfica 3.15** Respuesta del controlador sintonizado manualmente a una entrada escalón de amplitud igual a 1 [V]

Con el controlador sintonizado manualmente, se logró la estabilización de la señal de flujo a un valor constante de 1 [V], lo cual no fue posible con los controladores basados en un modelo matemático. La respuesta presenta ligeras oscilaciones, sin embargo, logra estabilizarse.

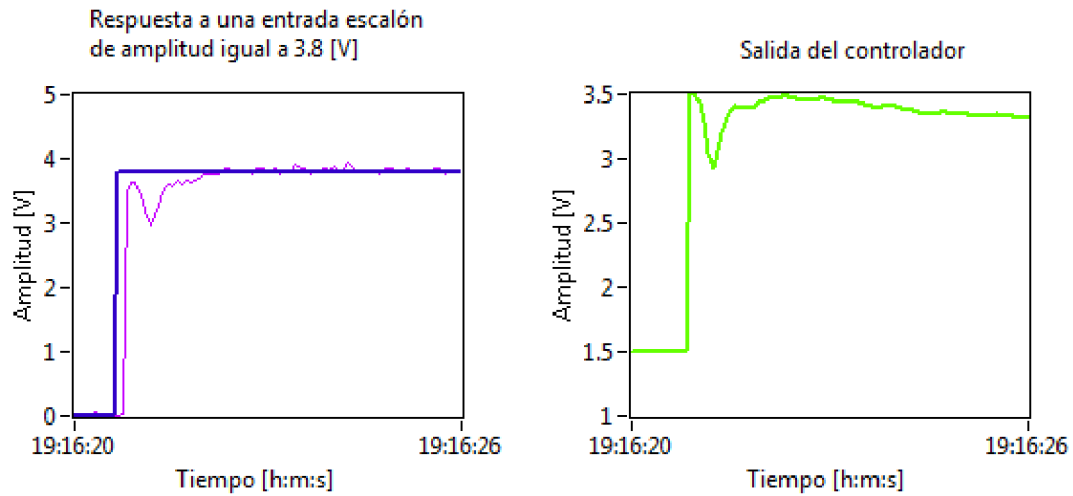
CAPÍTULO 3  
IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR



**Gráfica 3.16** Respuesta del controlador sintonizado manualmente a una entrada escalón de amplitud igual a 2 [V]



**Gráfica 3.17** Respuesta del controlador sintonizado manualmente a una entrada escalón de amplitud igual a 3 [V]

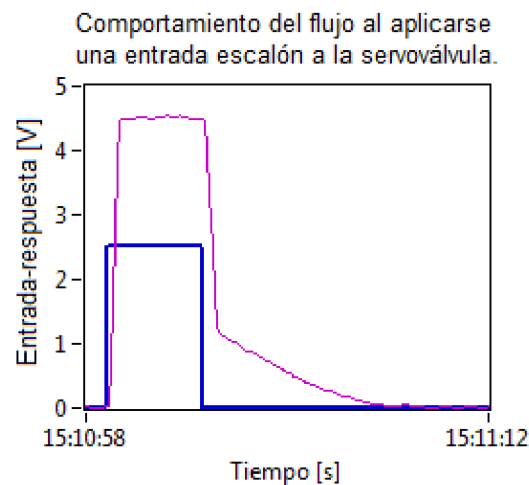


**Gráfica 3.18** Respuesta del controlador sintonizado manualmente a una entrada escalón de amplitud igual a 3.8 [V]

Para las entradas escalón de amplitudes iguales a 2 [V], 3 [V] y 3.8 [V], se obtuvieron respuestas con menor oscilación comparadas con las obtenidas con los controladores basados en un modelo matemático, sin embargo, aún se presenta un retardo en su comportamiento, el cual se asigna en parte a la zona muerta que presenta la servoválvula, ya que a pesar de que el valor mínimo de voltaje para que el sensor de flujo detecte una variación es de 1.5 [V], para los primeros valores posteriores a dicho límite se tienen variaciones muy pequeñas en la salida del sensor y es hasta una zona que oscila entre los 1.7 [V] y 1.8 [V] que se presentan variaciones de mayor amplitud.

### 3.5 No linealidad debida a la histéresis presente en las servoválvulas.

Al realizarse pruebas para un rango de flujo que se encontraba por encima del máximo establecido (3.8 [V]), se detectaron problemas en el cierre de la servoválvula, los cuales se muestran en la siguiente figura:

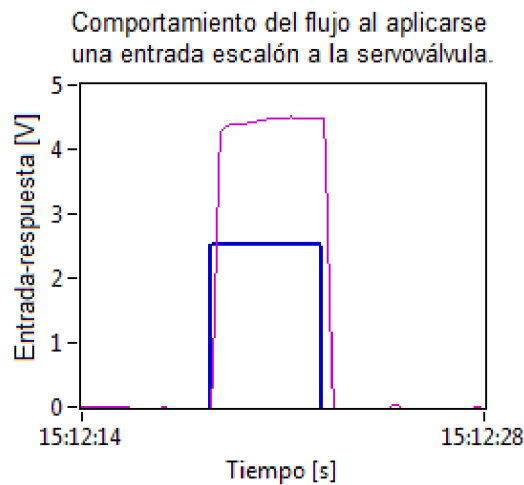


**Gráfica 3.19** Histéresis presente en la servoválvula al considerar la zona muerta para el descenso

Como se observa en la gráfica anterior, cuando el voltaje mínimo aplicado a la servoválvula es igual al límite establecido para la zona muerta (1.5 [V]), ésta no logra cerrarse inmediatamente sino que presenta un retardo de más de 8 segundos; éste comportamiento se debe a que el servomecanismo de la válvula genera una fuerza magnética capaz de mover el tapón del mecanismo en una dirección ascendente durante la apertura, pero para el cierre únicamente se cuenta con la fuerza ejercida por un resorte, la cual debe vencer la presión del aire para poder cerrarse, ésta presión se ve afectada a su vez por la configuración establecida para la salida del aire, la cual tiene cambios de dirección de 90° sin una curvatura que ayude a fluir más fácilmente al gas, así como estrangulamientos y cambios de diámetro, acumulándose en consecuencia mayor presión en los conductos.

Por otra parte, se desconoce si existe una histéresis del campo magnético o una corriente remanente en las bobinas que dificulte el cierre de la válvula debido al voltaje mínimo considerado para la zona muerta. Además, se ignora el estado actual en el cual se encuentre el servomecanismo ya que la válvula con la que se trabaja perteneció a un ventilador mecánico y se desconocen tanto las condiciones bajo las cuales operó así como el tiempo que estuvo en funcionamiento.

Si el voltaje mínimo aplicado a la servoválvula es igual a 0 [V], ésta puede cerrarse fácilmente, de ésta forma se concluye que para optimizar el la respuesta, es necesario que para la apertura se considere la zona muerta con la finalidad de disminuir el tiempo de retardo necesario para que la servoválvula responda a una entrada y para el cierre se debe anular dicha zona para facilitar el descenso. La siguiente gráfica muestra el comportamiento obtenido anulando la zona muerta para el descenso:

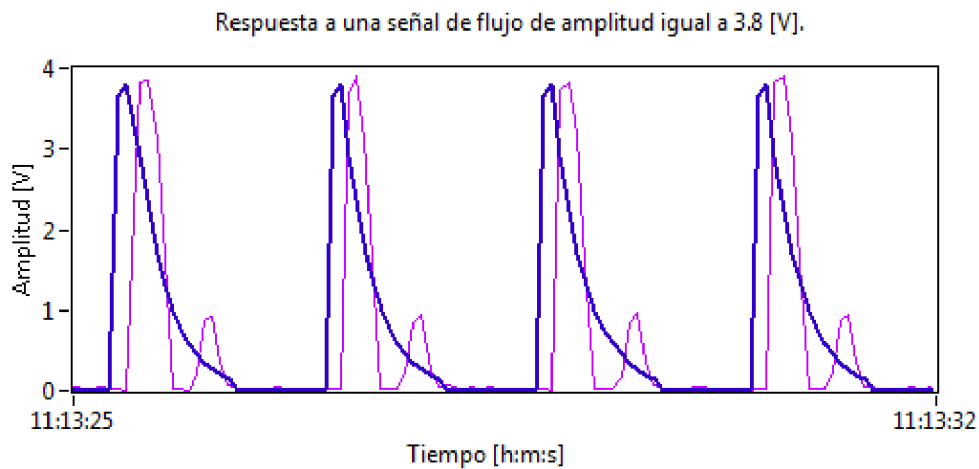


**Gráfica 3.20** Apertura y cierre de la servoválvula considerando en su ascenso la zona muerta y anulándola en su descenso

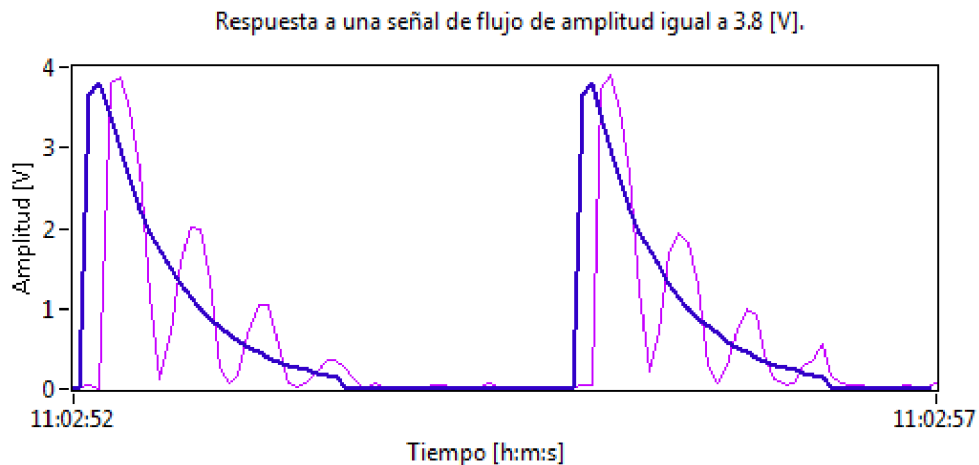
# **RESULTADOS Y CONCLUSIONES**

## Resultados

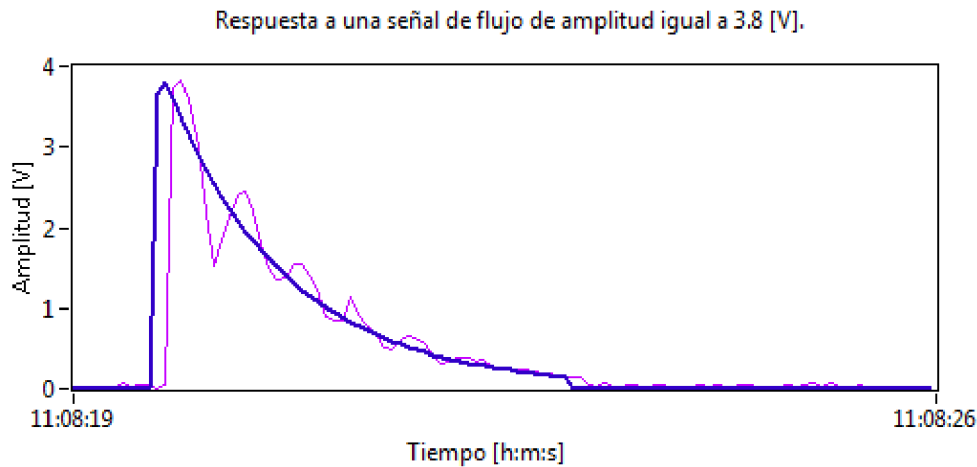
La señal de flujo que será utilizada como entrada fue generada en base a la ecuación de movimiento presentada en los antecedentes de éste trabajo. La señal será simulada con *Simulink*® de *Matlab*® y almacenada como un arreglo de dos columnas, una para el tiempo y otra para el valor de flujo, para ser convertida posteriormente en una señal interpretable por *LabVIEW* 8.5®. Su magnitud será considerada en unidades de voltaje que serán escaladas para diferentes frecuencias modificándose el arreglo generado en la simulación. Los resultados que fueron obtenidos se muestran en las siguientes gráficas:



**Gráfica R.1** Respuesta a una señal de flujo de amplitud igual a 3.8 [V] y frecuencia aproximada de 0.57 [Hz]



**Gráfica R.2** Respuesta a una señal de flujo de amplitud igual a 3.8 [V] y frecuencia aproximada de 0.4 [Hz]



**Gráfica R.3** Respuesta a una señal de flujo de amplitud igual a 3.8 [V] y frecuencia aproximada de 0.14 [Hz]

Hay que considerar que, en las gráficas anteriores fue modificado el rango del eje horizontal con la finalidad de poder visualizar el seguimiento a diferentes frecuencias, es por ello que en aquellas gráficas cuya diferencia de tiempo es mayor se pierde un poco el detalle de la distorsión que presenta la señal que realiza seguimiento.

En todas las gráficas se observa que al aplicarse el pico de flujo para alcanzar la presión deseada en la vía aérea, se genera un ligero retardo entre el levantamiento de la señal deseada y la respuesta, éste pequeña diferencia se debe al tiempo necesario para que la servoválvula responda a una entrada (tiempo de respuesta natural del sistema) en conjunto con el generado por la zona muerta, que a pesar de haber sido considerada en el diseño presenta variaciones debidas a ligeros desajustes en la parte mecánica.

En cuanto a la amplitud de la señal de flujo, ésta presenta mayor sobrepaso para frecuencias más altas, lo cual es lógico, ya que al variar más rápidamente la señal de entrada, se requiere una variación mayor en la salida del controlador, generándose un sobrepaso como consecuencia de la rapidez con que debe ser alcanzado el máximo valor y considerando que, el controlador PID no fue capaz de realizar seguimiento de una entrada escalón sin presentar oscilaciones, la respuesta a una señal de flujo presentará el mismo comportamiento.

