



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

“DISEÑO MECÁNICO Y VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO
DE UN VENTILADOR MECÁNICO PARA TERAPIA INTENSIVA”.

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA:

LUIS ALBERTO CANALES MEZA

DIRECTOR DE TESIS

ING. HUMBERTO MANCILLA ALONSO



MÉXICO, 2009



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A quien me ha dotado de capacidad para recorrer el camino de la vida.

A mi familia por ser los cuatro pilares en los cuales yo he crecido.

A mi compañera en el amor por ser quien es.

A mis amigos por estar ahí y verme crecer.

A la UNAM, mi alma mater, por haberme cobijado en sus aulas durante estos años.

A la Facultad de Ingeniería por brindarme las herramientas para poner en alto su nombre.

A todos los profesores que me han ofrecido sus conocimientos sin pedir nada a cambio.

A quien depositó su confianza en mí para realizar este trabajo.

A mi director de tesis por ofrecerme sus conocimientos, su paciencia y su amistad.

A todos ustedes GRACIAS.

I. INTRODUCCIÓN.....	3
II. PLANTEAMIENTO.....	4
III. ANTECEDENTES.	5
1. DISEÑO CONCEPTUAL	10
1.1 DE LOS REQUERIMIENTOS A LA ESPECIFICACIONES.	11
1.2 ANÁLISIS DE FUNCIONES.	12
1.3 DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE GASES.	15
1.3.1 Análisis de funciones del sistema de acondicionamiento de gases.	15
1.3.2 Configuración del sistema de acondicionamiento de gases.....	16
1.3.3 Componentes del sistema de acondicionamiento de gases.....	19
1.4 DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE SENSADO.	22
1.4.1 Análisis de funciones del sistema de sensado.	22
1.4.2 Configuración del sistema de sensado.....	24
1.4.3 Componentes del sistema de sensado.....	25
1.5 DISEÑO CONCEPTUAL PARA VALIDACIÓN.	27
2. DISEÑO DE DETALLE.....	33
2.1 ARREGLO GENERAL.	34
2.2 CÁLCULOS Y ANÁLISIS DE ELEMENTOS MECÁNICOS.....	36
2.3 CÁLCULOS Y ANÁLISIS PARA EL SISTEMA DE SENSADO.....	45
2.4 IMPLEMENTACIÓN DE PRUEBAS PARA VALIDACIÓN.....	48
3. ENSAMBLE.....	52
4. VALIDACIÓN.....	56
CONCLUSIONES.	61
GLOSARIO.	63
ANEXO 1. MATRIZ DE CORRELACIÓN.....	64
ANEXO 2. COMPONENTES NEUMÁTICOS Y ELECTROMECAÓNICOS	66
ANEXO 3. COMPONENTES DEL SISTEMA DE SENSADO	74
ANEXO 4. PLANOS DE FABRICACIÓN.....	79
ANEXO 5. PROGRAMACIÓN.....	100
BIBLIOGRAFÍA.	109

I. Introducción.

El presente trabajo se desarrolla en el marco del proyecto sectorial de salud, Salud-2004-CO11-114 del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología y muestra la metodología que se ha seguido para el diseño de un ventilador mecánico que será utilizado en salas de cuidados intensivos.

El trabajo describe las características y objetivos de la ventilación mecánica basada en la mecánica del sistema respiratorio y en el análisis de los sistemas que logran simular las fases de inspiración y espiración de un ser humano, en el primer capítulo de este trabajo se describirán los modos de ventilación mecánica y las formas como se ha tratado de resolver esta difícil tarea, también se encontrarán los sistemas que logran llevar a cabo la ventilación mecánica.

El capítulo dos muestra el análisis de las funciones que debe de cumplir cada uno de los sistemas involucrados al mismo tiempo que se generan diferentes propuestas que lograrán llevar la mezcla de gases hacia los pulmones del paciente en la fase de inspiración y recibir los gases provocados por la fase de espiración haciendo uso de elementos neumáticos, electromecánicos y elementos que logren medir las variables físicas tales como flujo inspiratorio, volumen inspiratorio y presión en las vías aéreas.

El tercer capítulo de este documento muestra el ensamble general propuesto para este diseño así como los análisis matemáticos a los elementos que lo requieren, también se verá a detalle las pruebas propuestas para la validación del equipo.

Por último se presentarán los resultados obtenidos de la fase de ensamble de cada uno de los elementos que componen el diseño así como los resultados de la etapa de validación.

II. Planteamiento.

La ventilación mecánica es un tratamiento de soporte vital que surge a partir de la necesidad de brindar asistencia respiratoria a pacientes que no pueden hacerlo por su propia cuenta o que necesitan mantener un nivel de oxigenación adecuado en la sangre. El ventilador mecánico también llamado ventilador, respirador o máquina de respirar es utilizado en la mayoría de los casos cuando los pacientes son ingresados en una unidad de cuidados intensivos necesitando el apoyo o asistencia respiratoria debido al padecimiento de una enfermedad.

En la actualidad el área médica mexicana cuenta con ventiladores mecánicos provenientes de compañías extranjeras como Hamilton Medical, Avea, Bear etc., debido al costo elevado y el incremento en el uso de estos equipos se ha generado un problema de abastecimiento de estos equipos por lo que se requiere generar diseños de ventiladores mecánicos apoyados principalmente en la ingeniería mexicana. Con el desarrollo de este trabajo se busca generar una propuesta que logre acercarse al diseño final de un ventilador mecánico, para esto se han propuesto algunos objetivos a cumplir y que serán evaluados el final de este trabajo.

Como primer objetivo se buscará dar solución a los sistemas que están involucrados en la ventilación mecánica, para esto será necesario definir las características y funciones de cada uno de estos sistemas.

El segundo objetivo es proponer un diseño que logre acercarse lo más posible al producto final lo cual se verá materializado en la fabricación de un prototipo funcional.

Finalmente se realizarán pruebas de validación a algunos sistemas con el propósito de mostrar su comportamiento y así mismo tener la certeza de que las soluciones propuestas serán capaces de llevar a cabo la ventilación mecánica.

III. Antecedentes.

En el paso de la historia de la medicina se ha resuelto la Ventilación Mecánica con base en dos principios físicos, uno de estos es la ventilación con presión negativa que se define como un método ventilatorio en el cual, la superficie torácica y a veces también el abdomen, se expone a una presión subatmosférica durante la inspiración causando la expansión de la caja torácica provocando un gradiente de presión negativa con respecto a la boca y así se inicia un flujo aéreo hacia los alvéolos produciendo la inspiración; la espiración se produce de forma pasiva por acción de la presión elástica del aparato respiratorio, al cesar la acción de la presión subatmosférica. Una de las primeras descripciones de un dispositivo ocupando este principio de ventilación fue llamado pulmón de acero desarrollado por Woillez en 1876^[1]; en el cual la presión negativa se proporcionaba accionando un gran fuelle acoplado a un tanque en donde se encontraba el paciente (Figura 1).

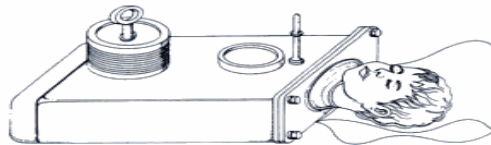


Figura 1. Pulmón de acero de Woillez

Por otro lado la ventilación con presión positiva consiste en crear un gradiente de presión desde el acceso de la vía aérea hasta los alvéolos. Esto genera un flujo de aire hacia el interior de la vía aérea, produciendo con ello la inspiración; el flujo inspiratorio cesa dependiendo de las características propias de cada ventilador. Una vez cesada la inspiración, se inicia la espiración de forma pasiva, por la acción de la presión elástica del aparato respiratorio. Dependiendo del tipo de ventilador, la inspiración estará iniciada, limitada y ciclada mediante presión, flujo, volumen o tiempo.

En los últimos años los objetivos de la ventilación mecánica se han perfilado a cumplir dos tipos de tareas, las tareas fisiológicas y las tareas clínicas, dentro de las tareas fisiológicas podemos mencionar el manejo o apoyo para el intercambio de gases a nivel pulmonar, aumento del volumen pulmonar y manejo o disminución del trabajo pulmonar, mientras que en las tareas clínicas se busca permitir la sedación y el bloqueo pulmonar, estabilizar la pared torácica, mejorar el intercambio de gas a nivel pulmonar, aliviar la dificultad respiratoria y alterar la relación presión/volumen por mencionar algunas.

Muy frecuentemente los pacientes que requieren asistencia respiratoria necesitan medicación broncodilatadora, el método para administrar los medicamentos por esta vía es el llamado nebulizador de pequeños volúmenes, el cual funciona gracias a una salida extra con la que cuentan algunos ventiladores mecánicos, esta salida extra es capaz de brindar una pequeña cantidad de volumen el cual logra que el medicamento broncodilatador se evapore y llegue al circuito que lleva los gases al paciente^[2].

Los sistemas básicos con los cuales se ha tratado de resolver la difícil tarea de sustituir la mecánica respiratoria se describen a continuación^[3]:

Sistema de potencia eléctrica: Este sistema tiene la tarea de accionar los mecanismos que guiarán los gases a los pulmones del paciente.

Sistema de potencia neumática: Deberá insuflar los pulmones tomando en cuenta las exigentes condiciones en las que deben de ser suministrados los gases (gas presurizado).

Sistema de control: Este sistema tiene la tarea de reemplazar o aumentar de la manera más natural posible la función de respirar basándose en la medición de las variables involucradas en la ventilación.

Sistema de sensado: Medir las variables físicas involucradas en la ventilación y que serán utilizadas por el sistema de control y mostradas en el sistema de interfaz y operación.

Sistema de salida: Exportará los gases al paciente.

Sistema de interfaz y operación: Indicará al operario los patrones de onda ofreciendo también la facilidad de poder controlar las variables involucradas en todo tiempo que el paciente esté siendo ventilado y revisar el estado interno del ventilador.

El principio de funcionamiento de un ventilador de presión positiva es generar un flujo de gas en las vías aéreas del paciente y controlar tanto la dirección y magnitud del flujo, como su presión y mezcla de gases. Puede controlar la duración de las fases de inspiración y espiración y monitorear diversos parámetros durante las mismas, además un ventilador cuenta con sistemas de alarmas que alertan al operador de fallas en el funcionamiento o cambios en la condición del paciente, el diagrama básico se puede ver la Figura 2.

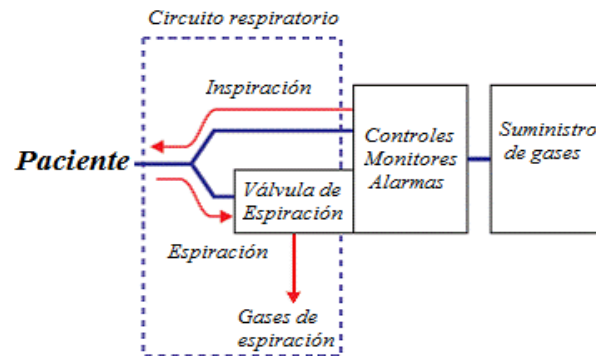


Figura 2. Diagrama que muestra el funcionamiento básico de la ventilación mecánica mediante presión positiva.

Por otro lado el cambio de dirección del flujo de gas es posible gracias a la actividad muscular, que al modificar el gradiente de presión cambia los volúmenes pulmonares ya que la caja torácica y el pulmón son estructuras elásticas, los diferentes movimientos tanto de la caja torácica como del pulmón pueden traducirse en ^[3]:

a. Inspiración: Se contraen el diafragma y los músculos intercostales, el tamaño de la cavidad torácica aumenta, lo que provoca: un aumento del volumen y una disminución de la presión, causando la entrada de aire en los pulmones.

b. Espiración: Los músculos inspiratorios se relajan, disminuye el tamaño de la cavidad torácica por lo que también disminuye el volumen y aumenta la presión, provocando la salida del aire.

En el ventilador este cambio de fases se realiza al alcanzarse ya sea una presión, un flujo o un volumen determinados por el médico tratante. Esto hace que la ventilación mecánica se clasifique en función del mecanismo de ciclado o sistema por el que cesa la inspiración e inicia la fase espiración pasiva, a continuación se muestra dicha clasificación^[3]:

a. Ciclados por presión: Cuando se alcanza una presión prefijada en las vías aéreas se abre la válvula espiratoria y cesa el flujo inspiratorio. Generan baja presión y pequeña resistencia interna. Su principal inconveniente está en que cuando varían las características mecánicas del paciente (*Compliance*, resistencia) cambia el volumen entregado. La mayoría de ellos vienen calibrados en cm de H₂O, para establecer la duración de la fase inspiratoria se utiliza el control de flujo inspiratorio el cual viene regulado en litros por minuto, teniendo en cuenta que esta no debe ser de mas duración que la fase espiratoria.

b. Ciclados por volumen: Se finaliza la insuflación cuando se ha entregado el volumen programado. Genera alta presión y elevada resistencia interna para proteger al pulmón. En estos equipos el factor determinante del paso de inspiración a espiración es el volumen prefijado. Este control de volumen inspiratorio a su vez está relacionado con el regulador de flujo inspiratorio, el cual funciona de manera similar al de los ventiladores ciclados por presión. Su inconveniente es que si cambian las características mecánicas del paciente (aumento ó disminución de *distensibilidad*), se produce un aumento de la presión intratorácica ocasionando riesgo de barotrauma.

c. Ciclados por tiempo: Se mantiene constante el tiempo inspiratorio, variando por tanto el volumen que se entrega y la presión que se genera. En este tipo de ventiladores, el paso de la inspiración a la expiración está determinado por el mando que regula la duración del tiempo inspiratorio. El funcionamiento de este es independiente, de la presión o volumen alcanzado y su manejo se lleva a cabo conjuntamente con los controles de flujo y limite de la presión inspiratoria. A un tiempo inspiratorio fijo, un aumento de flujo inspiratorio causaría un aumento del volumen corriente y viceversa. Al limitar la presión inspiratoria en un ventilador ciclado por tiempo, en el momento que alcanzase este límite de presión no se suministrará mas volumen al paciente, pero el ciclado a espiración solo se hará cuando se alcanza el tiempo inspiratorio prefijado.

d. Ciclados por flujo: El paso a la fase espiratoria ocurre cuando el flujo cae por debajo de un valor determinado. Su inconveniente es que pueden no entregarse volúmenes suficientes y no alcanzar frecuencias respiratorias adecuadas.

El estudio de la mecánica de la respiración consiste de modo esencial en la búsqueda de modelos simples, pero útiles, del comportamiento mecánico del aparato respiratorio. De manera conceptual el aparato respiratorio más o menos complejo es representado por un modelo gráfico simple (por ejemplo, un popote conectado a un globo). Este modelo es análogo a un circuito eléctrico en donde la distensibilidad es análoga a la capacitancia, la resistencia al flujo se identifica con la resistencia eléctrica y la presión es análoga a una fuente de voltaje. La similitud entre el modelo físico y el eléctrico (Figura 3) permite usar modelos matemáticos de la ingeniería eléctrica y sustituir presión, volumen y flujo por voltaje, carga y corriente, respectivamente.

El análisis de la interacción ventilador-paciente basado en el modelo matemático, indica el uso indicado de la palabra asistir o soportar, desde la perspectiva de la ecuación de movimiento, cada vez que la presión de las vías respiratorias está por encima del valor inicial durante la inspiración, el ventilador ejerce un trabajo sobre el paciente. De esta manera se dice que la respiración es asistida, independientemente de las otras características que tiene la respiración.

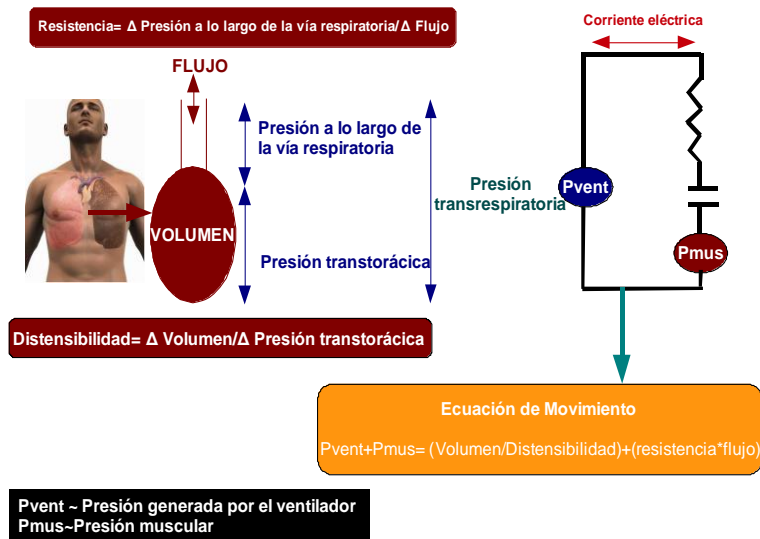


Figura 3. Sistema respiratorio representado análogamente por un circuito eléctrico.

De acuerdo a la ecuación de movimiento obtenida de la representación análoga del sistema respiratorio el dato más importante es que cualquier tipo de ventilador solo puede controlar una variable a la vez: presión, volumen o flujo. Por tanto se puede pensar que el ventilador es simplemente una máquina que controla el patrón de onda de uno de los siguientes parámetros: la presión de la vía respiratoria, el volumen inspiratorio o el flujo inspiratorio, las gráficas mostradas en la Figura 4 son las salidas de onda durante las fases de inspiración y espiración para un modo de ventilación controlado por volumen y controlado por presión.

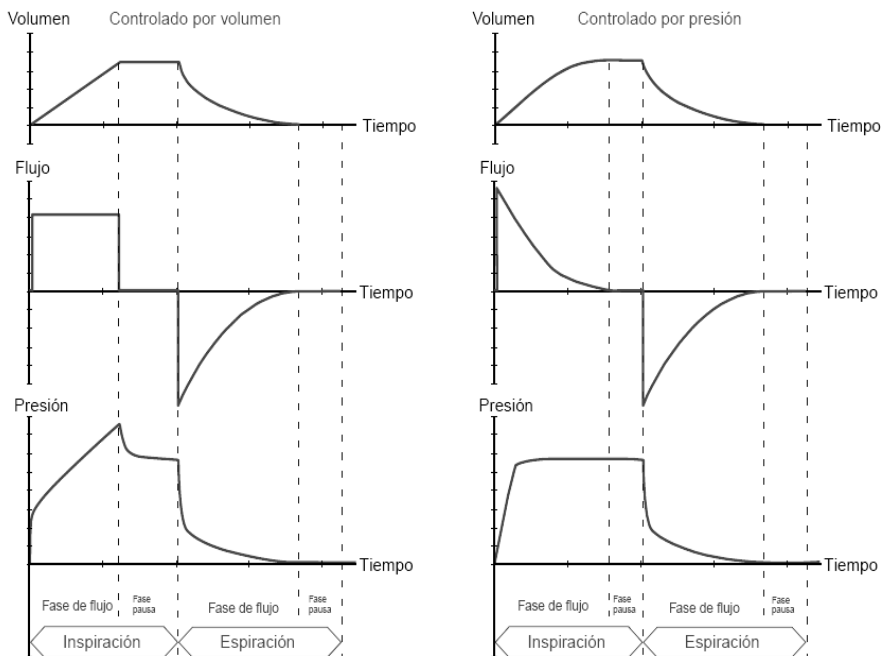


Figura 4. Gráficas de volumen, flujo y presión cicladas por volumen (derecha) y controladas por presión (izquierda).

El antecedente más cercano (Figura 5) al desarrollo de este trabajo es el realizado por alumnos del Instituto Politécnico Nacional (IPN) de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnología Avanzadas^[4] (UPIITA) donde se obtuvo una configuración que demostraba que los elementos neumáticos, electromecánicos y de sensado podrían ser utilizados en el diseño final del ventilador mecánico, es por eso que durante el desarrollo de este diseño se intentará ocupar la mayor parte de los elementos utilizados previamente.

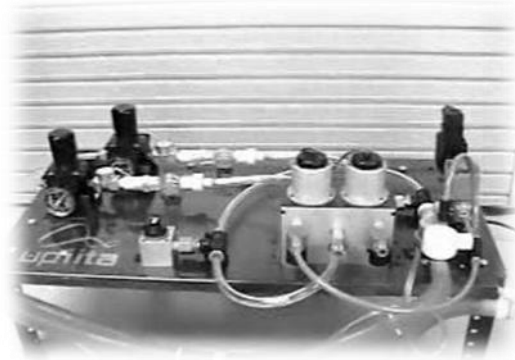


Figura III.5. Prototipo del Ventilador Mecánico realizado por alumnos de UPIITA.

Algunos de los elementos ocupados y que podrían ser tomados en cuenta en la nueva configuración son: reguladores de presión, válvulas antirretorno, un conjunto de válvulas proporcionales, electroválvulas, válvula proporcional, sensor de oxígeno, sensores de presión diferencial, neumotacógrafos, racores y algunos conectores de Nylamid (Figura 6).

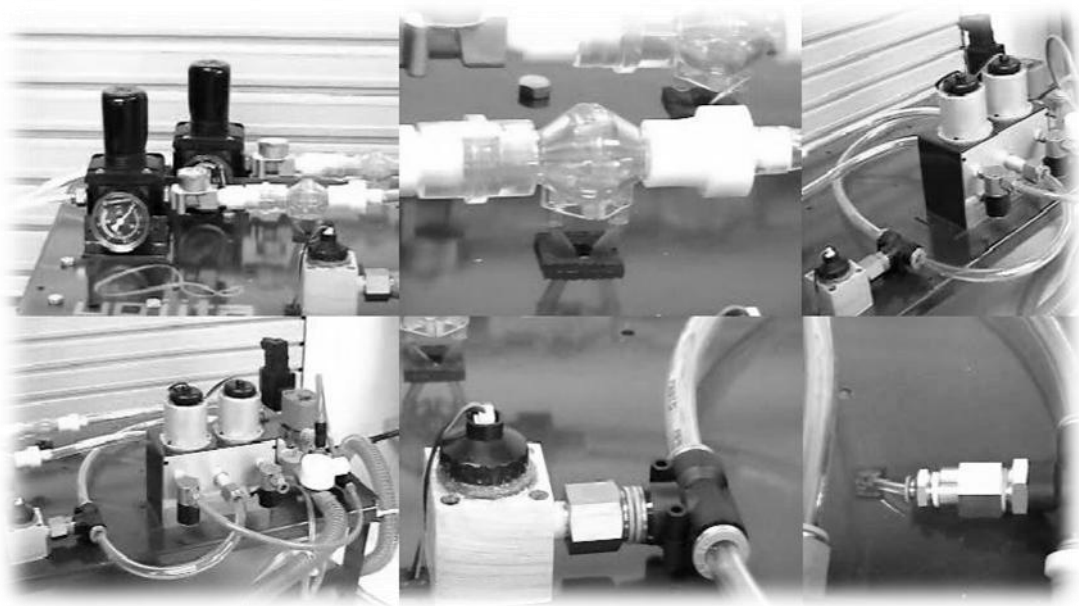
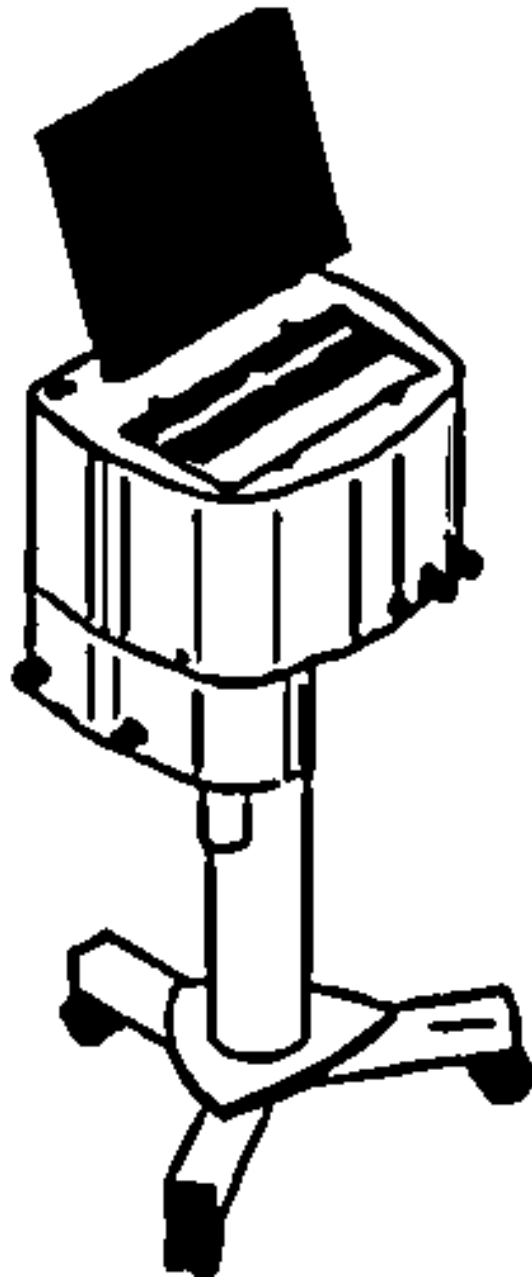