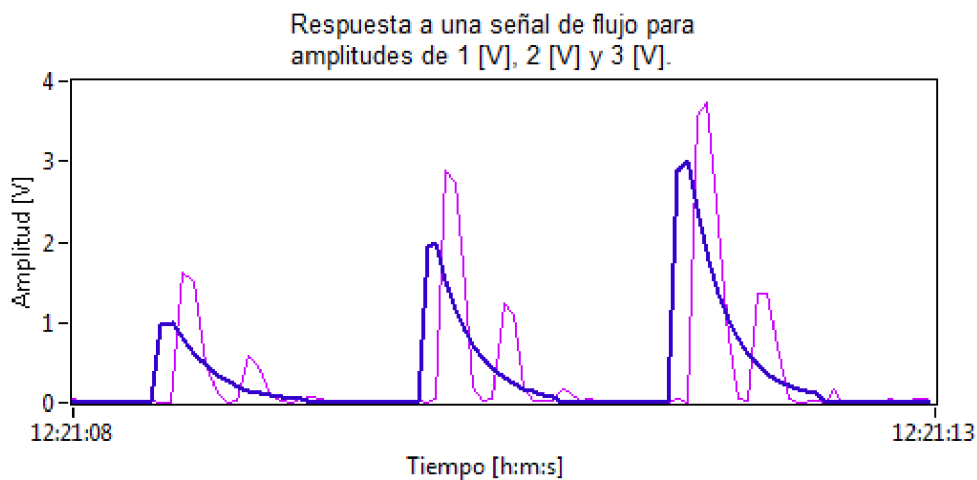
Las oscilaciones presentes en el descenso de la señal de flujo se deben a la falta de un controlador que pueda realizar seguimiento de una forma más fiel; en el Capítulo 3 se mostraron las gráficas de las respuestas obtenidas en base a una sintonización manual del controlador PID y se demostró que las oscilaciones en las respuestas a entradas escalón a diferentes amplitudes no pudieron ser eliminadas con las diferentes sintonizaciones que fueron implementadas. Otro factor que afecta la presencia de oscilaciones en la respuesta es el tiempo de asentamiento del controlador implementado, ya que entre mayor sea la



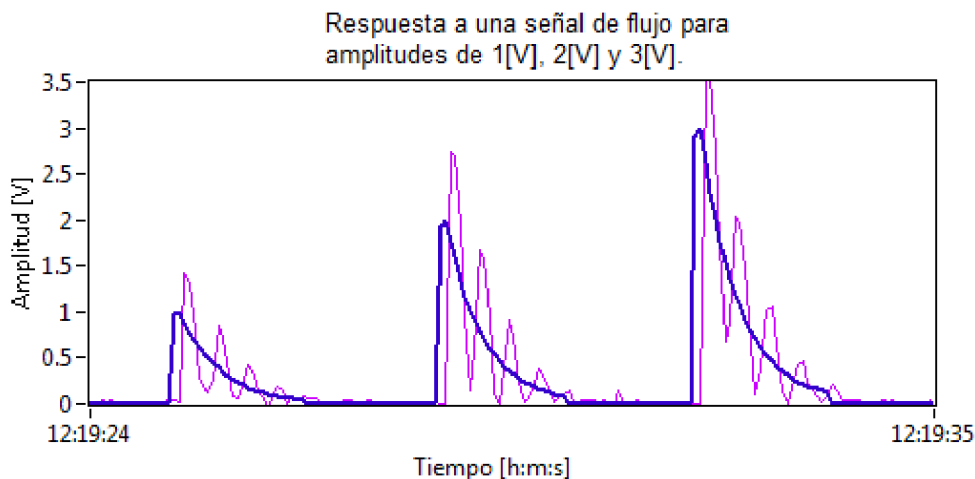
## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

frecuencia de la señal, más rápidamente cambia la misma y si el tiempo de asentamiento no es lo suficientemente pequeño entonces no será capaz de realizar el seguimiento, esto se demuestra en las Gráficas R.1, R.2 y R.3, en las cuales la respuesta mejora si la frecuencia es menor. Recordando el comportamiento no lineal de la servoválvula, se tiene que para un mismo controlador PID se presentan diferentes comportamientos en función del punto de operación, en consecuencia, un solo controlador genera diferentes tiempos de asentamiento para diferentes zonas.

Las siguientes gráficas muestran los resultados que fueron obtenidos para señales de flujo de diferentes amplitudes:



**Gráfica R.4** Respuesta a una señal de flujo para amplitudes de 1 [V], 2 [V] y 3 [V] y una frecuencia aproximada de 0.57 [Hz]



**Gráfica R.5** Respuesta a una señal de flujo para amplitudes de 1 [V], 2 [V] y 3 [V] y una frecuencia aproximada de 0.4 [Hz]



**Gráfica R.6** Respuesta a una señal de flujo para amplitudes de 1 [V], 2 [V] y 3 [V] y una frecuencia aproximada de 0.14 [Hz]

En las gráficas anteriores se observa un sobrepaso muy grande en el flujo que se obtiene a la salida de la servoválvula para diferentes amplitudes, debido a la respuesta tan lenta que presenta el controlador utilizado (tiempo de asentamiento alto y oscilaciones) y nuevamente se concluye que éste no se adapta a todos los puntos de operación debido al comportamiento no lineal que presenta el sistema.

## Conclusiones

La ausencia de un modelo matemático que considerara todas las no linealidades presentes en el comportamiento de la servoválvula, conllevó a realizar una caracterización en función de la relación entre la entrada (voltaje aplicado a las servoválvulas) y la salida del sistema (flujo) mediante una aproximación a una función de transferencia de primer orden, utilizándose para estimar sus parámetros un módulo de identificación de sistemas y un análisis gráfico de la respuesta.

Con base en las funciones de transferencia obtenidas experimentalmente, se realizaron simulaciones teóricas de las respuestas, las cuales no concordaron con el comportamiento real del sistema, a partir de lo cual se concluyó que estas no son capaces de proporcionar una representación del comportamiento del sistema real en todo el rango de operación, sino únicamente en el punto para el cual fueron caracterizadas y que pueden funcionar en un punto de operación de la servoválvula (como primero objetivo del controlador). Debido a lo anterior, las ganancias calculadas con base en cada una de las funciones de transferencia dieron como resultado un comportamiento diferente dependiendo del punto de operación para el cual fueron aplicadas, esto dio como resultado tiempos de asentamiento y sobrepaso distintos, lo cual generó que el seguimiento de la señal de entrada no fuera uniforme en todo su rango (cuarto objetivo del controlador).

## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

De lo anterior se concluye que el comportamiento no lineal de la servoválvula no puede ser ajustado mediante una sola aproximación lineal combinada con ajustes realizados con software, sino que, se requeriría de varias funciones de transferencia para la apertura y otras tantas para el cierre, lo cual no es práctico ya que se complica la implementación del controlador, o en su defecto el diseño de un controlador para cada punto de operación de la servoválvula para conseguir el seguimiento de la señal de referencia.

Se desconocen todas las no linealidades presentes en el comportamiento de la servoválvula, sin embargo, fueron identificadas las tres siguientes como principales:

- Zona muerta.- para la apertura de las servoválvulas se requiere un voltaje mínimo que debe ser aplicado para que se detecte flujo a la salida, dicho voltaje depende del ajuste realizado al enroscarse las servoválvulas en el cilindro que conforma el sistema de mezclado completo.
- Histéresis.- la apertura y cierre de las servoválvulas presentan un comportamiento distinto debido a la histéresis, la cual genera que se requiera realizar diferentes variaciones en los valores de voltaje aplicados a la servoválvula en función de si el punto de operación que se desea obtener se encuentra por debajo o por encima del flujo actual, es decir, si la servoválvula debe cerrarse o abrirse.
- Apertura de la válvula.- las variaciones de área generadas al desplazarse el tapón de la válvula, generaron variaciones distintas en el flujo de salida, obteniéndose para un mismo delta de voltaje mayor variación al inicio de la apertura y una variación más pequeña en punto cercanos al máximo.

Ya que las servoválvulas que se están controlando son parte esencial del ventilador mecánico y de ellas dependen tanto la concentración de oxígeno en la mezcla de salida, como la presión generada o volumen introducido en los pulmones de un paciente; se requiere un controlador capaz de adaptar su salida de una forma más eficiente para realizar el seguimiento fiel del patrón de flujo, para ello, es necesario determinar un modelo que considere todas las no linealidades presentes en el comportamiento de la servoválvula o bien, utilizar otro tipo de válvulas cuyo comportamiento sea lineal, resultando más conveniente ésta segunda opción debido a que se requieren herramientas básicas para su implementación, lo cual disminuye los costos del ventilador mecánico, además de que el diseño del controlador PID presentado en este trabajo puede ser aplicable.

Para la implementación de un controlador capaz de realizar seguimiento de una señal de referencia, se requiere calcular un modelo matemático de la servoválvula que considere todas las no linealidades presentes en su comportamiento y con base en él desarrollar un controlador no lineal o bien, puede considerarse la posibilidad de un controlador de lógica difusa para lo cual se requiere del conocimiento detallado del comportamiento del flujo a través de la servoválvula considerándose los diferentes comportamientos como: variaciones en la presión de entrada del gas a la apertura de la servoválvula, la resistencia a la salida del gas generada por la configuración del ventilador mecánico y los parámetros fisiológicos del paciente como distensibilidad de los pulmones y la resistencia de la vía aérea.

# **REFERENCIAS Y CONSULTAS**

## Referencias

- [1] MacIntyre Branson, *Ventilación mecánica*, p. XI, XII.
- [2] Jonathan B. Waugh, *Rapid interpretation of ventilator waveforms*, 1999, p.8.
- [3] MacIntyre Branson, *Ventilación mecánica*, p.54-71.
- [4] Flores Luna Nestor, *Representación matemática teórica de la presión muscular al momento de la inspiración forzada generada por un ventilador mecánico*, 29 junio 2007.
- [5] Aguilar Trujillo Ernesto Miguel, Ortiz Castillos José de Jesús, *Sistema mecatrónico para ventilador pulmonar*, México D.F. Diciembre 2006, UPIITA, Pág. 27-30.
- [6] Aguilar Trujillo Ernesto Miguel, Ortiz Castillos José de Jesús, *Sistema mecatrónico para ventilador pulmonar*, México D.F. Diciembre 2006, UPIITA, Pág. 28.
- [7] C. A. Ríos, J. C. Tafur, *Mathematical model and control of the pneumatic system of a lung ventilator prototype*, Proceeding of the 25<sup>th</sup> annual international conference of the IEEE EMBS, 2003.
- [8] Aguilar Trujillo Ernesto Miguel, Ortiz Castillos José de Jesús, *Sistema mecatrónico para ventilador pulmonar*, México D.F. Diciembre 2006, UPIITA, Pág. 81.

## Consultas

- MacIntyre, Branson, *Ventilación mecánica*, 2001.
- R. Hess, Dean, *Essentials of mechanical ventilation*, 2002.
- Waugh, Jonathan, *Rapid interpretation of ventilator waveforms*, 1999.
- B. West, John, *Respiratory physiology*, 2005.
- Eronini Umez, Eronini, *Dinámica de sistemas y control*, 2001.
- A. Lotti, Giorgio, *Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation*, 1999.
- S. Nise, Norman, *Sistemas de control para ingeniería*, 2006.
- Aguilar Trujillo, Ernesto Miguel, *Sistema mecatrónico para ventilador pulmonar*, 2006 UPIITA.
- Flórez Luna, Néstor, *Representación matemática teórica de la presión muscular al momento de la inspiración forzada generada por un ventilador mecánico*, Universidad de Santiago de Cali, 2007.
- C. A. Ríos, J. C. Tafur, *Mathematical model and control of the pneumatic system of a lung ventilator prototype*, Proceeding of the 25<sup>th</sup> annual international conference of the IEEE EMBS, 2003.

# **ANEXOS**

## Anexo A

### Diseño de los circuitos electrónicos para el ventilador mecánico

El objetivo del controlador que será diseñado, es obtener los valores deseados en las variables físicas de interés. Para verificar que esto se cumpla, es necesario conocer los valores que adquieren dichas variables mediante el uso de sensores que conviertan las variaciones físicas en señales eléctricas interpretables. El ventilador mecánico cuenta con diversos sensores, cada uno de los cuales tiene un modo de funcionamiento distinto así como un rango de medición variable, debido a estas diferencias, fue necesario caracterizar cada uno de ellos y posteriormente determinar el acondicionamiento necesario para su medición.

No sólo se requiere conocer los valores de las variables físicas de interés sino también poder manipularlas para corregir el error presente entre el valor que se deseada obtener y el que realmente se obtiene a la salida, para ello, el ventilador mecánico cuenta con servoválvulas proporcionales para la mezcla de gases cuya apertura puede ser regulada con la finalidad de obtener las características deseadas en el flujo; así como electroválvulas *on/off* para poder permitir el paso del flujo hacia el paciente o bien bloquearlo y con una válvula de exhalación que permite la salida de la mezcla de gases proveniente del paciente hacia la atmósfera. A continuación se proporciona una descripción general de cada uno de los sensores y actuadores, así como las consideraciones necesarias para su correcto funcionamiento en base a la hoja de especificaciones proporcionada por el fabricante:

### Transductores de presión diferencial (ASDX015D44R)<sup>1</sup>

Los transductores de presión diferencial son utilizados para verificar que en las entradas de las servoválvulas proporcionales se tenga el aire y el oxígeno a la presión necesaria para el funcionamiento del ventilador mecánico, dicha presión debe encontrarse alrededor de 10 [psi] cuando la servoválvula se encuentra totalmente cerrada, siendo importante no exceder este valor debido a que la máxima presión que puede ser aplicada a la entrada de los transductores es de 15 [psi]. El voltaje leído en el sensor, será amplificado utilizando un amplificador operacional (LM324) en configuración de no inversor con una ganancia igual a 2 debido a que el valor de salida máximo del sensor es de 5 [V] y la tarjeta de adquisición acepta como máximo 10 [V]. También se anexará un seguidor de línea para proteger a la tarjeta de adquisición de datos. El cálculo del valor de las resistencias y el diagrama de conexiones se muestran a continuación:

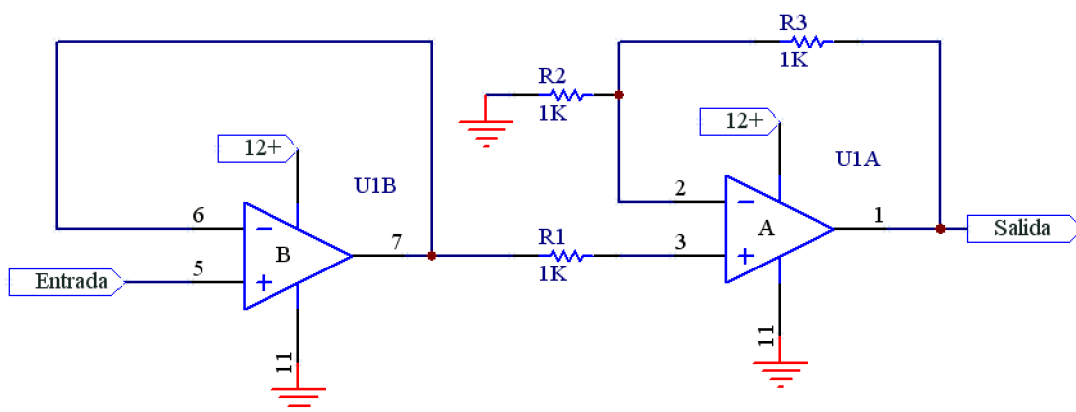
---

<sup>1</sup> Anexo F.

$$V_{salida} = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) V_{entrada} \quad (A.1)$$

$$2 = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (A.2)$$

$$R_3 = R_2 = 1 [k\Omega] \quad (A.3)$$



**Figura A.1** Diagrama de conexiones para la amplificación de la salida de un transductor de presión diferencial

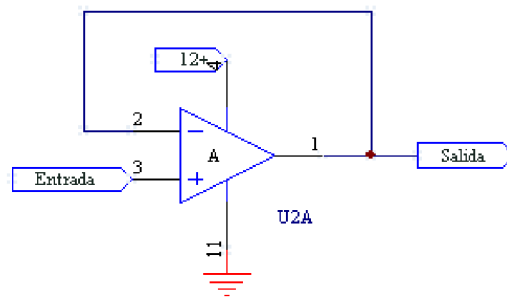
Debido a que la fuente principal de alimentación es de 12 [V] y los transductores de presión diferencial sólo necesitan 5 [V], se requiere el uso de un regulador de voltaje (LM7805). Para disminuir el ruido en la salida del sensor, se colocó un capacitor cerámico de 220  $\eta F$  entre la alimentación y el común de cada transductor.

### Sensor de Flujo (AWM720)<sup>2</sup>

El sensor de flujo se encuentra ubicado a la salida de las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases, es con el valor proporcionado por este sensor que el controlador del ventilador mecánico será retroalimentado, ya que la variable que se desea controlar es el flujo de salida en la línea principal. Para este sensor no fue necesaria una amplificación del valor leído, ya que las variaciones a su salida generaron modificaciones identificables en el voltaje, lo cual permitió aproximar los diferentes valores leídos. Se utilizó un amplificador operacional (LM324) en configuración de seguidor para evitar dañar la tarjeta de adquisición de datos.

<sup>2</sup> Anexo F.





**Figura A.2** Diagrama de conexiones del seguidor de línea para el sensor de flujo

Los conductos a través de los cuales circula la mezcla gaseosa en el ventilador mecánico, poseen una configuración que genera cambios de dirección en el flujo así como un estrangulamiento o expansión debido a las variaciones en los diámetros, generándose turbulencias que afectan la lectura del sensor. Para corregir éste problema, fue necesario colocar una malla que obligara al flujo a tener un comportamiento laminar antes de realizar la medición.



**Figura A.3** Malla colocada para convertir el flujo a laminar

### Sensor de oxígeno (OOM102-1)<sup>3</sup>

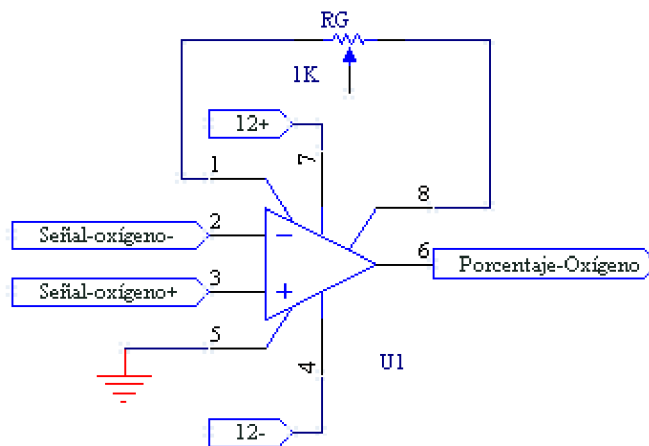
El sensor de oxígeno será utilizado para medir la concentración de oxígeno presente en la mezcla a la salida de las servoválvulas proporcionales, dicho sensor presenta una salida diferencial que varía entre 9 y 14 [mV] para una concentración del 21% de oxígeno, al ser éste valor del orden de milivolts fue necesario utilizar un amplificador de instrumentación (AD620AN) con una ganancia igual a 100. A partir de la relación establecida en las hojas de especificaciones, podemos calcular el valor de la resistencia para obtener la ganancia deseada:

<sup>3</sup> Anexo F.

$$Ganancia = 1 + \left( \frac{49.4 [k\Omega]}{R_G} \right) \quad (A.4)$$

$$R_G = \frac{49.4 [k\Omega]}{Ganancia - 1} \quad (A.5)$$

$$R_G = \frac{49.4 [k\Omega]}{100 - 1} = 498.99 [\Omega] \quad (A.6)$$



**Figura A.4** Diagrama de conexiones del amplificador de instrumentación utilizado para el sensor de oxígeno

## Servoválvulas proporcionales para mezcla de gases

Consisten en dos servoválvulas (una para el aire y otra para el oxígeno) cuyas entradas son independientes y sus salidas se encuentran conectadas permitiendo de esta forma regular el flujo que pasa a través de ellas, así como la concentración de oxígeno al aumentarse o disminuirse la apertura. Las especificaciones de las servoválvulas proporcionales para mezcla de gases se muestran a continuación y fueron consideradas para el diseño de su etapa de potencia [8]:

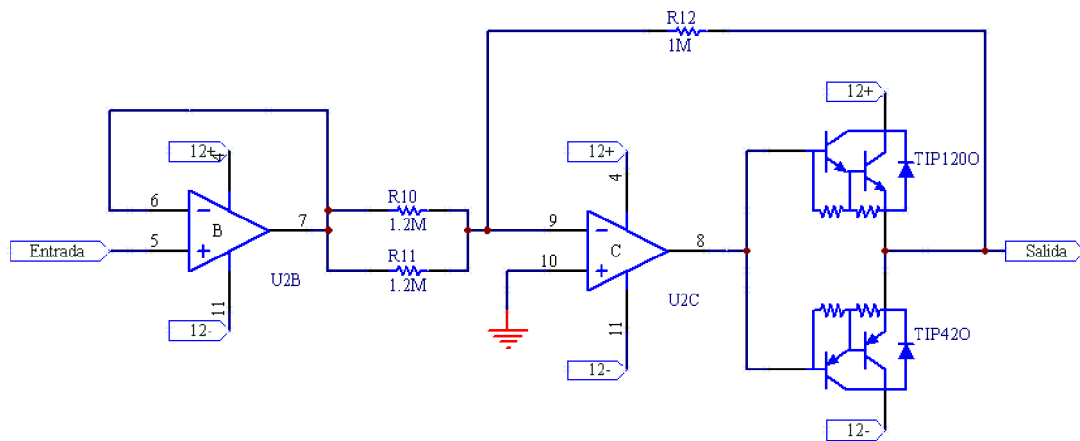
Presión máxima de entrada: 15 [psi]

Corriente máxima: 700 [mA]

Potencia máxima: 7 [Watts]

Resistencia: 15.8 [ $\Omega$ ]

Para controlar la corriente que circula a través de las bobinas de las servoválvulas, fue necesario construir un circuito en el cual la variación de corriente se encontrara determinada por el voltaje de entrada. El diseño ofrece a la salida una corriente que varía entre los 0 [mA] y los 500 [mA], dicho rango se encuentra por debajo del límite establecido que son 700 [mA] con lo cual se asegura que la servoválvula no será dañada. El rango de variación del voltaje de entrada se encuentra entre los 0 [V] y los 5 [V] y será aplicado con una de las salidas de la tarjeta de adquisición de datos utilizada. Para proteger la tarjeta de adquisición, se anexó al circuito un amplificador operacional (LM324) en configuración de “seguidor” con la finalidad de eliminar cargas importantes, la siguiente figura muestra el circuito eléctrico diseñado:



**Figura A.5** Diagrama de conexiones de la etapa de potencia diseñada para cada una de las servoválvulas

### Electroválvulas *on/off*

Las electroválvulas *on/off* permiten o bloquean el paso del flujo proveniente de las servoválvulas hacia el paciente, esto con la finalidad de poder permitir el flujo durante la inhalación y bloquearlo durante la exhalación. Para controlar las electroválvulas, se utilizó un arreglo *Darlington* (ULN2064B) y con una salida de la tarjeta de adquisición de datos se saturó el colector del transistor para activar cada una de las electroválvulas.

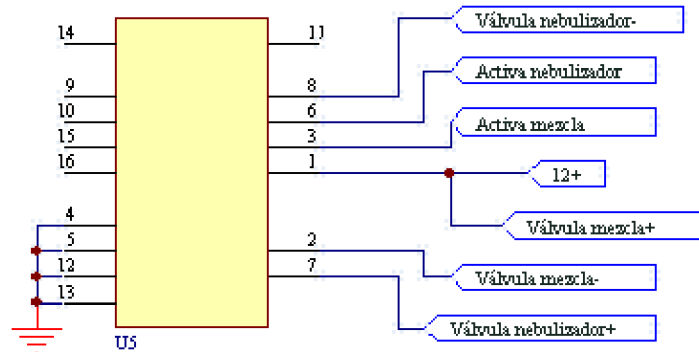


Figura A.6 Diagrama de conexiones para el arreglo Darlington utilizado para activar las electroválvulas *on/off*

### Válvula solenoide para exhalación (8908A001)

La válvula de exhalación se utiliza para extraer de forma controlada la mezcla de gases proveniente del paciente. Debido a que ésta válvula tiene incluido su propio controlador y etapa de potencia, únicamente requiere una alimentación de 24 [V] y una señal analógica de control en un rango de 0 [V] a 10 [V]. Se utilizará una fuente independiente de alimentación (HF30W-SF-24) para ésta válvula debido a que el resto de los componentes requieren 12 [V] o menos y en conjunto demandan más corriente de la que pueden soportar los reguladores de voltaje convencionales. La fuente utilizada para alimentar la válvula se muestra en la siguiente figura:



Figura A.7 Fuente de alimentación para la válvula solenoide para exhalación

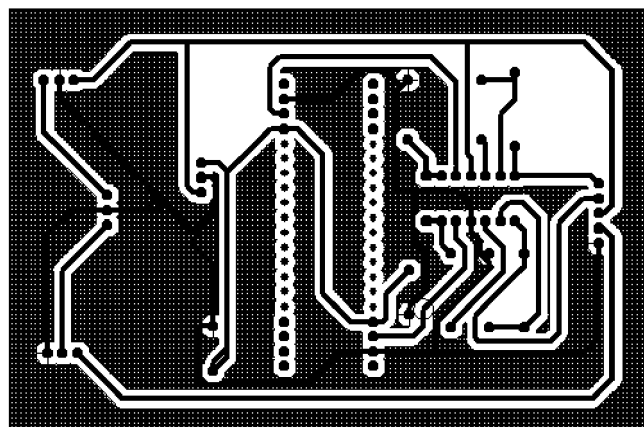
## Diseño de las tarjetas fenólicas

Una vez que fue comprobado el buen funcionamiento de los circuitos de la sección anterior en tabletas de prototipos, se procedió a implementarlos en tarjetas fenólicas. Por cuestiones de espacio en el ventilador mecánico, la distribución de los circuitos fue realizada en tres tarjetas, la siguiente tabla muestra su distribución:

**Tabla A.1** Distribución de los circuitos en las diferentes tarjetas diseñadas

Número de tarjeta y dimensiones.	Funciones
Tarjeta 1. 13 x 9.5 [cm]	Alimentación, sensado y amplificación de las señales provenientes de los transductores de presión diferencial conectados a las entradas de aire y de oxígeno.
Tarjeta 2. 11.5 x 10.5 [cm]	Etapas de potencia para las servoválvulas de aire y de oxígeno.
Tarjeta 3. 18.5 x 7 [cm]	<ul style="list-style-type: none"><li>- Alimentación de los sensores de flujo y lectura de su salida.</li><li>- Lectura y amplificación de la salida del sensor de oxígeno.</li><li>- Etapas de potencia para las electroválvulas.</li><li>- Alimentación del transductor de presión diferencial para la medición de la presión en la vía aérea, lectura y amplificación de su salida.</li></ul>

El programa utilizado para el diseño de las tarjetas fue *Protel DXP®*, para cada una de ellas fue creado un proyecto que incluye tanto el esquemático como la distribución y conexiones de las tarjetas. El diseño final se muestra en las siguientes figuras:



**Figura A.8** Tarjeta # 1

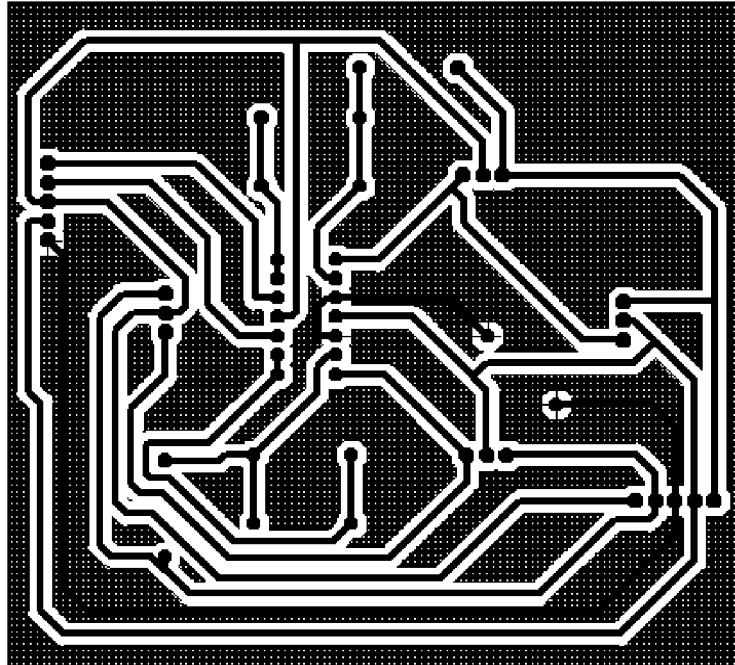


Figura A.9 Tarjeta # 2

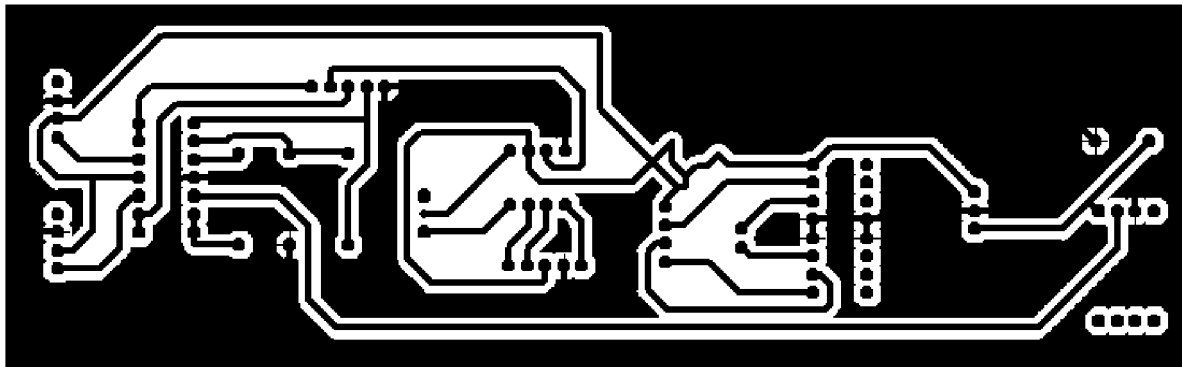


Figura A.10 Tarjeta # 3

## Proceso de fabricación

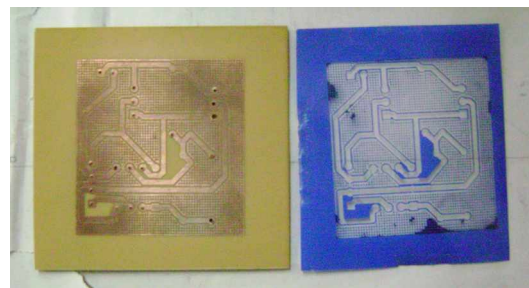
Para fabricar las tarjetas fenólicas se siguieron los siguientes pasos:

1. Se realizó una impresión de las Figuras A.8, A.9 y A.10 en un papel de transferencia térmica para circuitos impresos.
2. Las placas fenólicas fueron lavadas y cortadas del tamaño necesario para poder transferir los circuitos. Se sumó  $0.5 [cm]$  a cada lado considerando el espacio necesario para las perforaciones que serían realizadas para los tornillos que las sujetarían sobre la placa de acrílico ubicada en el ventilador mecánico.
3. Utilizando una plancha regulada al nivel para poliéster, se realizó la transferencia de las impresiones a las placas fenólicas, aplicando calor durante 10 minutos.
4. Se realizaron las perforaciones necesarias para introducir los componentes utilizando una broca milimétrica de  $0.85 [mm]$ .
5. Se efectuó un revelado de las placas utilizando cloruro férrico.
6. Se colocaron y soldaron los componentes.