Figura 6. Elementos ocupados en la configuración anterior.



1. Diseño conceptual

En esta fase del diseño del ventilador mecánico se buscará dar soluciones a los requerimientos del producto y a las funciones de cada uno de los sistemas que compondrán al ventilador pulmonar además de que se propondrá un modelo final del producto.

1.1 De los requerimientos a la especificaciones.

Durante la primera etapa del desarrollo de este proyecto se han generado fuentes de información que serán de mucha utilidad durante los pasos a seguir. Se sabe cuales son los principales sistemas que componen a un ventilador mecánico y ahora para completar esta información nos basaremos también en los requerimientos del proyecto.

El requerimiento para este ventilador mecánico es utilizar el principio de ventilación mecánica por presión positiva, en donde las variables posibles a controlar sea el flujo inspiratorio, la presión en las vías aéreas o el volumen inspiratorio y el cambio de fases este dado por la presión o el volumen como la hacen la mayoría de los ventiladores mecánicos.

Se requiere una fácil operación para el usuario tomando siempre en cuenta que este equipo es un auxiliar de soporte de vida, no se requiere que sea un equipo totalmente portátil pero que si sea fácil de transportar.

Es importante que desde un monitor se puedan controlar algunas de las variables involucradas en el proceso de ventilación y que en este mismo se pueda observar la evolución de las diferentes gráficas, datos, y alarmas.

Los gases tendrán que ser regulados, filtrados y mezclados y hasta el momento no se tiene la idea de combinarlos con algún medicamento o sustancia química aunque podría tenerse en cuenta para aplicaciones de este tipo en un futuro, también es necesario que se puedan medir las variables físicas involucradas en la ventilación mecánica en puntos clave tratando de llegar a un ventilador de tipo no invasivo, estas variables deberán de mostrarse sobre la pantalla y al mismo tiempo serán ocupadas en la parte de control.

Algo muy importante dentro del diseño de este ventilador mecánico es que se deberán de utilizar; tanto como sea posible, los componentes ya existentes y ocupados en la composición anterior, finalmente se pide que el diseño sea ergonómico y brinde al usuario confiabilidad y una buena estética.

Con el fin de agrupar y mostrar de manera ordenada las tareas necesarias que se deben de cumplir para satisfacer los requerimientos del cliente se muestra el siguiente árbol de objetivos (Figura 1.1).

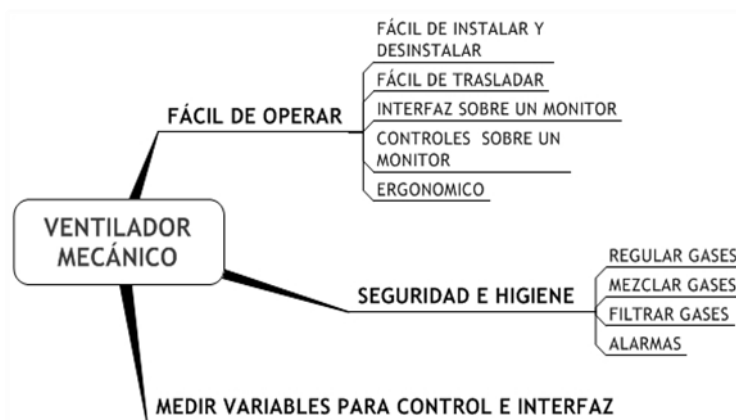


Figura 1.1. Árbol de objetivos acerca de los requerimientos del proyecto.

En esta etapa se ha desarrollado una matriz de correlación la cual se muestra en el Anexo 1, esta matriz relaciona los objetivos con la forma en que nosotros podremos comprobar el cumplimiento de estos objetivos además de ver la manera en que se relacionan entre ellos y poder hacer un análisis sobre éste para visualizar en cuál de ellos se deberá poner más atención.

De los resultados obtenidos en la matriz de correlación se observa que las especificaciones que van enfocadas a la parte de seguridad e higiene tienen más importancia sobre la parte de operación aunque no debemos dejar de lado la parte de medición de variables físicas que serán de suma importancia en la fase de control.

Estas serían las condiciones de frontera que definirán el producto; sin embargo, por otro lado tenemos otras condiciones, que igualmente, se deberán cumplir, estas condiciones van más relacionadas con variables físicas de los gases que serán introducidos al paciente, en la Tabla 1.1 se presentan algunos valores que deberán ser tomados en cuenta.

Tabla 1.1 Parámetros a considerar dentro de las especificaciones para el diseño ^[3].

Variable	Valores
Presión en vías aéreas	5 a 60 [cm H ₂ O]
Flujo inspiratorio	20 a 120 [L/min]
Volumen Tidal o volumen corriente	5 a 12 [ml/Kg]
Frecuencia respiratoria	12 a 24 [rpm]
Relación Inspiración: Espiración	1:2
Porcentaje de oxígeno en la mezcla de gases	21% a 100%

Una vez definido los límites de diseño de este ventilador mecánico pasaremos a la etapa donde definiremos las tareas que deberá de cumplir cada uno de los sistemas involucrados en este diseño.

1.2 Análisis de funciones.

En los antecedentes se definió que un ventilador mecánico se compone principalmente de seis sistemas, el sistema de potencia eléctrica, sistema de potencia neumática, sistema de control, sistema de sensado, el sistema de salida y un sistema de interfaz y operación, a continuación (Figura 1.2) se muestra de una manera más detallada la relación existente en estos sistemas y como entre algunos sistemas existen bloques, que en este caso llamaremos subsistemas, que acondicionan las señales que entregarán o que recibirán otros sistemas.

En la parte superior de la Figura 1.2 se muestran las entradas al ventilador, como primer entrada tenemos un bloque que fue nombrado como “Gases” que se refiere a los gases (aire y oxígeno) provenientes de las instalaciones del hospital, estos gases entrarán al ventilador por medio del “Sistema de potencia neumática” que será el sistema que reciba los gases presurizados, después de que los gases pasen esta etapa estos entrarán al “Sistema de acondicionamiento de gases” en donde estos serán llevados a las condiciones indicadas por el sistema de control, una vez realizada esta tarea los gases saldrán del ventilador a través del “Sistema de salida” y proporcionaran la “Mezcla de gases” requerida por el paciente.

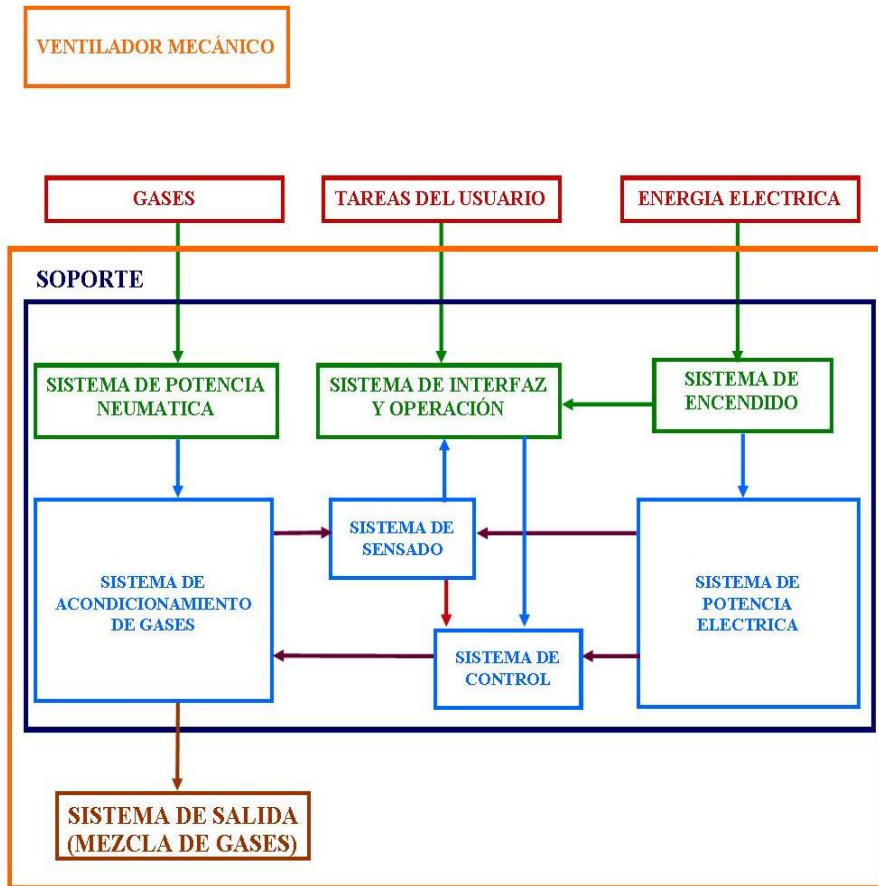


Figura 1.2 Conexión entre sistemas involucrados en la ventilación mecánica.

Como segunda entrada están las “Tareas del usuario”, esta entrada será la que nos indique las condiciones necesarias de los gases que serán suministrados al paciente, para esto requerimos de un sistema llamado “Sistema de interfaz y operación” que será capaz de transformar dichas tareas en información que sea entendida por el “Sistema de control”, una vez obtenidas, ó no, las condiciones de ventilación requerida el “Sistema de sensado” enviará esta información al “Sistema de interfaz y operación”.

Por último está una entrada de “Energía eléctrica” que suministrará la energía necesaria al ventilador mecánico para que este pueda operar, para esto necesitamos de un “Sistema de encendido” que llevará la energía al “Sistema de potencia eléctrica” que distribuirá de la manera más adecuada la energía a las sistemas o subsistemas que así lo requieran.

Todos estos sistemas estarán sobre un “Sistema de soporte” que mantendrá a todos los demás sistemas y elementos en su posición además de que los protegerá del ambiente y le dará robustez y forma al ventilador mecánico.