Las siguientes imágenes ilustran el proceso de fabricación:



**Figura A.11** Perforación de tarjetas



**Figura A.12** Tarjeta perforada y revelada



## Tarjetas finales

Las tarjetas diseñadas se muestran en la siguiente figura:

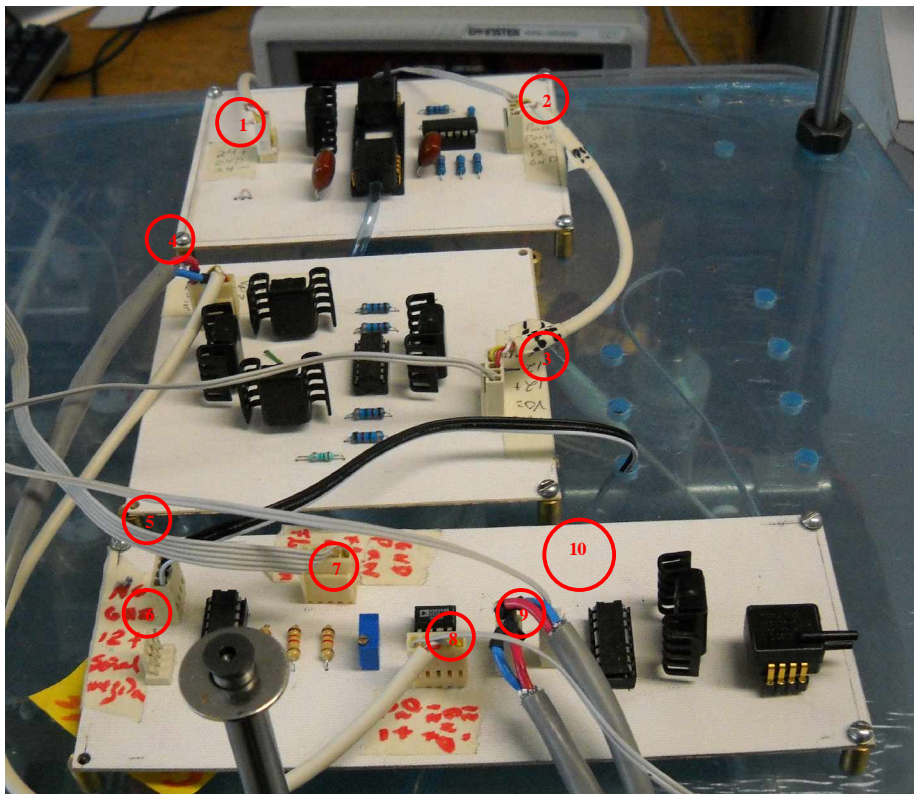


Figura A.13 Tarjetas diseñadas para el ventilador mecánico

Los conectores utilizados para las entradas y salidas, fueron tipo *molex*® de diferente número de vías, la siguiente tabla describe las entradas y salidas de las tarjetas implementadas:



ANEXO A  
DISEÑO DE LOS CIRCUITOS ELECTRÓNICOS PARA EL VENTILADOR MECÁNICO

**Tabla A.2** Conectores utilizados para las entradas y salidas de las tarjetas diseñadas

Tarjeta	Tipo de conector	Entrada/salida	Figura A.12
Tarjeta # 1.	Molex de 3 vías. Entradas.	+ 12 [V]	1
		GND	
		- 12 [V]	
	Molex de 5 vías. Salidas.	GND	2
		-12 [V]	
		+12 [V]	
Presión del oxígeno. Presión del aire.			
Tarjeta # 2	Molex de 5 vías. Entradas.	Voltaje servoválvula aire	3
		Voltaje servoválvula oxígeno	
		+ 12 [V]	
		- 12 [V]	
	Molex de 5 vías. Salidas.	GND	4
		Servoválvula aire.	
		- 12 [V]	
		GND Servoválvula oxígeno. + 12 [V]	
Tarjeta # 3	Molex de 4 vías. Entradas/Salidas	Salida sensor de flujo línea secundaria.	5
		+ 12 [V]	
		GND	
		N/C	
	Molex de 4 vías. Entradas/Salidas	Salida sensor de flujo línea principal.	6
		+12 [V]	
		GND	
		N/C	
	Molex de 5 vías. Entradas.	GND	7
		Presión en vía aérea.	
		Señal de flujo línea secundaria.	
		Concentración de oxígeno. Señal de flujo línea principal.	
	Molex de 5 vías. Entradas.	Sensor de oxígeno (-)	8
		Sensor de oxígeno (+)	
		+ 12 [V]	
		GND	
		- 12 [V]	
	Molex de 4 vías. Salidas.	Electroválvula línea principal (+)	9
Electroválvula línea principal (-)			
Electroválvula línea secundaria (+)			
Electroválvula línea secundaria (-)			
Molex de 2 vías. Salidas.	Señal de apertura/cierre electroválvulas línea principal.	10	
	Señal de apertura/cierre electroválvulas línea secundaria.		

## Anexo B

### Adquisición de datos y filtrado

Para la implementación del controlador, se requiere conocer la variación que presenta el flujo ante un valor aplicado al actuador que lo modifica (servoválvula). La configuración general del sistema que se desea controlar es la siguiente:

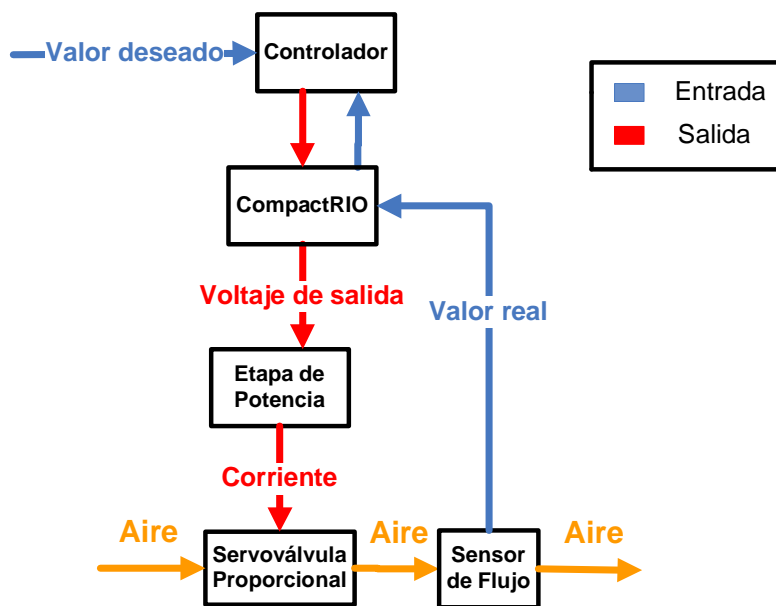


Figura B.1 Configuración general del sistema a controlar

Ya que el controlador PID genera una variación en su salida en función del error presente, es importante que la aplicación de ésta a la servoválvula y la lectura de la variable a controlar (flujo), sean realizadas en el menor tiempo posible, tomando en cuenta el tiempo necesario para que la parte mecánica de la servoválvula responda ante una entrada. La siguiente figura muestra la configuración del controlador utilizado:

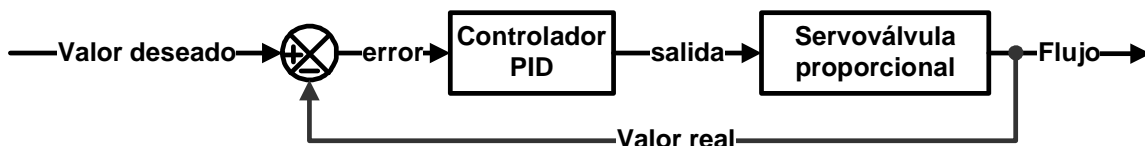
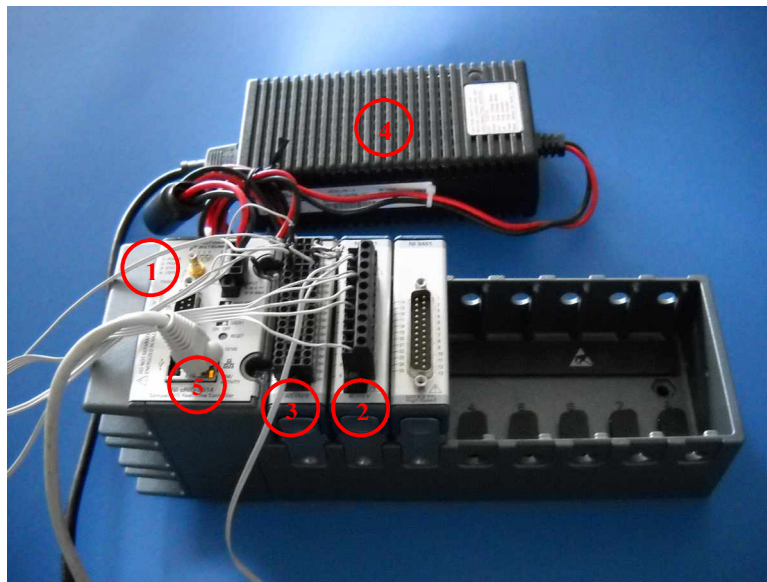


Figura B.2 Diagrama del controlador PID aplicado a la servoválvula proporcional

Debido a la importancia que tiene la velocidad de muestreo y envío de señales, se requiere el uso de un dispositivo que trabaje en tiempo real, por lo cual se seleccionó el *compactRIO*® modelo 9014 de *National Instruments*® para la implementación del controlador.

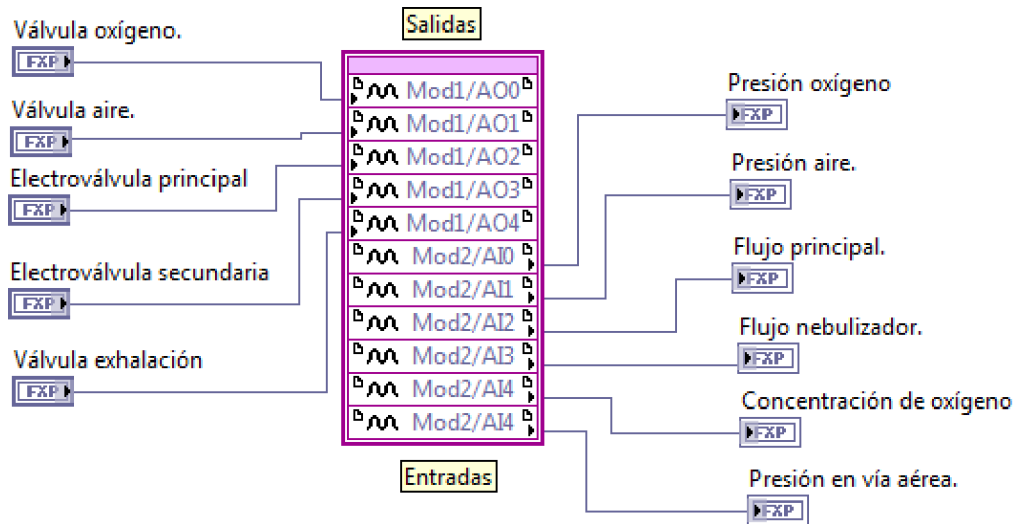
El *compactRIO*® 9014, tiene un procesador que trabaja en tiempo real y contiene *FPGAs* (*field programmable gate array*) reprogramables que se encuentran conectadas a módulos de entradas y salidas analógicas y digitales. La comunicación con la computadora se establece a través del puerto *Ethernet*. La siguiente figura muestra el dispositivo seleccionado:



**Figura B.3** Dispositivo utilizado para el envío y adquisición de señales.  
1. *CompactRIO*® 9014, 2. Entradas analógicas NI 9201, 3. Salidas analógicas NI 9264,  
4. Fuente de alimentación, 5. Comunicación *Ethernet*

El *software* utilizado para programar las *FPGAs* fue *LabVIEW 8.5*®, el cual, ofrece un apartado especializado en la programación para adquisición y envío de señales a los módulos de entradas y salidas analógicas y digitales que posee el *compactRIO*®. Además, fue necesario programar las entradas asociadas a la lectura de los diferentes sensores, así como las salidas para manipular los actuadores. La programación que fue realizada se muestra en la siguiente figura:

ANEXO B  
ADQUISICIÓN DE DATOS Y FILTRADO

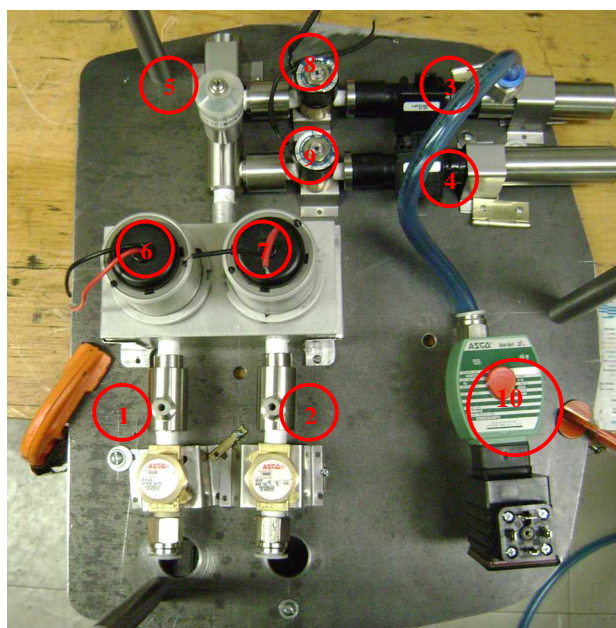


**Figura B.4** Asociación de entradas y salidas a los módulos

Las siguientes tablas muestran cómo fueron asociadas las entradas y salidas de los módulos del *compactRIO*® a los sensores y actuadores del ventilador:

**Tabla B. 1** Entradas provenientes de sensores

Módulo	Entradas	Sensores	Figura B.5
Entradas analógicas. Modelo NI 9201 <i>National Instruments</i> ®	AI/0	Presión de entrada del oxígeno.	1
	AI/1	Presión de entrada del aire.	2
	AI/2	Flujo principal.	3
	AI/3	Flujo nebulizador.	4
	AI/4	Concentración de oxígeno.	5
	AI/5	Presión en vía aérea.	---



**Figura B.5** Sensores y actuadores del ventilador mecánico

**Tabla B. 2** Salidas para actuadores

Módulo	Salidas	Actuadores	Figura B.5
Salidas analógicas. Modelo NI 9264. <i>National Instruments®</i>	AO/0	Servoválvula proporcional para oxígeno.	6
	AO/1	Servoválvula proporcional para aire.	7
	AO/2	Electroválvula línea principal.	8
	AO/3	Electroválvula línea secundaria.	9
	AO/4	Válvula de exhalación.	10

La señal de flujo que será adquirida con el *compactRIO®* deberá ser filtrada para eliminar el ruido, para ello, es necesario determinar qué tipo de filtro será utilizado así como las características del mismo en función de la frecuencia de la señal de flujo. Para visualizar las diferentes frecuencias presentes en la señal de salida del sensor, se utilizó un espectrógrafo. La siguiente figura muestra el espectro de frecuencias presentes en la señal de flujo, donde la señal real se encontraba con una frecuencia de 1 [Hz].