Cabe mencionar que en el desarrollo de este proyecto se dejará a un lado el sistema de control, ya que esta será la etapa final de este proyecto la cual se desarrollará al final de esté una vez que se haya realizado todo el diseño y arreglo general del ventilador, para poder llegar a esta etapa será necesario validar todos los demás sistemas que compondrán a este ventilador lo cual se desarrollará en este trabajo.

Una actividad muy importante dentro del desarrollo de este ventilador fue dar una aproximación muy cercana a lo que sería el diseño final del producto para tenerle presente durante todo el desarrollo, para esto se han generado diferentes bosquejos acerca de la geometría del ventilador y de la distribución de los sistemas, a continuación se muestran algunos de estos bosquejos.

Como primer propuesta está la mostrada en la Figura 1.3, este modelo ofrece una geometría muy sencilla que cumpliría con las funciones necesarias, brindando un espacio suficiente para todos los sistemas requeridos, sin embargo, este modelo no cumpliría con algunos requerimientos del proyecto como la estética.

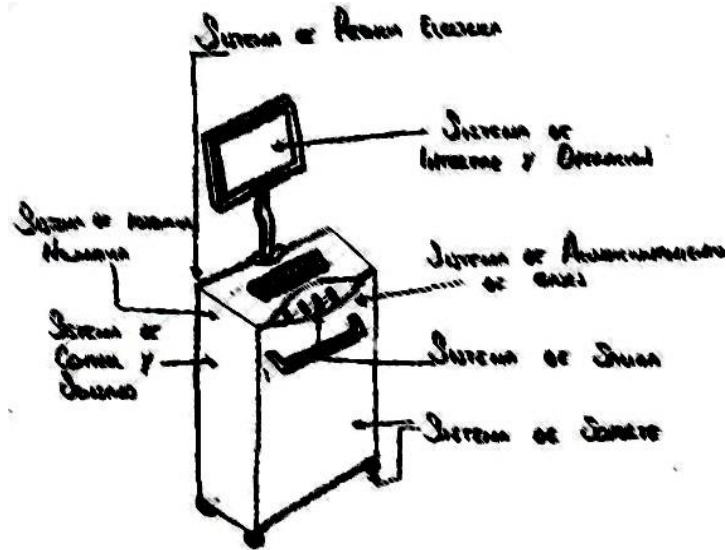


Figura 1.3 1° Propuesta para producto final.

El segundo bosquejo es el mostrado en la Figura 1.4, este modelo muestra una apariencia más estética, mejor que el de la primera propuesta, sin embargo el espacio para incluir los sistemas no es suficiente y la geometría se vería muy afectada conforme fuera avanzando el proyecto.

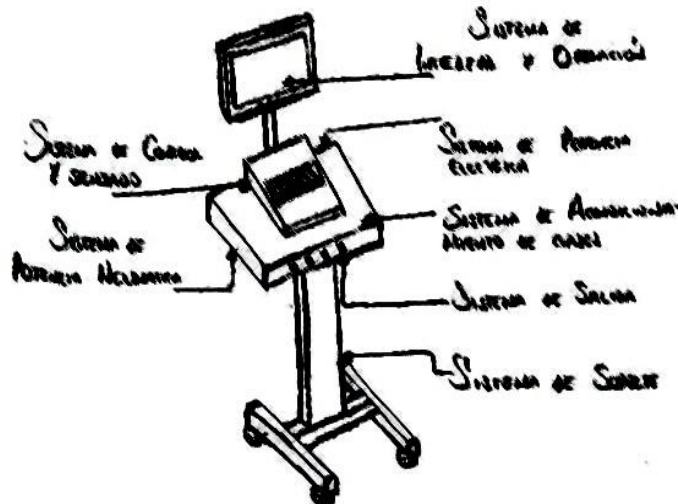


Figura 1.4 2° Propuesta para producto final.

La tercer propuesta realizada es la que se muestra en la Figura 1.5 es la que brinda una buena estética ya que lo geometría la da cierta robustez al ventilador lo que da como resultado brindarle al operador confiabilidad, por otro lado el espacio mostrado es suficiente para poder incorporar todos los sistemas dentro siempre y cuando se elija una composición menos voluminosa.

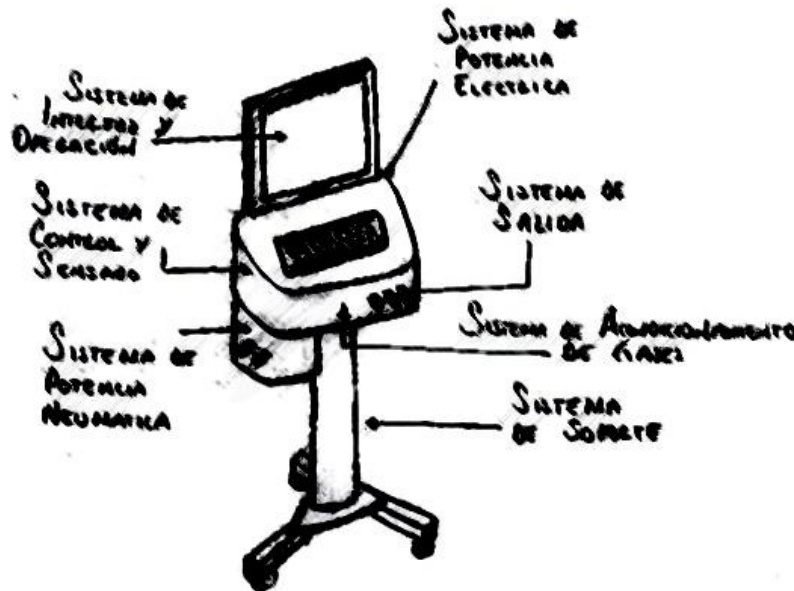


Figura 1.5 3ª Propuesta para producto final.

Una vez elegida la propuesta que seguiremos durante el desarrollo daremos paso a analizar cada uno de las tareas que deberá realizar cada sistema y darle forma a la solución de funciones requeridas.

1.3 Diseño conceptual del sistema de acondicionamiento de gases.

1.3.1 Análisis de funciones del sistema de acondicionamiento de gases.

Para poder ventilar de manera adecuada es necesario llevar los gases a condiciones que puedan ser aprovechadas al 100% sin causar daños en el paciente, para poder realizar dicho acondicionamiento de gases nos ayudaremos de elementos neumáticos, mecánicos o electromecánicos que puedan realizar las funciones requeridas, es por eso que esta sección perteneciente al diseño conceptual se definirán las funciones que se refieren a la parte mecánica. El diagrama siguiente (Figura 1.6) muestra las funciones que deberán de realizar el “Sistema de potencia neumática” y el “Sistema de acondicionamiento de gases”.

En el diagrama de la Figura 1.6 se observa el “Sistema de potencia neumática” que necesitará de un dispositivo que pueda regular la presión de los gases provenientes de las instalaciones del hospital que oscila en un intervalo de 50[psi] a 80 [psi] a una presión conveniente para poder introducir los gases al paciente en donde la presión mínima dentro de los pulmones está entre los 15 [cmH₂O] a 17 [cmH₂O];

por lo tanto es necesario regular los gases a una presión que permita alcanzar con facilidad una presión en las vías aéreas de 20[cmH₂O] a 60[cmH₂O] dependiendo de las características físicas y patológicas del paciente^[3].

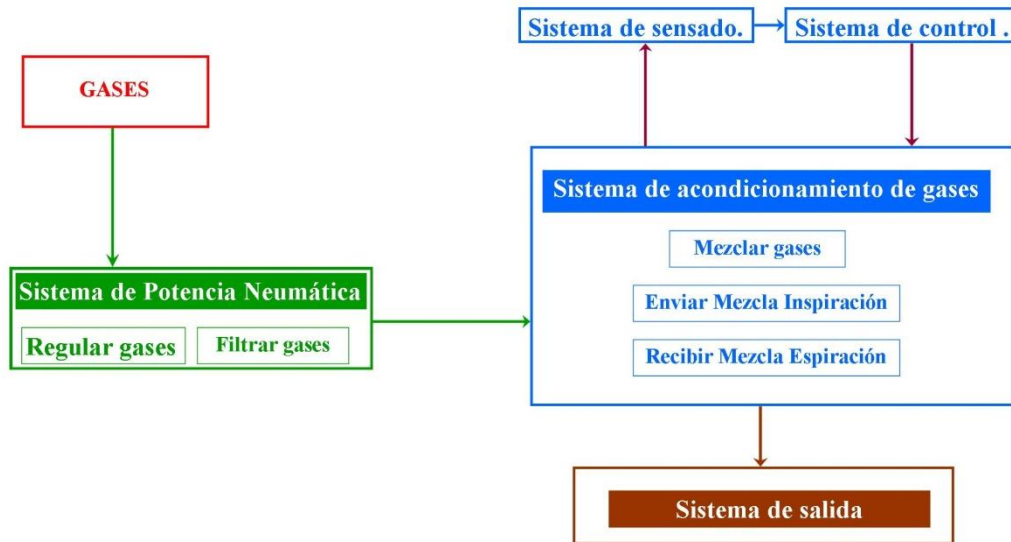


Figura 1.6. Diagrama de funciones de los sistemas de potencia neumática y sistema de acondicionamiento de gases.

Una vez regulados los gases habrá que asegurarse de filtrar las partículas que puedan venir dentro de los gases con el propósito de introducir la mezcla de gases a los pulmones del paciente de la manera más pura que sea posible, el filtrado de estas partículas deberá de ser no mayor a 5[μm]^[4], después de que los gases han sido regulados y filtrados el “Sistema de acondicionamiento de gases” mezclará el aire y el oxígeno tomando en cuenta la mezcla solicitada por el operador, obtenidas las condiciones de los gases este sistema dirigirá la mezcla de gases a las vías aéreas del paciente y consecuentemente recibirá los gases provocados por la fase de espiración.

1.3.2 Configuración del sistema de acondicionamiento de gases.

Una vez obtenida las funciones a realizar por parte de los “Sistemas de potencia neumática” y el “Sistema de acondicionamiento de gases” lo siguiente fue encontrar una configuración que cumpliera al 100% con estas tareas por lo cual se generaron diferentes diagramas de conexión de elementos que pudieran satisfacer dichas funciones.

La primera propuesta de configuración (Figura 1.7) muestra la manera en que se podrían relacionar algunos elementos para cumplir con las funciones necesarias, a continuación se analizará con detalle esta primera propuesta.

El diagrama muestra la configuración de elementos mecánicos y electromecánicos que cumplen con las funciones requeridas para el “Sistema de potencia neumática” y el “Sistema de acondicionamiento de

gases”, como primer elemento en ambas entradas tenemos un regulador de presión que hace que la presión de entrada se mantenga en un valor constante de presión que se desee, junto con este dispositivo tenemos un filtro que tendrá la función de retener las partículas indeseables dentro de los gases y por último tenemos un condensador que hará que la humedad del aire quede eliminada, una vez pasada esta etapa continua el “Sistema de acondicionamiento de gases” en donde como primer dispositivo existe una válvula antirretorno que nos ayudará a mantener ambos gases en una sola dirección, inmediatamente tenemos un par de válvulas proporcionales que ayudarán a controlar el flujo y por consiguiente la proporción de los gases en la mezcla, una vez obtenida esta mezcla esta será dirigida a los pulmones del paciente durante la fase de inspiración y terminada esta fase se recibirán los gases provocados por la fase de espiración.