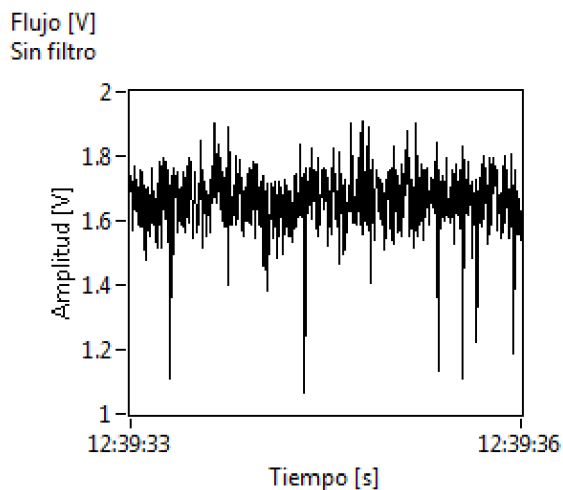
**Figura B.6** Espectro de frecuencias presentes en la señal de flujo

Para eliminar el ruido presente en la señal, se seleccionó un filtro ofrecido por el módulo de control PID de *LabVIEW 8.5®*, cuya configuración es la de un filtro pasobajas de quinto orden y su frecuencia de corte es de 1/10 de la frecuencia de muestreo de la señal de entrada. La siguiente figura muestra el filtro utilizado:

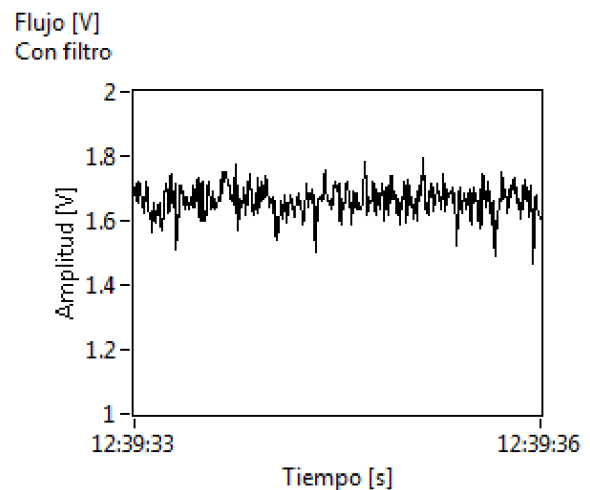


**Figura B.7** Filtro para implementación de un controlador PID

Para verificar el funcionamiento del filtro, se realizó una prueba para la lectura del valor de entrada del sensor y se obtuvo lo siguiente:



**Gráfica B.1** Señal de flujo sin filtrar



**Gráfica B.2** Señal de flujo filtrada

Estas pruebas fueron realizadas para un flujo constante, cuando se utiliza el filtro con una señal cuya amplitud varía como por ejemplo una sinusoidal, la amplitud se ve afectada por el filtro, sin embargo, el controlador debe ser capaz de compensar estas variaciones.

## Anexo C

### Caracterización

La caracterización de la servoválvula proporcional, fue llevada a cabo utilizando el módulo de identificación de sistemas ofrecido por *LabVIEW 8.5®*, el cual ofrece una función que estima las constantes de una función de transferencia, cuyo orden es establecido previamente por el usuario. Pueden ser seleccionados diferentes tipos de sistemas continuos ya sea SISO (*single input single output*) o MISO (*multiple inputs single output*), para la caracterización se utilizó una sola entrada (voltaje aplicado a la servoválvula) y una sola salida (flujo). La siguiente figura muestra la función utilizada para la caracterización así como las entradas y salidas que requiere para su implementación.

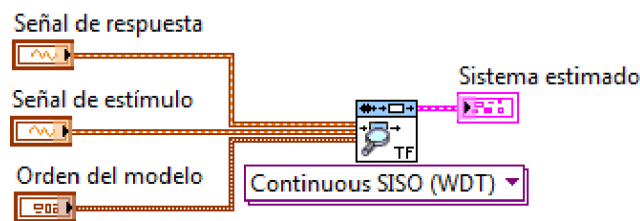


Figura C.1 Bloque para estimación de la función de transferencia

Las señales de estímulo y respuesta fueron generadas mediante la implementación de un experimento que consistió en aplicar una señal de excitación a la servoválvula y registrar el flujo obtenido. La señal de excitación seleccionada fue una sinusoidal con amplitud igual a  $1.9 [V]$  y frecuencia de  $0.5 [Hz]$ . La siguiente figura muestra la programación que fue realizada para la generación de la señal de estímulo y la de respuesta:

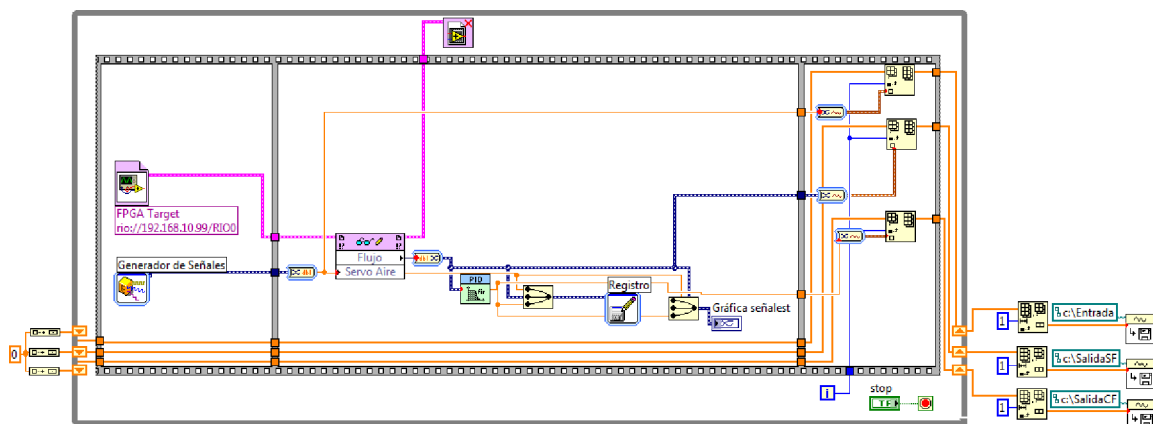


Figura C.2 Programación de las señales de estímulo y respuesta

Las señales de estímulo y la de respuesta fueron almacenadas en un archivo para posteriormente ser leídas desde el programa utilizado para la estimación de los parámetros de la función de transferencia. La programación realizada es la siguiente:

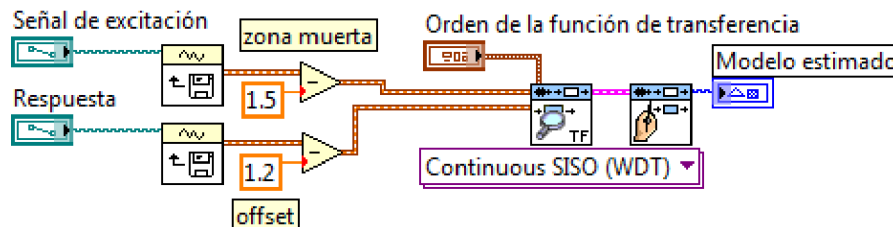


Figura C.3 Estimación de la función de transferencia

Como se observa en la Figura C3, fue necesario restar el *offset* (1.2 [V]) y la zona muerta (1.5 [V]) de las señales de excitación y respuesta respectivamente, debido a que se requiere que las dos señales comiencen en cero para realizar la caracterización.

### Ajuste de la zona muerta de la servoválvula

La zona muerta se define en función del mínimo voltaje que debe ser aplicado a la servoválvula para que se detecte flujo a su salida. Ya que las servoválvulas que serán utilizadas poseen una rosca que permite ajustar la altura a la cual se posiciona el tapón que bloquea o permite el paso del aire u oxígeno de forma regulada, es necesario realizar un ajuste manual antes de la caracterización para conocer la señal de excitación que se requiere para abrir y cerrar la válvula.



Figura C.4 Servoválvula proporcional  
1. Rosca para ajuste

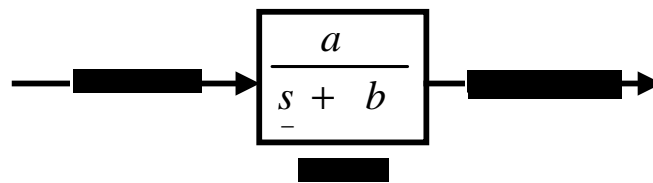
Se seleccionó un valor de 1.5 [V] para la zona muerta debido a que para este valor la servoválvula puede cerrarse y abrirse totalmente. Si se seleccionan valores muy cercanos a 0 [V], la servoválvula no puede abrirse con facilidad. Las dos servoválvulas proporcionales (aire y oxígeno) fueron ajustadas al mismo valor con la finalidad de simplificar el diseño del controlador al tener un comportamiento igual para ambas.



## Anexo D

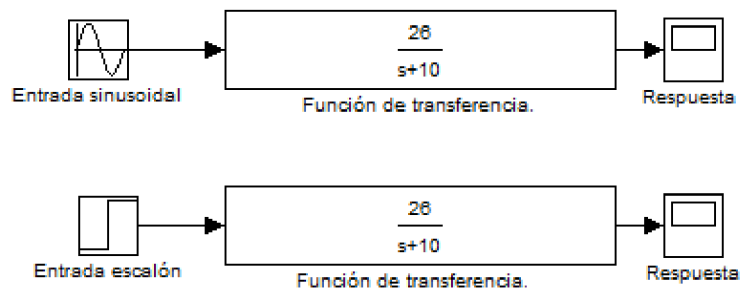
### Simulaciones teóricas

Para obtener las gráficas de las simulaciones teóricas de la respuesta que presentó una función de transferencia a un estímulo, se utilizó el módulo *Simulink*® de *Matlab*® versión 2007. Ya que la función de transferencia que fue seleccionada es de primer orden, tiene la siguiente forma:



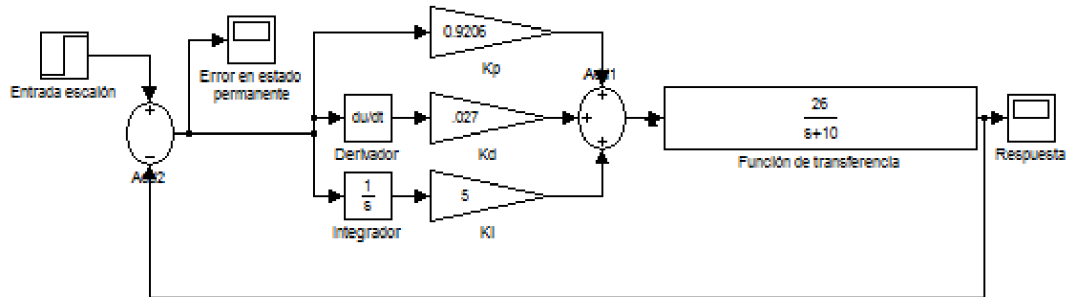
**Figura D.1** Función de transferencia de primer orden

El programa utilizado posee bloques de simulación preprogramados que permiten introducir las constantes del modelo (a y b) para su simulación, además de ofrecer diferentes estímulos cuyas características de amplitud, frecuencia y condiciones iniciales pueden ser modificadas. Se utilizaron entradas escalón y sinusoidales, la siguiente figura muestra la aplicación de una entrada a una función de transferencia y la visualización de su respuesta en función del tiempo:



**Figura D.2** Diagrama de bloques para la simulación de la respuesta de una función de transferencia a una entrada escalón o sinusoidal

Para las simulaciones realizadas para obtener la respuesta de un controlador se implementó el siguiente diagrama:



**Figura D.3** Diagrama de bloques para la simulación de la respuesta de un controlador PID

## Anexo E

### Estimación de las funciones de transferencia y cálculo de las ganancias programadas del controlador

Para la caracterización del comportamiento de la servoválvula en diferentes puntos de operación, se desarrolló un programa que aplica un escalón de amplitud determinada y genera un archivo con los datos adquiridos. Dichos datos, serán analizados con *Simulink*® de *Matlab*®, considerándose la zona muerta de la servoválvula y el *offset* del sensor de flujo. La programación realizada se muestra en la siguiente figura:

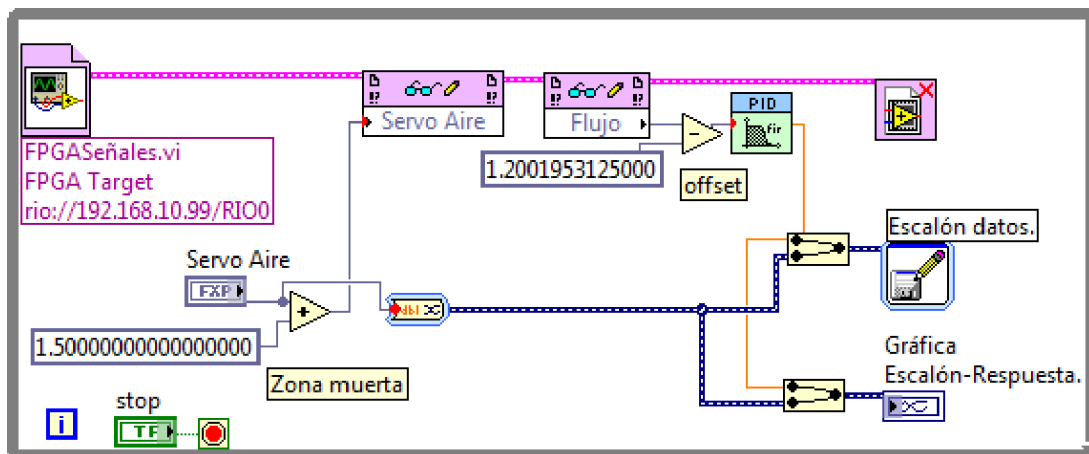


Figura E.1 Programa para aplicar una entrada escalón y registrar las variaciones de flujo

Fueron aplicados escalones de diferente amplitud a lo largo del rango de operación de la servoválvula, con la finalidad de poder identificar varias funciones de transferencia lineales que en conjunto representen mejor el comportamiento. Las amplitudes seleccionadas fueron: 0.5 [V], 0.75 [V], 1 [V], 1.75 [V].

### Obtención de las funciones de transferencia.

Los archivos generados con el programa de la figura E.1, fueron exportados a *Matlab*® para poder obtener gráficamente los tiempos de respuesta y amplitudes que determinan la función de transferencia para cada uno de los escalones que fueron caracterizados. La función propuesta fue la siguiente:

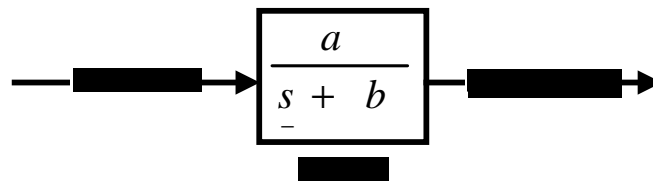


Figura E.2 Función de transferencia de primer orden

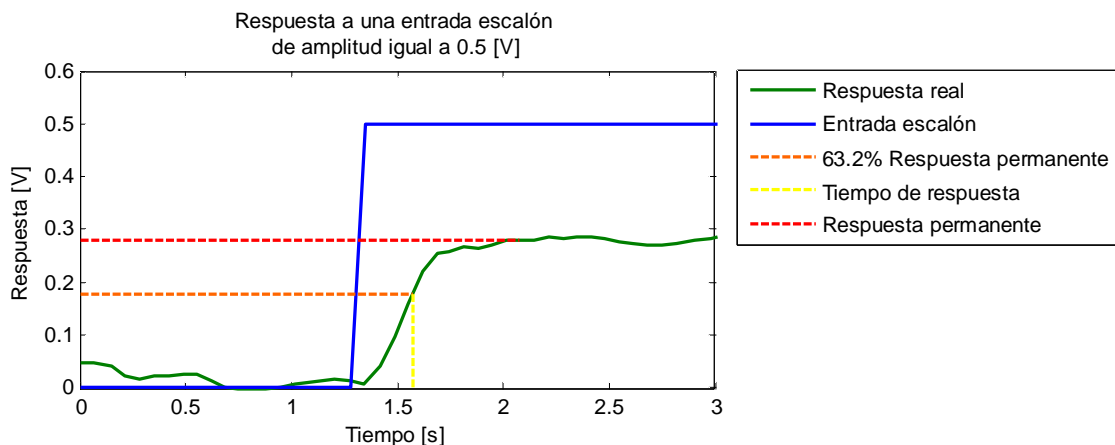
$$a = \text{ganancia}$$

$$b = \frac{1}{\tau}$$

$$\tau = \text{Tiempo de respuesta}$$

#### a) Primera función de transferencia

La gráfica obtenida a partir de los datos almacenados para un escalón cuya amplitud fue igual a 0.5 [V] se muestran en la siguiente figura:



Gráfica E.1 Respuesta a una entrada escalón de amplitud igual a 0.5 [V]

ANEXO E  
ESTIMACIÓN DE LAS FUNCIONES DE TRANSFERENCIA Y CÁLCULO DE LAS  
GANANCIAS PROGRAMADAS DEL CONTROLADOR

Fue necesario identificar gráficamente los siguientes parámetros para definir la función de transferencia:

Respuesta en estado permanente = 0.28 [V].

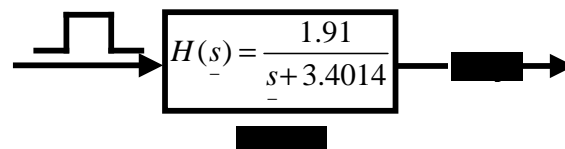
63.2 % de la respuesta en estado permanente = 0.177 [V].

Tiempo de respuesta = 0.2940 [s].

b= 3.4014

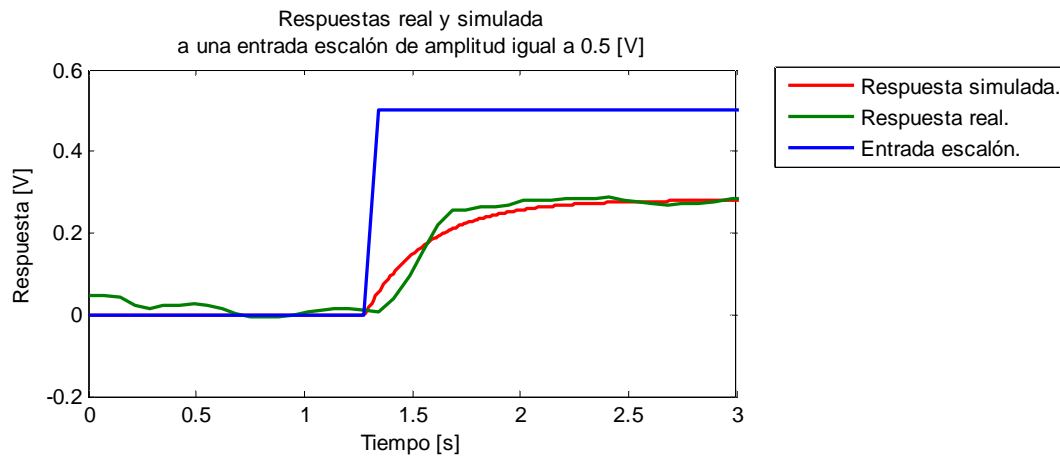
a=1.91

La función de transferencia calculada a partir de los parámetros de la gráfica E.1 es la siguiente:



**Figura E. 3** Primera función de transferencia estimada

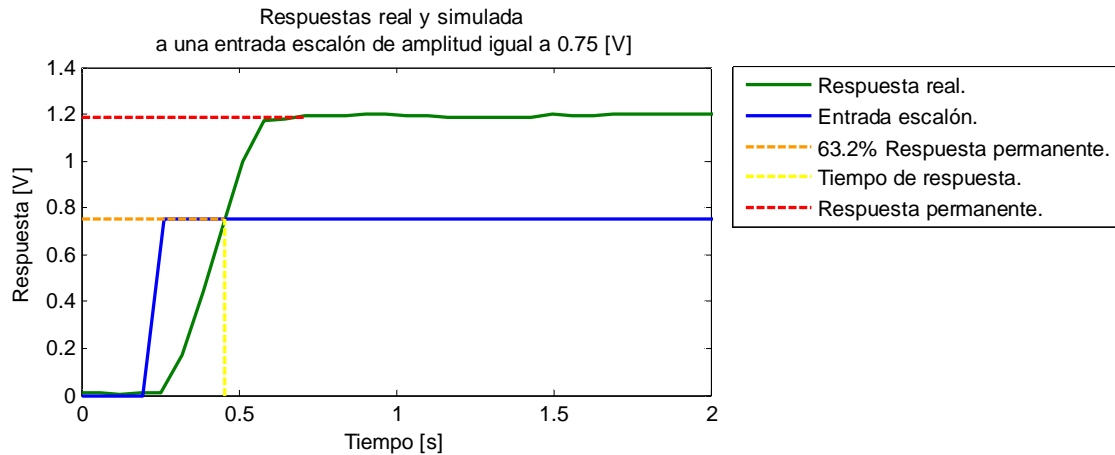
La siguiente gráfica muestra una comparación entre la respuesta real y la respuesta simulada a partir del modelo obtenido:



**Gráfica E.2** Respuesta real y simulada a una entrada escalón de amplitud igual a 0.5 [V]

**b) Segunda función de transferencia**

La gráfica obtenida a partir de los datos almacenados para un escalón cuya amplitud fue igual a 0.75 [V] se muestran en la siguiente figura:

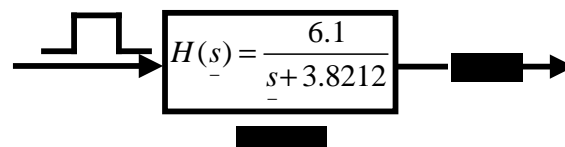


**Gráfica E.3** Respuesta a una entrada escalón de amplitud igual a 0.75 [V]

Fue necesario identificar gráficamente los siguientes parámetros para definir la función de transferencia:

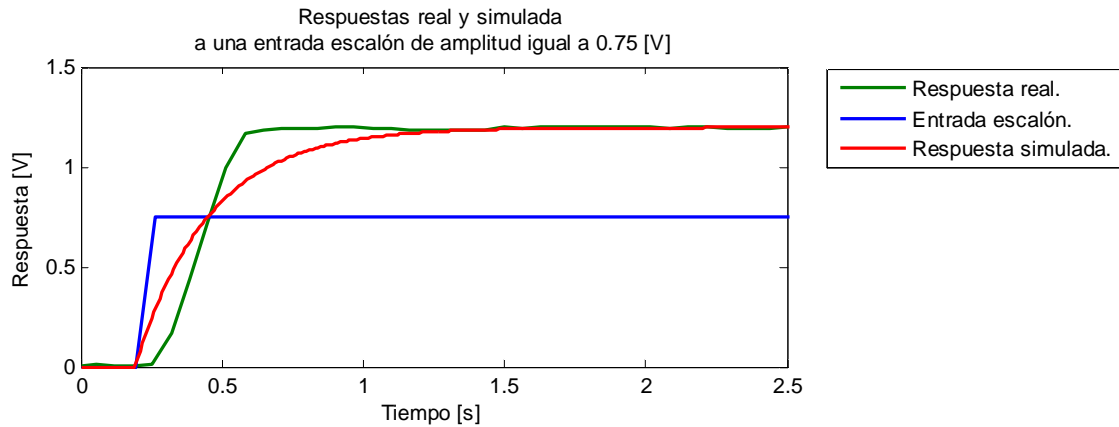
- Respuesta en estado permanente = 1.19 [V].
- 63.2 % de la respuesta en estado permanente = 0.7521 [V].
- Tiempo de respuesta = 0.2617 [s].
- b= 3.8212
- a=6.1

La función de transferencia calculada a partir de los parámetros de la gráfica E.3 es la siguiente:



**Figura E. 4** Segunda función de transferencia estimada

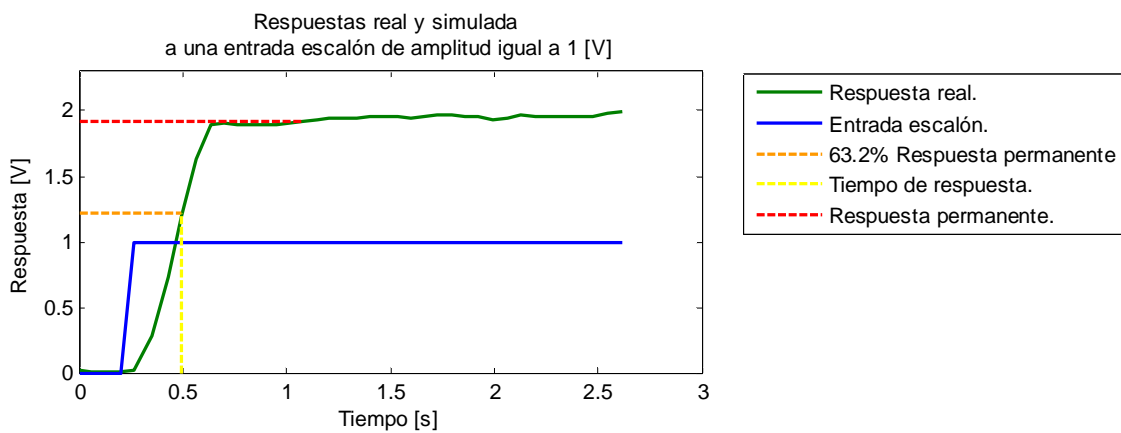
La siguiente gráfica muestra una comparación entre la respuesta real y la respuesta simulada a partir del modelo obtenido:



**Gráfica E.4** Respuesta real y simulada a una entrada escalón de amplitud igual a 0.75 [V]

**c) Tercera función de transferencia**

La gráfica obtenida a partir de los datos almacenados para un escalón cuya amplitud fue igual a 1 [V] se muestra en la siguiente figura:



**Gráfica E.5** Respuesta a una entrada escalón de amplitud igual a 1 [V]

Fue necesario identificar gráficamente los siguientes parámetros para definir la función de transferencia:

Respuesta en estado permanente = 1.92 [V].

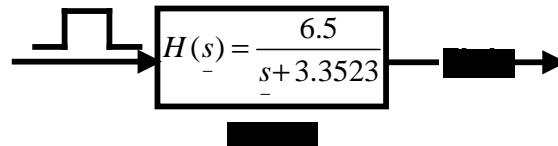
63.2 % de la respuesta en estado permanente = 1.2134 [V].

Tiempo de respuesta = 0.2983 [s].

b= 3.3523

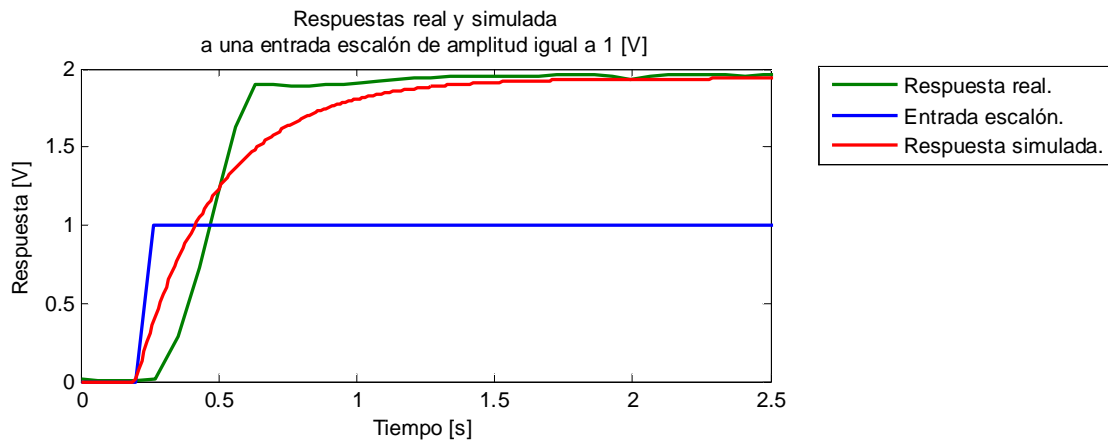
a=6.5

La función de transferencia calculada a partir de los parámetros de la gráfica E.5 es la siguiente:



**Figura E.5** Tercera función de transferencia estimada

La siguiente gráfica muestra una comparación entre la respuesta real y la respuesta simulada a partir del modelo obtenido:

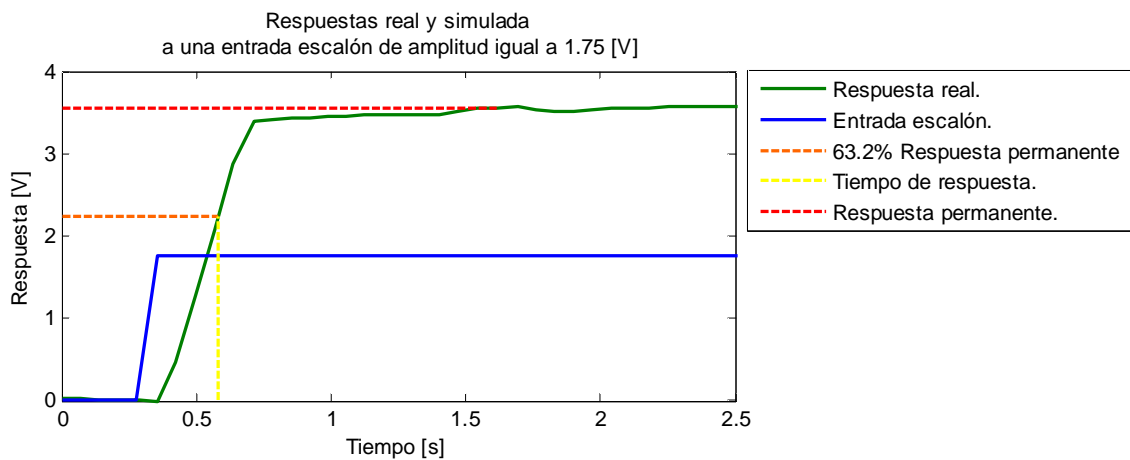


**Gráfica E.6** Respuesta real y simulada a una entrada escalón de amplitud igual a 1 [V]

#### d) Cuarta función de transferencia.

La gráfica obtenida a partir de los datos almacenados para un escalón cuya amplitud fue igual a 1.75 [V] se muestran en la siguiente figura:





**Gráfica E.7** Respuesta a una entrada escalón de amplitud igual a 1.75 [V]

Fue necesario identificar gráficamente los siguientes parámetros para definir la función de transferencia:

Respuesta en estado permanente = 3.55 [V].