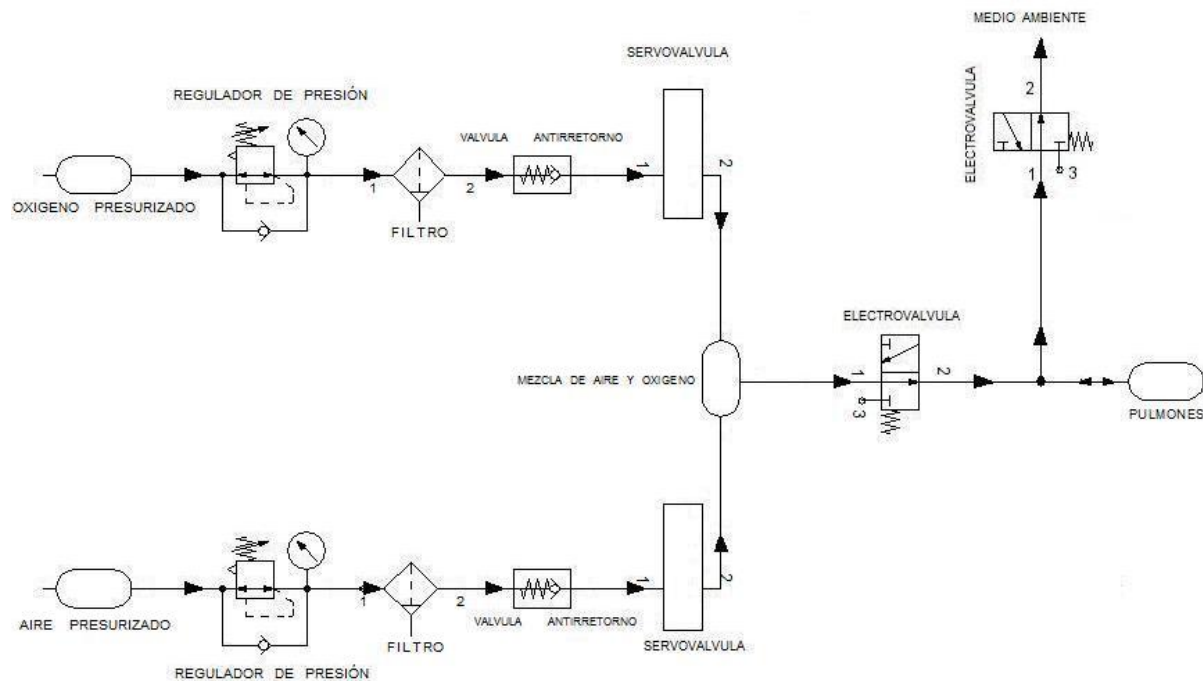


Figura 1.7 Primer configuración propuesta para el ventilador mecánico.

Cabe mencionar que el cambio de las fases respiratorias son una de las tareas más importante que deberán realizar los elementos durante la actividad respiratoria es por eso que a continuación se describirá con detalle la propuesta realizada para ejecutar este cambio de fases.

En la Figura 1.8 se puede observar la manera en que trabajarán los elementos electromecánicos en la fase de inspiración, en este estado la electroválvula 1 se mantendrá abierta y la electroválvula 2 cerrada con tal de que los gases vayan directamente a los pulmones del paciente.

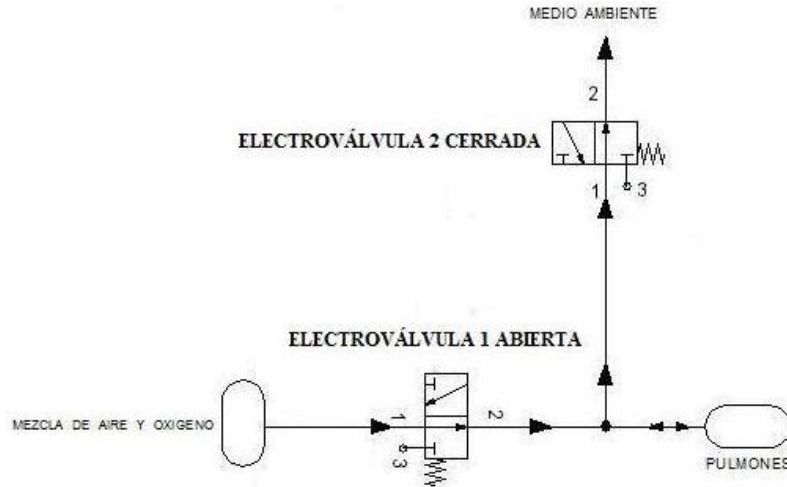


Figura 1.8 Estado de los elementos durante la fase de inspiración para la 1º propuesta.

Para la fase de espiración Figura 1.9 vemos que la electroválvula 1 se mantendrá cerrada para asegurar que los gases provocados durante esta fase sean arrojados al medio ambiente con ayuda de la electroválvula 2 que se mantendrá abierta durante esta fase.

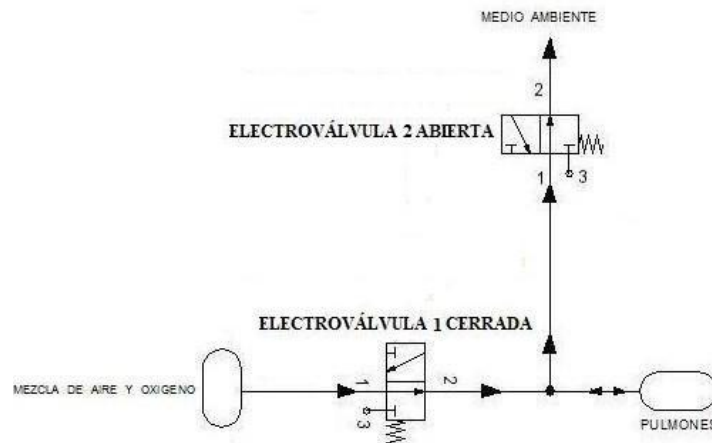


Figura 1.9 Estado de los elementos durante la fase de espiración para la 1º propuesta.

Una vez descrito los estados de los elementos electromecánicos durante las fases de inspiración y espiración, se descubrió que para poder tener un control sobre el flujo resultante de la fase de espiración no sería suficiente con una electroválvula on-off ya que al iniciar esta fase los gases saldrían disparados a la atmosfera provocando muy posiblemente que los pulmones del paciente colapsarán.

Para dar solución a este problema se cambio este dispositivo por una válvula proporcional que lograría controlar el flujo de los gases espiratorios. A continuación se describen el cambio realizado.

En la Figura 1.10 se muestra el estado en que mantendrá la electroválvula de salida la cual estará abierta permitiendo que el flujo valla hacia los pulmones al mismo tiempo que la válvula proporcional de espiración permanece cerrada.

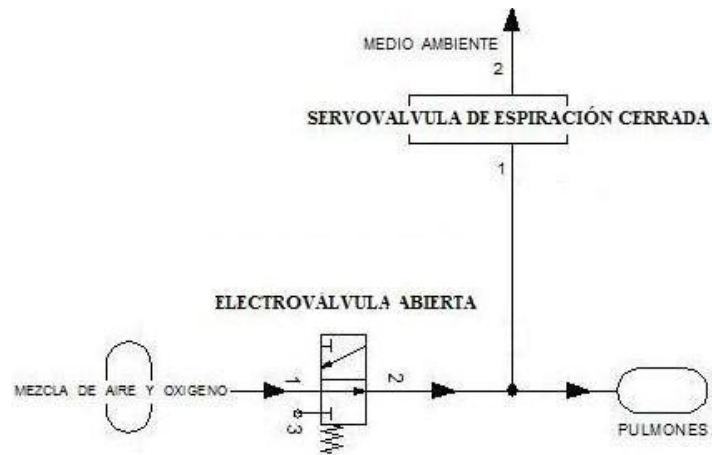


Figura 1.10 Estado de los elementos durante la fase de inspiración para el 2º propuesta.

Para la fase de espiración Figura 1.11 vemos que la electroválvula de salida se mantendrá cerrada para asegurar que los gases provocados durante esta fase sean arrojados al medio ambiente de manera controlada con ayuda de la válvula proporcional de espiración que se mantendrá abierta de manera proporcional durante esta fase.

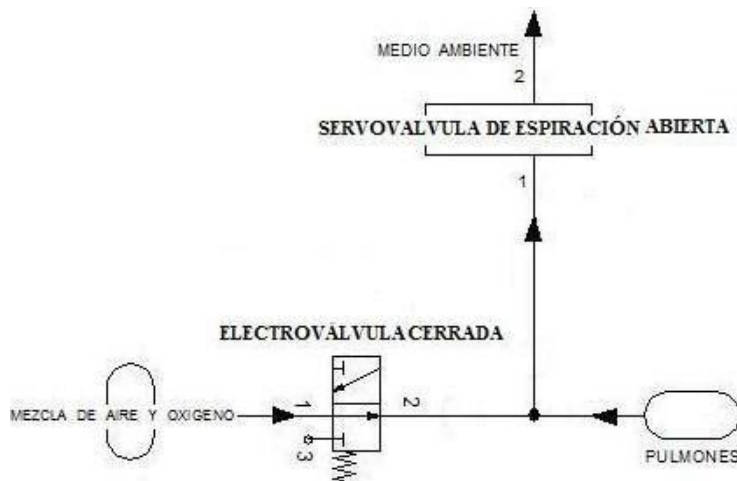


Figura 1.11 Estado de los elementos durante la fase de espiración para la 2º propuesta.

1.3.3 Componentes del sistema de acondicionamiento de gases.

Una vez obtenida la configuración del circuito neumático y encontrado los dispositivos que cumplirían con las funciones requeridas, la tarea siguiente fue hacer un conteo de los componentes con los que se contaba. A continuación se da una breve descripción de cada uno de estos componentes, más información acerca de estos dispositivos se encuentra en el Anexo2.

Regulador de presión.

Este dispositivo como su nombre lo indica tiene la función de ajustar la presión de entrada a una presión menor a la salida, para este proyecto se cuenta con dos tipos de reguladores ambos tienen la capacidad de regular los gases en un rango de 7 [psi] a 145 [psi], otra función importante con la que cuenta este dispositivo es la de filtrar las partículas que puedan venir contenidas en el gas de entrada, la capacidad de filtrado de ambos componentes es de 5 μm , uno de ellos también cuenta con un sistema capaz de capturar la humedad contenida en el gas mientras que el segundo no cuenta con este sistema Figura 1.12.



Figura 1.12 Reguladores de presión con filtro de la marca ASCO.

Válvula antirretorno.

La función de este componente es obligar a que el flujo de los gases sea en una sola dirección, para este proyecto contamos con dos válvulas de este tipo las cuales se muestran en la Figura 1.13.



Figura 1.13 Válvula antirretorno de la marca ASCO.

Conjunto de válvulas proporcionales.

Este conjunto de válvulas proporcionales (Figura 1.14) tienen el propósito de dejar fluir los gases en función de la apertura de un actuador, este actuador logra variar su posición lineal gracias a un voltaje aplicado en las terminales de cada válvula proporcional, cuenta con dos entradas una para cada una de las válvulas las cuales pueden controlar cada uno de los gases involucrados en la ventilación mecánica, cabe mencionar que no existe ninguna hoja de datos que nos proporcione información acerca del comportamiento de este componente pero durante esta etapa se han realizado pruebas a este dispositivo y

se ha encontrado que el flujo de gas máximo que permite pasar es cuando se le aplica un voltaje de 5 [Volts], es decir, el rango de operación de estos dispositivos es de 0 [Volts] a 5 [Volts].

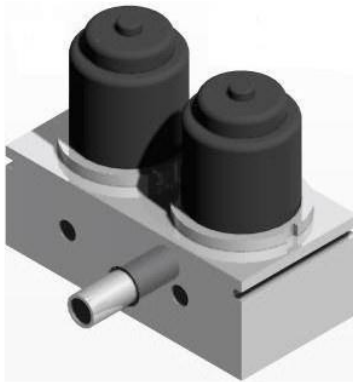


Figura 1.14 Conjunto de servoválvulas.

Electroválvula on-off.

El principio de funcionamiento de este componente (Figura 1.15) es con base a un voltaje aplicado de 10 [Volts] los cuales permitirán que la electroválvula se encuentre en un estado de apertura y así permitir que los gases fluyan.



Figura 1.15 Electroválvula on-off de la marca GEMS.

Válvula proporcional.

El principio de funcionamiento de este elemento (Figura 1.16) es similar al del conjunto de válvulas proporcionales solo que este opera en un rango de voltaje de 0 [Volts] a 10 [Volts].



Figura 1.16 Válvula proporcional de la marca ASCO.

Una vez que obtenida la configuración y al saber cuales seon los elementos con lo que se cuenta se sabe que estos serán suficientes para obtener la configuración propuesta, y que además se tenía un elemento más que podría ser empleado en la configuración para asignarle una nueva terea enfocado a nebulizar medicamentos.

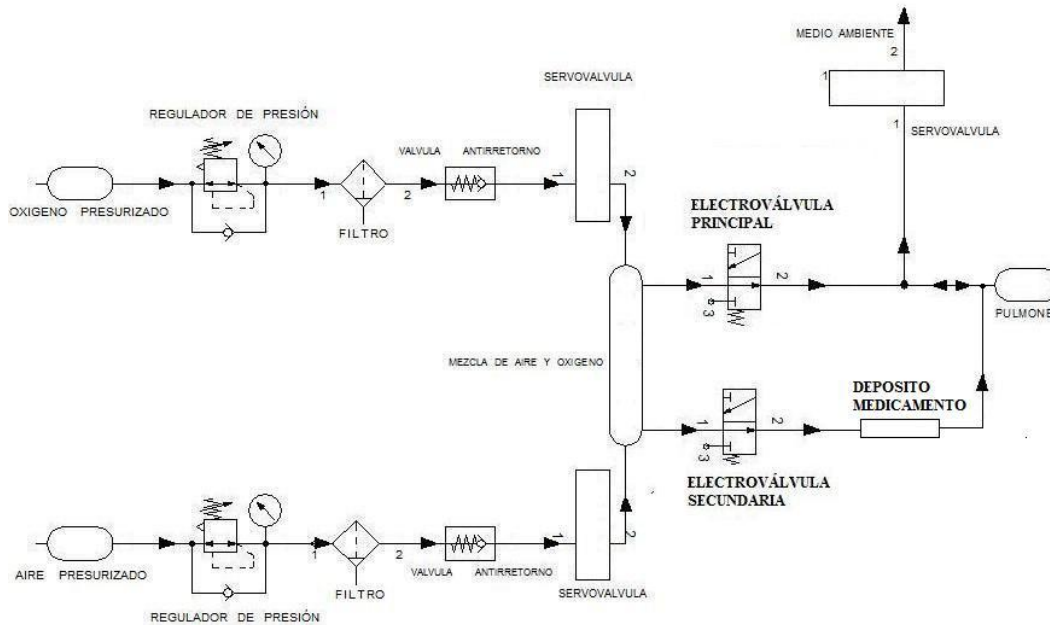


Figura 1.17 Configuración neumática final.

Cabe mencionar que esta terea no juega un papel esencial dentro de los requerimientos del proyecto y lo dejaremos como una función secundaria dentro de la ventilación mecánica.

La configuración final obtenida y que se pondría a prueba se presenta en la Figura 1.17.

Como se logra ver en la figura anterior la electroválvula secundaria será la que controlará el volumen necesario para nebulizar algún medicamento, este volumen oscila entre los 8 y 10 [L/min] ^[3].

1.4Diseño conceptual del sistema de sensado.

1.4.1 Análisis de funciones del sistema de sensado.

Para poder completar la ventilación mecánica es necesario incluir el sistema que pueda leer las condiciones de los gases para que con base en estas se puedan controlar los elementos electromecánicos. La Figura 1.18 muestra los sistemas que lograrán leer, mostrar y utilizar dichas lecturas.

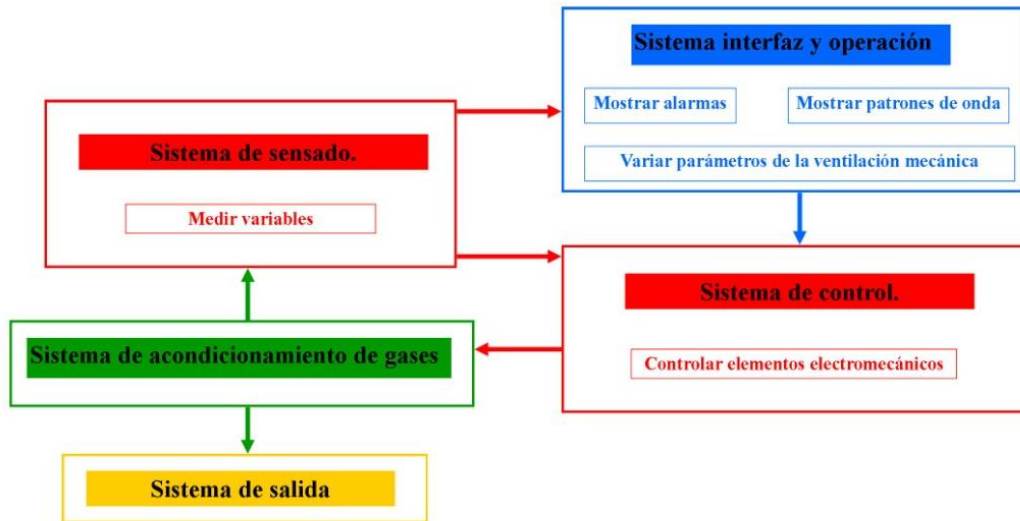


Figura 1.18. Descripción del "Sistema de control y sentido" y "Sistema de interfaz y operación" en funciones.

La figura 1.18 muestra la descripción en funciones del "Sistema de control", "Sistema de sentido" y del "Sistema de interfaz y operación". Como se observa la interacción que existe entre los sistemas es de suma importancia para conocer el estado actual del sistema además de que esta interacción deberá ser en todo tiempo que el paciente este siendo ventilado.

Para el sistema de sentido las funciones a cumplir están relacionadas con la lectura de las variables físicas que intervienen en la mecánica respiratoria. Como primer variable a leer está la presión de cada uno de los gases dentro del circuito neumático esto nos permitirá tener la seguridad de que la presión de estos gases este dentro de un rango de operación aceptable para la realización de esta actividad, la segunda de estas variables que deberemos medir será el flujo inspiratorio y por consiguiente el volumen inspiratorio tomando en cuenta que el volumen inspiratorio podrá utilizarse como limitante durante la ventilación; es decir, cuando el volumen inspiratorio también llamado volumen tidal llegue a un valor predeterminado por el operario podremos pasar de la fase de inspiración a la fase de espiración, otro de los propósitos de ambas variables es para realizar el control del conjunto de válvulas proporcionales tratando de que estas realicen el seguimiento de algún patrón de onda con base en alguna de estas dos variables.

Otra variable importante a medir es la concentración de oxígeno en la mezcla ya que con esta se puede saber realmente la cantidad de oxígeno que está siendo introducido al paciente y así mismo poder controlar la apertura de cada una de las válvulas proporcionales tomando en cuenta tanto el flujo inspiratorio como la concentración de oxígeno requerida por el operario.

La última de las variables que se tendrá que leer y utilizar en la parte de control será la presión de la vía respiratoria, uno de los propósitos de leer esta variable será limitar la presión en las vías aéreas para realizar el cambio de fase de inspiración a espiración al igual que el volumen inspiratorio, otro de los propósitos para el que podría ser utilizada esta variable es para generar un control en donde la relación Salida/entrada sea Presión de las vías aéreas/ Voltaje aplicado a la servoválvula.

Por otro lado el “Sistema de interfaz y operación” tendrá funciones relacionadas con la lectura, despliegue y variación de los parámetros durante la ventilación mecánica. Como primer función está el despliegue de información útil para el operador, tal como la presión de cada uno de los gases dentro del circuito neumático, los patrones del flujo y volumen inspiratorio y de la presión de las vías aéreas, concentración de oxígeno y las alarmas que puedan estar activadas. Otra de las funciones necesarias durante la ventilación mecánica es dar al operador la capacidad de variar los parámetros durante la ventilación mecánica tales como frecuencia respiratoria, concentración de oxígeno, flujo inspiratorio, elección de la variable que se ocupará para el cambio de fase inspiratoria a fase espiratoria así como el valor de dicho limitante.

Finalmente el sistema de control tendrá la tarea de controlar los elementos electromecánicos con ayuda de la información que brinden los dos sistemas descritos anteriormente.

1.4.2 Configuración del sistema de sensado.

El siguiente paso en el diseño fue determinar los puntos en donde se debían de tomar lecturas de las variables físicas involucradas en la ventilación mecánica, para esto fue necesario hacerlo con base en la configuración propuesta para la parte mecánica.

La Figura 1.19 muestra la configuración propuesta anteriormente y los puntos dentro del circuito neumático donde serán medidas las variables.

Como primer variable a medir será la presión del oxígeno y del aire una vez que estos han pasado la etapa de regulación, filtrado y condensado; esto será útil para conocer si la presión de ambos gases se encuentra en un rango adecuado para poder llevar a cabo la ventilación mecánica y en el caso de que cualquiera de estos esté por encima o por debajo del rango establecido enviar una alarma al operario del ventilador.

Como segunda variable a medir será el porcentaje de oxígeno dentro de la mezcla que ayudará a determinar y controlar la apertura de las servoválvulas y así obtener la proporción de oxígeno adecuada y requerida por el paciente.

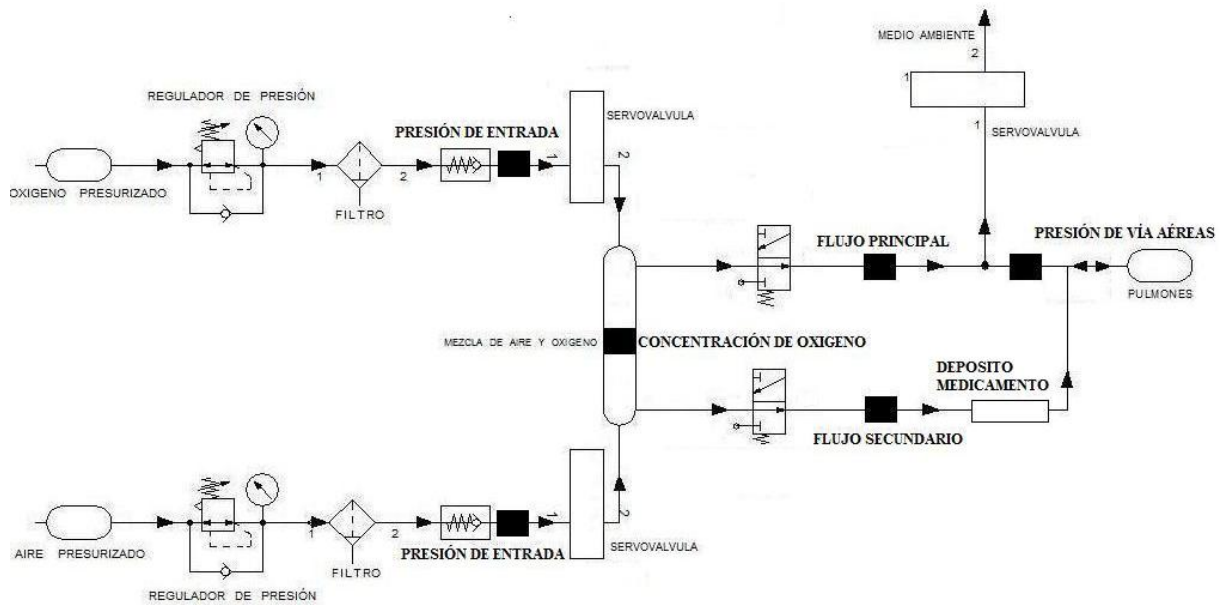


Figura 1.19. Configuración que muestra los puntos donde se medirán las variables físicas involucradas en la ventilación mecánica.