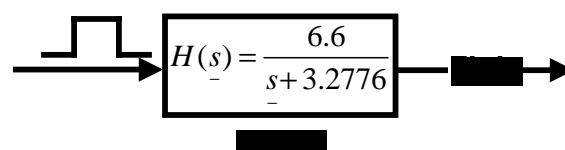
63.2 % de la respuesta en estado permanente = 2.2436 [V].

Tiempo de respuesta = 0.3051 [s].

b= 3.2776

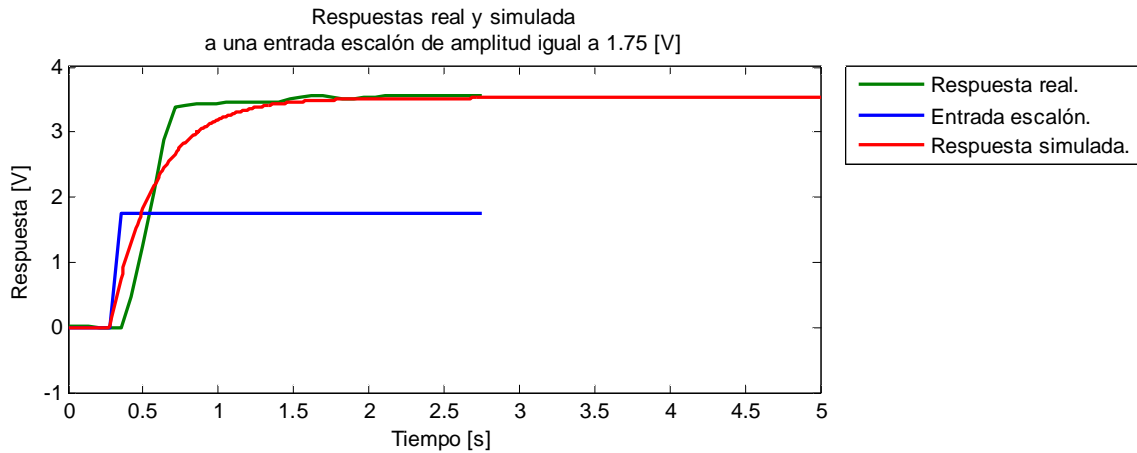
a=6.6

La función de transferencia calculada a partir de los parámetros de la gráfica E.7 es la siguiente:



**Figura E.6** Cuarta función de transferencia estimada

La siguiente gráfica muestra una comparación entre la respuesta real y la respuesta simulada a partir del modelo obtenido:



**Gráfica E.8** Respuesta real y simulada a una entrada escalón de amplitud igual a 1.75 [V]

Como puede observarse en las diferentes funciones de transferencia, el tiempo de respuesta de la servoválvula es muy similar, sin embargo, para los primeros valores del rango de operación (primera función de transferencia), se detecta una ganancia más pequeña que las demás, lo cual explica las oscilaciones presentes en la respuesta del controlador [Capítulo 3] al demandarse valores de flujo pequeños.

### Obtención de las ganancias para las diferentes funciones de transferencia

Para cada una de las funciones de transferencia se calculó un controlador PD y posteriormente se realizó un programa en *LabVIEW 8.5®* que permite ajustar visualmente la ganancia integral en función del tiempo deseado para que el error en estado permanente sea igual a cero, sin generar grandes variaciones en la respuesta obtenida con el controlador diseñado (proporcional-derivativo).

El comportamiento que se desea obtener es el siguiente:

$$t_a = 0.40 [s] \quad \%Sp = 1 \%$$

Determinando los polos que corresponden a la respuesta con las características establecidas para tiempo de asentamiento y porcentaje de sobrepaso tenemos:

$$|\operatorname{Re}\{p_d\}| = \frac{5}{t_a} \quad |\operatorname{Im}\{p_d\}| = \frac{-\pi |\operatorname{Re}\{p_d\}|}{\ln\left(\frac{\%Sp}{100}\right)}$$

$$|\operatorname{Re}\{p_d\}| = \frac{5}{0.40} = 12.5 \quad |\operatorname{Im}\{p_d\}| = \frac{-\pi(12.5)}{\ln\left(\frac{1}{100}\right)} = 8.5274$$

$$P_d = -12.5 \pm 8.5274i$$

Para el diseño del controlador, a cada una de las funciones de transferencia se le anexará un polo en -40, obteniéndose lo siguiente:

$$H_1(s) = \frac{76.4}{(s + 3.4014)(s + 40)}$$

$$H_2(s) = \frac{244}{(s + 3.8212)(s + 40)}$$

$$H_3(s) = \frac{260}{(s + 3.3523)(s + 40)}$$

$$H_4(s) = \frac{264}{(s + 3.2776)(s + 40)}$$

El controlador PD que será implementado muestra en la siguiente figura:

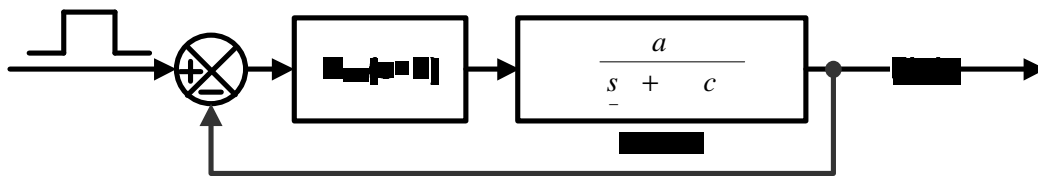


Figura E.7 Controlador Proporcional-derivativo

Para encontrar el valor de la constante “b” que da como resultado el comportamiento deseado, evaluamos la condición de ángulo para los polos deseados:

$$\angle G_{1PD}(s) = \angle 76.4 + \angle k_{PD} + \angle(s+b) - [\angle(s+3.4014) + \angle(s+40)] = \pm(2q+1)180^\circ$$

$$\angle G_{2PD}(s) = \angle 244 + \angle k_{PD} + \angle(s+b) - [\angle(s+3.8212) + \angle(s+40)] = \pm(2q+1)180^\circ$$

$$\angle G_{3PD}(s) = \angle 260 + \angle k_{PD} + \angle(s+b) - [\angle(s+3.3523) + \angle(s+40)] = \pm(2q+1)180^\circ$$

$$\angle G_{4PD}(s) = \angle 264 + \angle k_{PD} + \angle(s+b) - [\angle(s+3.2776) + \angle(s+40)] = \pm(2q+1)180^\circ$$

$$s = -12.5 + 8.5274i \quad q = 0$$

Evaluando las expresiones anteriores y encontrando el valor de b:

$$\begin{aligned}\therefore b_1 &= -30.05 \\ \therefore b_2 &= -29.0443 \\ \therefore b_3 &= -30.1696 \\ \therefore b_4 &= -30.3542\end{aligned}$$

El valor de  $k_{PD}$  se encontrará a partir de la condición de magnitud:

$$\begin{aligned}|G_{1PD}(s)| &= \frac{|k_{PD}| * |s+30.05| * |76.4|}{|s+3.4014| * |s+40|} = 1 \\ |G_{2PD}(s)| &= \frac{|k_{PD}| * |s+29.0443| * |244|}{|s+3.8212| * |s+40|} = 1 \\ |G_{3PD}(s)| &= \frac{|k_{PD}| * |s+30.1696| * |260|}{|s+3.3523| * |s+40|} = 1 \\ |G_{4PD}(s)| &= \frac{|k_{PD}| * |s+30.3542| * |264|}{|s+3.2776| * |s+40|} = 1\end{aligned}$$

Se obtuvieron los siguientes valores:

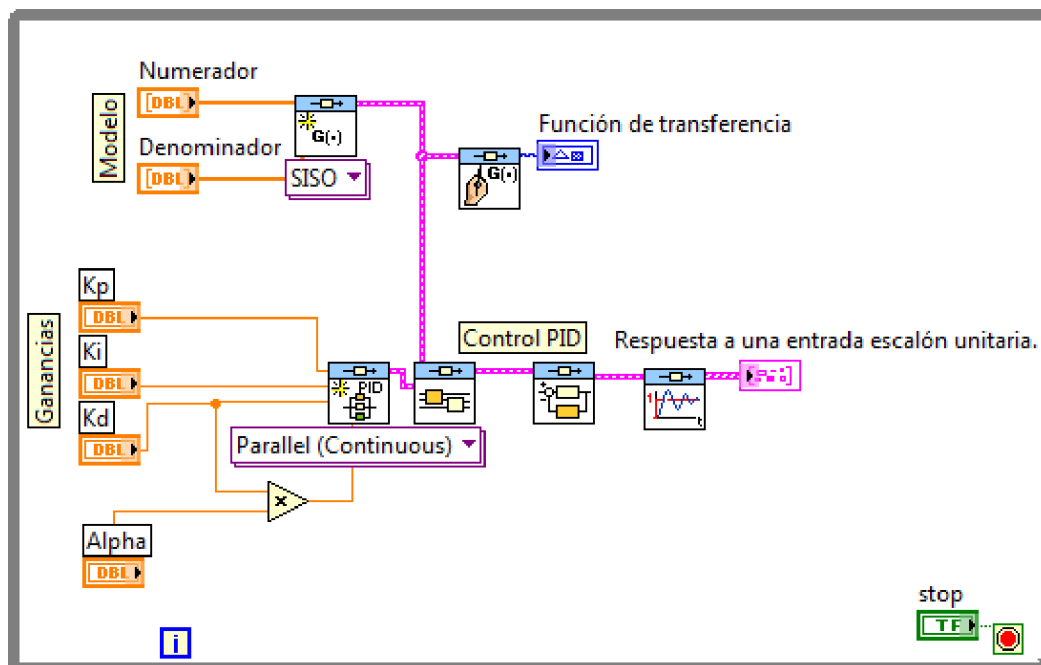
$$\begin{aligned}|k_{1PD}| &= 0.2409 \\ |k_{2PD}| &= 0.034 \\ |k_{3PD}| &= 0.0318 \\ |k_{4PD}| &= 0.0314\end{aligned}$$

Los valores de las ganancias derivativas e integrales se muestran a continuación:

$$\begin{aligned}k_{1P} &= 7.239 & k_{2P} &= 0.9875 \\ k_{1D} &= 0.2409 & k_{2D} &= 0.034 \\ k_{3P} &= 0.9594 & k_{4P} &= 0.9531 \\ k_{3D} &= 0.0318 & k_{4D} &= 0.0314\end{aligned}$$

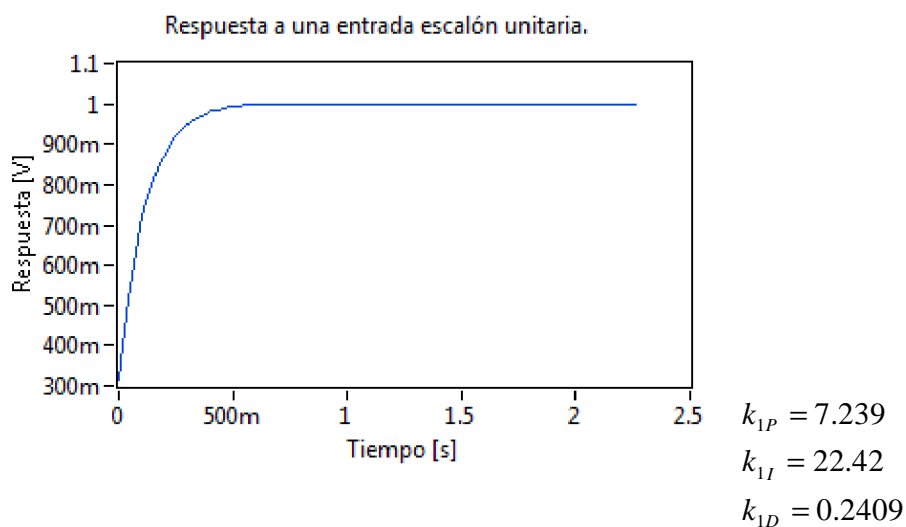
ANEXO E  
ESTIMACIÓN DE LAS FUNCIONES DE TRANSFERENCIA Y CÁLCULO DE LAS  
GANANCIAS PROGRAMADAS DEL CONTROLADOR

El programa realizado para el cálculo de la ganancia integral en base a la respuesta observada se muestra en la siguiente figura:

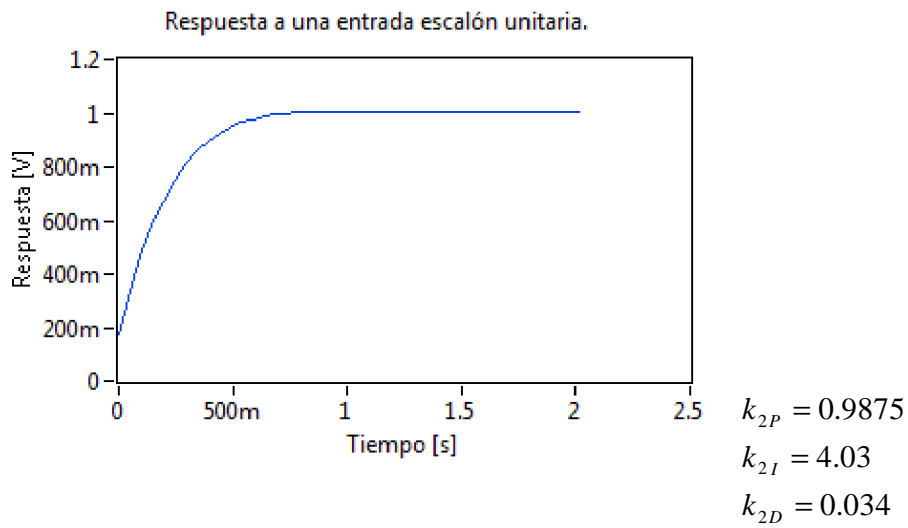


**Figura E.8** Programación realizada para el análisis visual de la respuesta obtenida con el controlador PID

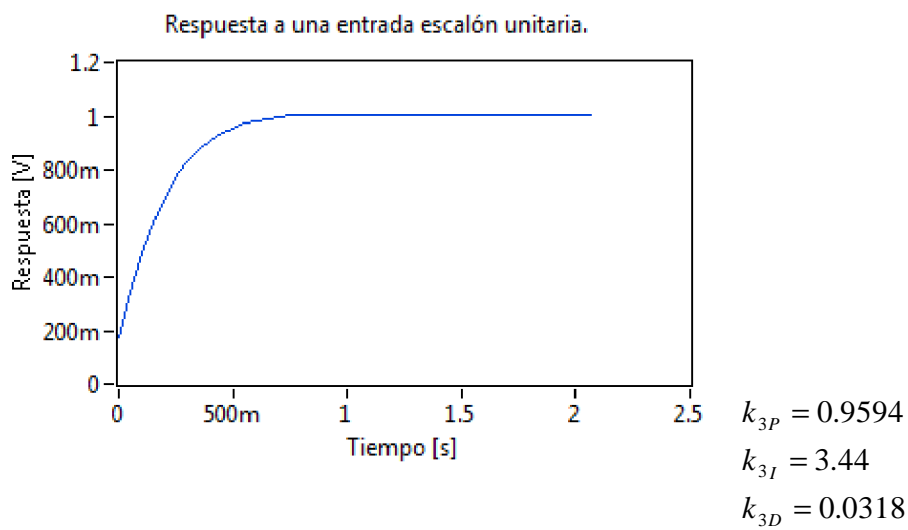
Las ganancias para el controlador PID calculadas, así como la simulación de su respuesta a una entrada escalón unitaria se muestran a continuación:



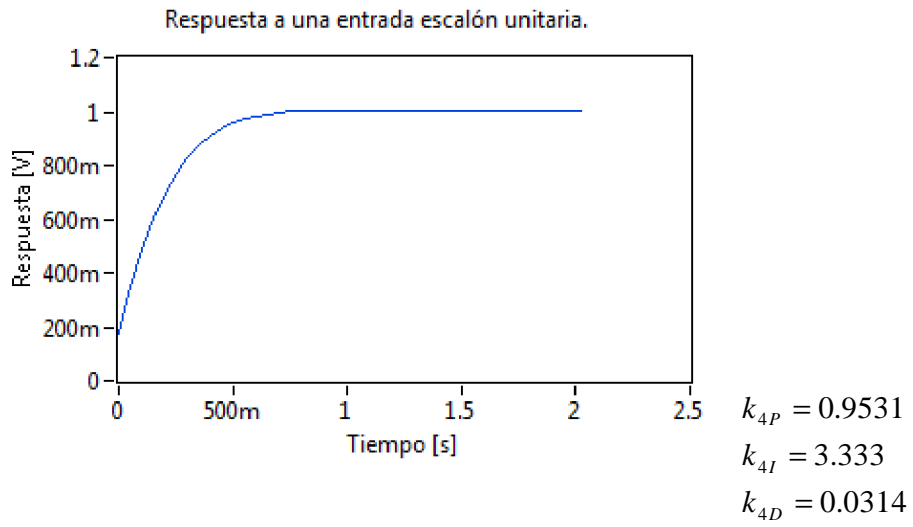
**Gráfica E. 9** Respuesta a una entrada escalón unitaria con controlador PID



Gráfica E. 10 Respuesta a una entrada escalón unitaria con controlador PID



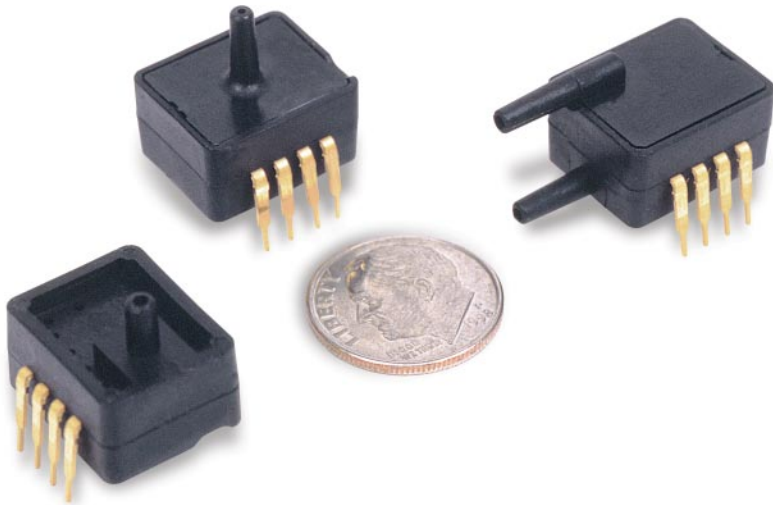
Gráfica E. 11 Respuesta a una entrada escalón unitaria con controlador PID



**Gráfica E. 12** Respuesta a una entrada escalón unitaria con controlador PID

## ASDX Series

# 0 to 1 psi through 0 to 100 psi Pressure Transducers



This ASDX series is an amplified version of SenSym ICT's proven performer and industry leading SDX series sensor. This amplified ASDX device is in a package with the slightly larger footprint as the SDX but it offers a high level (4.0 V span) output on a very cost effective basis. This family is fully calibrated and temperature compensated using an on-board ASIC. These sensors are intended for use with non-corrosive, non-ionic working fluids; such as air and dry gases.

Devices are available to measure absolute, differential, and gage pressures from 1 psi (ASDX01DN) through 100 psi (ASDX100). The absolute devices have an internal vacuum reference and an output voltage proportional to absolute pressure. Differential devices allow application of pressure to either side of the sensing diaphragm and can be used for gage or differential measurements.

All ASDX devices are accurate to within +/- 2.0%. The devices are characterized for operation from a single 5 volt supply. The sensor is designed and manufactured according to standards laid down in ISO 9001.

Contact your local SenSym ICT representative or the factory for additional details.

### APPLICATIONS

- Medical Instrumentation
- Barometry
- HVAC Controls
- Pneumatic Controls

### FEATURES

- Piezoresistive Sensor
- Precision ASIC Conditioning
- High Level Output
- Temperature Compensated



## Mass Airflow Sensors

### AWM720P1 Airflow

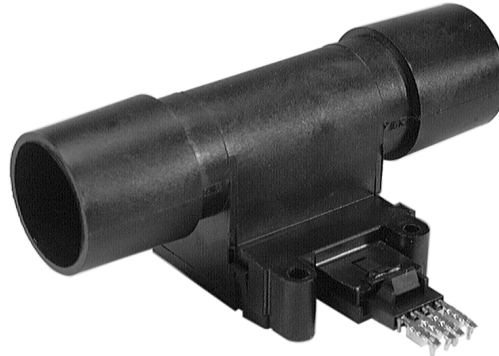
## *AWM700 Series*

#### FEATURES

- Flow tubes for ranges up to 200 SLPM
- Highly stable null and full-scale
- Compact package design
- Extremely low hysteresis and repeatability errors, less than 0.35% of reading
- Fast response time, 6 ms typical
- Low power consumption, less than 60 mW

#### TYPICAL APPLICATIONS

- Oxygen concentrators
- Oxygen conservers
- Respirators and ventilators
- Nebulizers
- Continuous positive airway pressure (CPAP) equipment
- Anesthesia delivery
- Leak detection
- Spectroscopy
- Mass flow controllers
- Telecommunication systems
- Environmental climate controls
- Fuel cell controls



AWM700 Series microbridge mass airflow sensors provide in-line flow measurement with a specially designed bypass flow housing. The sensors measure flow as high as 200 standard liters per minute (SLPM) while inducing a pressure drop of 1 inch H<sub>2</sub>O, typically. The AWM700 has a high flow range capability in a small package.

The AWM700 has a 6 millisecond response time, requires a 10 Vdc supply, but consumes only 60 mW of power. The compact plastic package withstands overpressures of 25 psi without compromising performance. The snap-in AMP compatible connector provides reliable connection. The sensor is also well suited for use in portable devices and battery-powered applications.

The AWM700 Series provides a combination of time proven reliability, high accuracy, and precision operating characteristics. This inherent accuracy over life reduces need for recalibration. AWM700 sensor circuitry performs amplification and temperature compensation.

The AWM720P1 200 LPM Mass Airflow Sensor, developed primarily for the medical ventilation market, meets the high performance requirements of many medical and analytical instrumentation applications.

#### **⚠️ WARNING**

##### **PERSONAL INJURY**

- DO NOT USE these products as safety or emergency stop devices or in any other application where failure of the product could result in personal injury.

**Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.**

#### **⚠️ WARNING**

##### **MISUSE OF DOCUMENTATION**

- The information presented in this product sheet is for reference only. Do not use this document as product installation information.
- Complete installation, operation, and maintenance information is provided in the instructions supplied with each product.

**Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.**

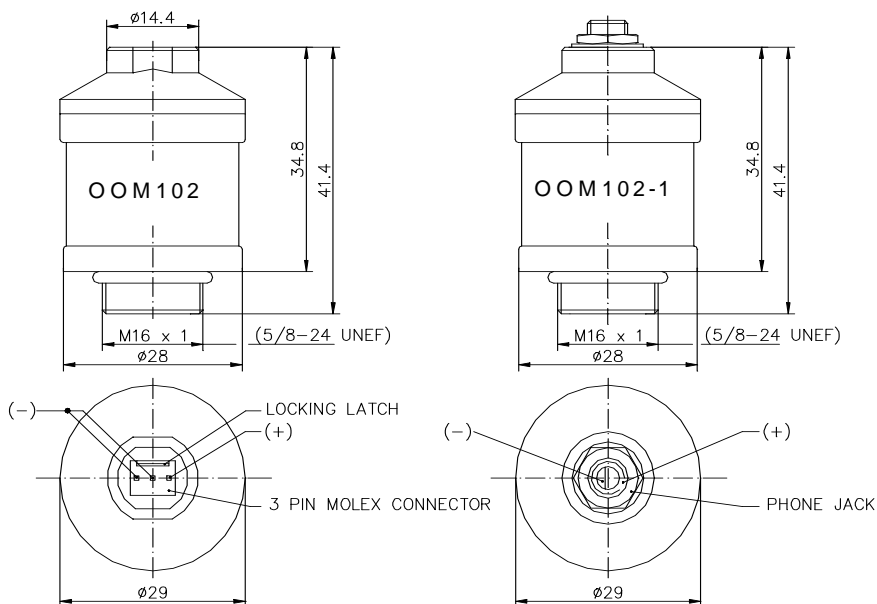
<b>Measurement Range:</b>	0-100 % oxygen
<b>Output in ambient air:</b>	9 to 14mV
<b>Electrical Interface:</b>	OOM102: 3pin (Molex 22-11-1031) OOM102-1: 3,5mm Mono Jack
<b>Accuracy and Repeatability:</b>	< 1 % vol. O <sub>2</sub> when calibrated at 100 % Oxygen
<b>Linearity error:</b>	< 3 % relative
<b>Response time:</b>	< 12sec. to 90 % of final value
<b>Zero Offset Voltage:</b>	< 200 µV in 100 % nitrogen applied after 5 min
<b>Cross Interference:</b>	< 0.5 % vol. O <sub>2</sub> response to: 10 % CO <sub>2</sub> balance N <sub>2</sub> 80% N <sub>2</sub> O balance N <sub>2</sub> 7.5% Halothane balance N <sub>2</sub> 7.5 % Isoflurane balance N <sub>2</sub> 7.5 % Enflurane balance N <sub>2</sub> 9% Sevoflurane balance N <sub>2</sub> 20% Desflurane balance N <sub>2</sub>
<b>Influence of Humidity:</b>	- 0.03 % rel. per % RH at 25°C
<b>Influence of Pressure:</b>	proportional to change in oxygen partial pressure
<b>Influence of Mechanical Shock:</b>	< 1% relative after a fall from 1m
<b>Operating Temperature:</b>	0 to 50°C
<b>Temperature Compensation:</b>	built-in NTC compensation
<b>Effect of Temperature Compensation (steady state):</b>	between +25°C and +40°C: 3 % relative error between 0 °C and +50 °C: 8 % relative error
<b>Operating Humidity:</b>	0-99 % RH non-condensing
<b>Long Term Output Drift:</b>	< 1 % vol oxygen per month typically < - 15 % relative over lifetime
<b>Storage Temperature:</b>	-20 to +50 °C
<b>Recommended Storage:</b>	+5 to +15 °C
<b>Recommended Load:</b>	≥ 10 kOhms
<b>Warm-Up Time:</b>	< 30 minutes, after replacement of sensor
<b>Nominal Sensor Lifetime:</b>	≥ 1.000.000 % vol oxygen hours
<b>Weight:</b>	approximately 28 grams
<b>Warranty Period:</b>	15 months
<b>Part No.:</b>	01-00-0019 / OOM102 01-00-0020 / OOM102-1

**Use the advantages:**

- Meet EN ISO 21647
- Designed and manufactured according to EN ISO 9001 : 2000 and EN ISO 13485 : 2003
- Accurate and reliable response
- Resistant to N<sub>2</sub>O
- Excellent signal stability
- High product quality
- Short lead times
- Technical support



All specifications are applicable at standard conditions: 1013 hPa, 25°C dry ambient air



Dimension in mm

**ENVITEC- WISMAR GMBH**

Alter Holzhafen 18  
D-23966 Wismar

Phone: +49-(0) 3841- 360 1  
Fax: +49-(0) 3841- 360 222  
E-Mail: [info@envitec.com](mailto:info@envitec.com)  
<http://www.envitec.com>

# CompactRIO High-Performance Real-Time Controllers

## NI cRIO-9012, NI cRIO-9014 **NEW!**

- Small and rugged embedded real-time controllers
- Execution target for NI LabVIEW Real-Time applications
- Reliable and deterministic operation for stand-alone control, monitoring, and logging
- 400 MHz Freescale MPC5200 real-time processor
- -40 to 70 °C operating temperature range

### Operating System

- LabVIEW Real-Time (VxWorks)

### Driver Software

- NI-RIO for reconfigurable embedded systems



Product	DRAM Memory (MB)	Internal Nonvolatile Storage (MB)	10/100BaseT/TX Ethernet Port	RS232 Serial Port	USB Port	LEDs	DIP Switches	Power Supply Input Range	Power Consumption	Backup Power Input	Remote Panel Web Server	FTP Server
cRIO-9012	64	128	✓	✓	✓	4	5	9 to 35 VDC	6 W max	✓	✓	✓
cRIO-9014	128	2000	✓	✓	✓	4	5	9 to 35 VDC	6 W max	✓	✓	✓

## Overview and Applications

The National Instruments cRIO-901x controllers feature an industrial 400 MHz Freescale MPC5200 real-time processor for deterministic and reliable real-time applications. Both embedded controllers are designed for extreme ruggedness, reliability, and low power consumption with dual 9 to 35 VDC supply inputs that deliver isolated power to the CompactRIO chassis/modules and a -40 to 70 °C operating temperature range. The cRIO-901x controllers accept 9 to 35 VDC power supply inputs on power-up and 6 to 35 VDC power supply inputs during operation, so they can function for long periods of time in remote applications using a battery or solar power.

With the 10/100 Mb/s Ethernet and serial ports, you can communicate via TCP/IP, UDP, Modbus/TCP, and serial protocols. The cRIO-901x controllers also feature built-in Web (HTTP) and file (FTP) servers. For additional storage capability, cRIO-901x controllers have a full-speed USB host port to which you can connect external USB-based storage media (flash drives and hard drives) for embedded logging applications requiring additional storage. Also, there is a fault-tolerant file system embedded in cRIO-901x controllers that provides increased reliability for data logging.

CompactRIO real-time controllers connect to any 4 or 8-slot cRIO-910x reconfigurable chassis. The embedded FPGA in the chassis controls each I/O module and passes data to the controller through a local PCI bus using built-in communications functions.

## Embedded Software

The cRIO-901x controllers run the National Instruments LabVIEW Real-Time Module on the Wind River VxWorks real-time operating system (RTOS) for extreme reliability and determinism. You can now use the leading VxWorks RTOS technology to quickly design, prototype, and deploy a customizable COTS embedded system using NI LabVIEW graphical programming tools.

### Ordering Information

NI cRIO-9012 .....	779563-01
NI cRIO-9014 .....	779564-01

### Accessories

NI 9978 (4-pos screw-terminal power supply plugs, quantity 5).....	196938-01
NI 9979 (strain relief kit for 4-pos power connector) .....	196939-01

### BUY NOW!

For complete product specifications, pricing, and accessory information, call 800 813 3693 (U.S.) or go to [ni.com/compactrio](http://ni.com/compactrio).