1.4.3 Componentes del sistema de sensado.

Una vez establecida la configuración de los elementos de instrumentación analizaremos las características principales de cada uno de los sensores con los que se cuenta, más información acerca de los sensores está se encuentra en el Anexo 3.

Sensores de presión diferencial.

Como se comentó anteriormente los transductores de presión diferencial serán utilizados para verificar que a las entradas de cada una de las servoválvulas se tenga el aire y el oxígeno a la presión necesaria. Para este proyecto se cuenta con 2 sensores modelo ASDX015D44R (Figura 1.20) los cuales tienen una sensibilidad de 0.267 [Volts] por cada [Psi] leído cuando esté es alimentado con 5 [Volts]. También se cuenta con otro sensor modelo ASDX001D44R capaz de ofrecer 4 [Volts] por cada [Psi] leído cuando este es alimentado igualmente con 5 [v], este sensor será utilizado para medir la presión en las vías aéreas mientras que los otros dos se utilizarán para medir la presión de entrada de cada uno de los gases.

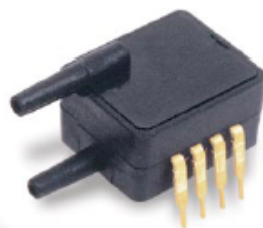


Figura 1.20. Sensor de presión modelo ASDX015D44R-001D44R.

Sensor de oxígeno.

Este sensor será utilizado para medir la concentración de oxígeno presente en la mezcla una vez que los gases han pasado el conjunto de servoválvulas, para este proyecto se cuenta con un sensor modelo OOM103 (Figura 1.21) capaz de medir hasta 100% de oxígeno, dicho sensor trabaja en base a un ácido electrolítico, este sensor presenta una salida diferencial de 9 a 14 [mVolts] cuando este se encuentra en un medio ambiente con 21% de oxígeno, una característica importante de este sensor y que deberá ser tomada en cuenta es la variación que puede presentar dependiendo de la presión a la que se encuentra así como un largo tiempo de respuesta que puede llegar hasta los 15 [seg.] cuando este es sometido a cambios en la concentración de oxígeno de 21% al 100% .



Figura 1.21. Sensor de oxígeno modelo OOM103.

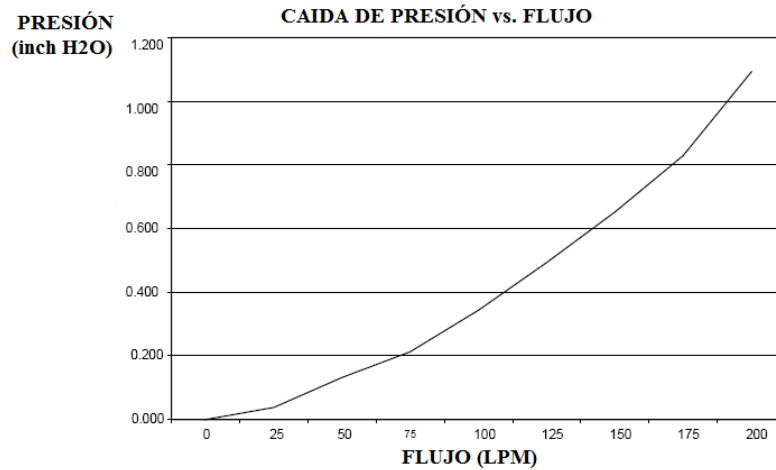
Sensor de flujo.

Como ya se ha mencionado este sensor será utilizado para medir la magnitud del flujo de la mezcla de gases que serán introducidos al paciente, cabe mencionar que este valor entregado es de suma importancia ya que con base en este valor podrá aplicarse alguna teoría de control que sea capaz de controlar el conjunto de servoválvulas y así mismo obtener el flujo deseado, en este proyecto se cuenta con 2 sensores de flujo modelo AWM720 de la marca *Honeywell* (Figura 1.22).



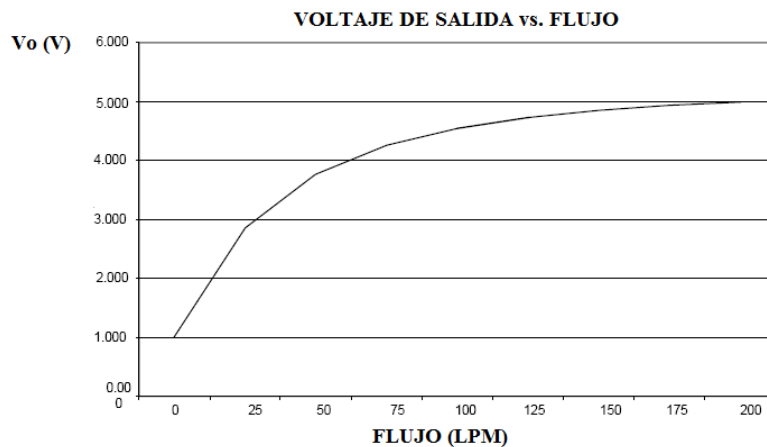
Figura 1.22. Sensor de flujo modelo AWM720.

Este sensor en particular es capaz de medir 200 litros sobre minuto [LPM] a partir de una malla interna que genera una pequeña variación de presión con base en el flujo que está pasando por ella, dicho comportamiento se muestra en la Gráfica 1.1.



Gráfica 1.1 Caída de presión en función del flujo.

Esta diferencia de presión a su vez provoca una diferencia de voltaje que será la magnitud que permitirá conocer el flujo que está circulando por este conducto. La relación que existe entre el voltaje proporcionado por el sensor y la magnitud del flujo se muestra en la Gráfica 1.2.



Gráfica 1.2 Voltaje de salida en función del flujo.

Otra característica importante para este sensor es la forma en que debemos hacer pasar el flujo por este conducto, para poder obtener lecturas confiables se deberá asegurar que los gases tengan un comportamiento laminar tanto como sea posible.

1.5 Diseño conceptual para validación.

Una vez obtenida la parte conceptual del circuito neumático y los lugares donde se medirán las variables que intervienen en la ventilación mecánica, la siguiente tarea será generar un sistema de pruebas capaces de evaluar tanto a los elementos electromecánicos como a los sensores.

Se ha elegido que la implementación de estas pruebas se realice sobre la plataforma de LabVIEW que brinda la posibilidad de ver el estado de nuestros elementos con ayuda de un sistema de adquisición y envío de datos de National Instrument (Figura 1.23).



Figura 1.23 Sistema de adquisición y envío de datos de National Instrument.

Para realizar esta revisión de elementos se proponen 4 pruebas que serán capaces de obtener el estado del ventilador y así poder aprobar ó no si los elementos que lo componen serán capaces en conjunto de realizar la ventilación mecánica.

A continuación se describirán cada una de las pruebas y los objetivos que deberán de cumplir cada una.

1. “Validación de la válvula proporcional de aire”

En esta primer prueba lo que se busca es conocer la magnitud del flujo que pasa por la salida principal en función del voltaje que se le está aplicando a la servoválvula de aire, para esto será necesario que la electroválvula principal se encuentre abierta, durante esta prueba también será de suma importancia almacenar los datos que nos arroje el sensor de oxígeno ya que como se mencionó anteriormente este además de variar su salida dependiendo de la concentración de oxígeno al que está siendo expuesto, que en esta prueba será del 21%, también variará conforme varíe la presión a la que está siendo expuesto, también será importante que la presión de entrada del aire se encuentre en el rango establecido para asegurar que los datos obtenidos sean confiables.

Para representar de una manera sencilla esta prueba se generó una máquina de estados (Diagrama 1.1), este diagrama de comienza en el estado inicio el cual tendrá la tarea de cerrar la válvula proporcional de aire y la electroválvula principal, la siguiente tarea será revisar si la presión de entrada está en un rango adecuado; si no es así se encenderá una alarma indicando al usuario esta situación y haciendo que la prueba se detenga, si la presión de entrada esta en un rango correcto se incrementará el voltaje de la válvula proporcional de aire en 0.05 [Volts] hasta llegar a los 5 [Volts] al mismo tiempo que se almacenarán los datos obtenidos en cada incremento, inmediatamente después se decrementará el voltaje de esta válvula proporcional en 0.05 [Volts] hasta llegar a los 0 [Volts] almacenando los datos obtenidos de cada decremento, el estado siguiente mostrará los datos almacenados de forma gráfica, en una de las gráficas se podrá observar la magnitud del flujo en función del voltaje aplicado a la válvula proporcional cuando este incrementa y decremента, mientras que otra gráfica representará la ecuación obtenida para el sensor del flujo con respecto a los datos que ofrece la hoja de datos de este.

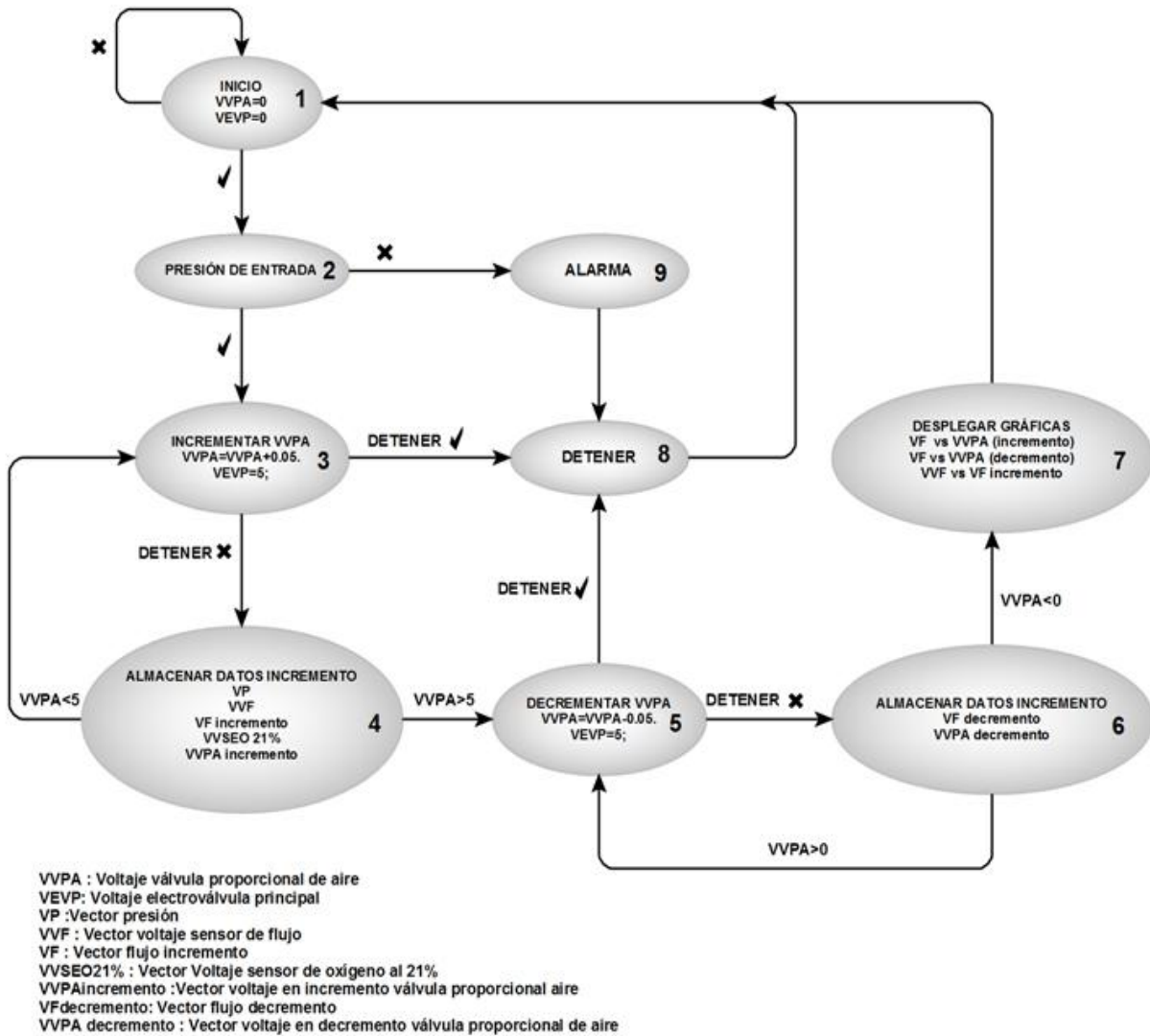


Diagrama 1.1 Máquina de estados para la prueba de “Validación de la válvula proporcional de aire”

2. “Validación de la servoválvula de oxígeno”

Para la válvula proporcional de oxígeno se realizará una prueba similar sólo que esta vez se tendrá una lectura del 100% de oxígeno en el sensor de oxígeno, el diagrama que representa la máquina de estados para esta prueba se muestra en la Diagrama 1.2.

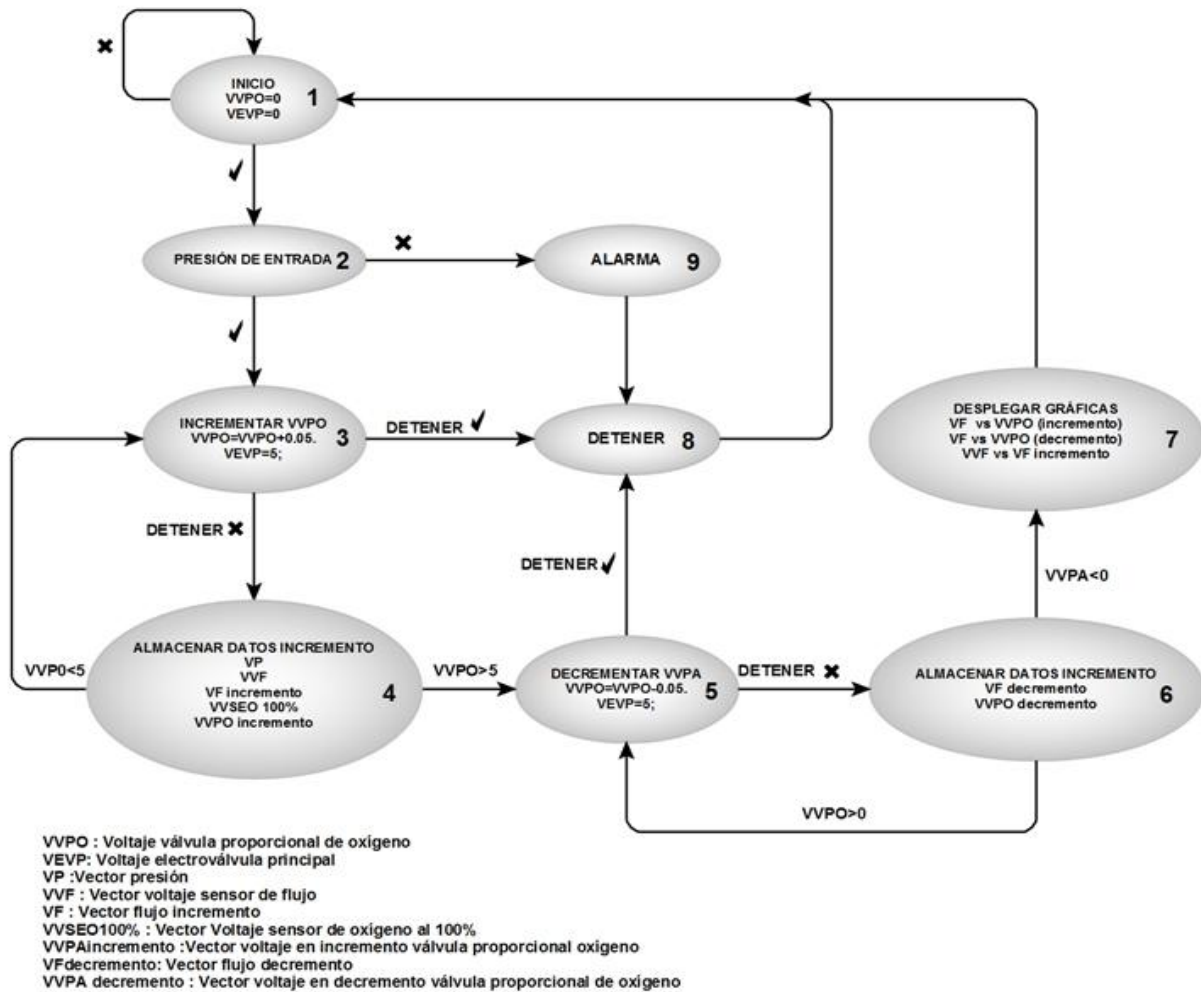


Diagrama 1.2 Máquina de estados para la prueba de “Validación de la válvula proporcional de oxígeno”

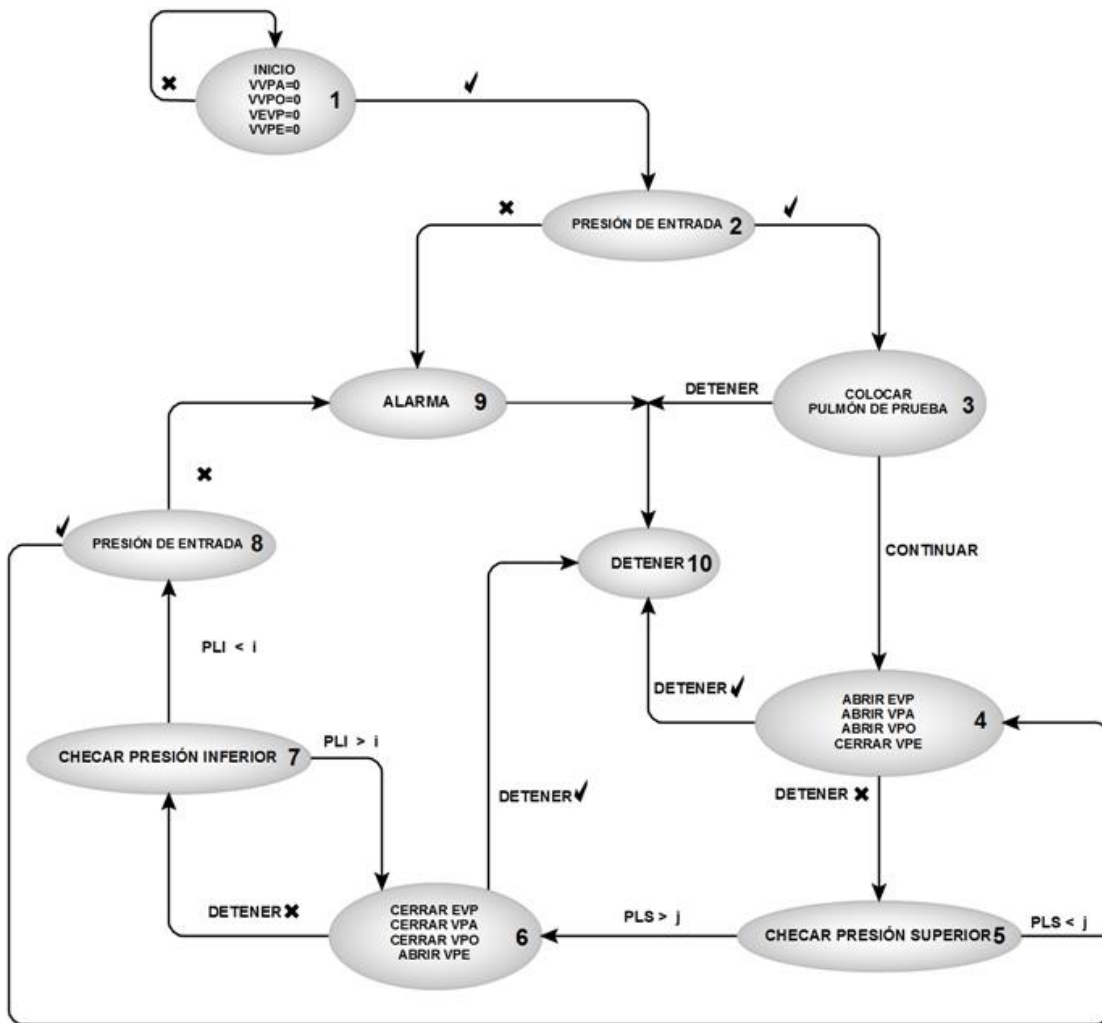
3. “Validación del sensor de oxígeno”

Para esta prueba será necesario hacer una comparación entre un valor experimental y un valor teórico que nos ayude a validar el sensor de oxígeno ya que la hoja de datos de este sensor no brinda información suficiente acerca de diferentes mezclas en las que puede estar emergido este sensor, como objetivo particular se busca que el error relativo entre estos dos valores sea menor al 10%, tomando en cuenta que este sensor es demasiado sensible a cambios de presión, humedad y temperatura por mencionar algunas.

Para obtener el valor experimental nos basaremos en la salida de voltaje que brindará el sensor directamente y en un valor teórico lo obtendremos con ayuda de los voltajes aplicados a cada una de las válvulas proporcionales y así estimar el flujo de cada uno de los gases, es por eso que para este sensor los datos almacenados en las pruebas anteriores; es decir, los datos leídos y almacenados durante las pruebas de “Validación de la válvula proporcional de aire” e “Validación de la válvula proporcional de oxígeno” serán de suma importancia.

4. “Validación sensor de presión de las vías aéreas”

Para obtener una validación confiable acerca del sensor de vías aéreas nos basaremos en un modo de ventilación mecánica llamada Ventilación mecánica limitada por presión, en este tipo de ventilación el cambio de fase de inspiración a espiración llega cuando se ha llegado a una presión límite superior en las vías aéreas indicada por el operario; dicha presión puede estar en un rango de entre los 20 [cmH₂O] y los 60 [cmH₂O], por otro lado el cambio de la fase de espiración a inspiración llega también cuando se ha llegado a una presión límite inferior que va de los 5 [cmH₂O] a los 10 [cmH₂O], cabe mencionar que para esta prueba no ocuparemos ninguna teoría de control con relación a las válvulas proporcionales ya que lo único que se necesita saber es si el sensor de presión de las vías aéreas es capaz de brindarnos la información necesaria para realizar los cambios de fase, para llevar a cabo esta prueba nos ayudaremos de una máquina de estados (Diagrama 1.3) que represente a esta y que se explicará a continuación.



VVPA : Voltaje válvula proporcional de aire
 VVPO : Voltaje válvula proporcional de oxígeno
 VEVP: Voltaje electroválvula principal
 VVPE: Voltaje válvula proporcional espiración

Diagrama 1.3 Máquina de estados para la prueba de “Inicialización sensor de presión de las vías aéreas”.

Al igual que las pruebas anteriores una vez iniciada esta máquina de estados lo primero será revisar si ambas presiones de entrada se encuentran en un rango adecuado, si las presiones de entrada son correctas se le pedirá al usuario colocar un pulmón de prueba para asegurar que en el interior de éste se pueda generar la presión que leerá el sensor de presión, una vez colocado el pulmón de prueba el siguiente estado abrirá la electroválvula principal y ambas válvula proporcionales donde posteriormente se revisará la presión dentro del pulmón de prueba, si la presión se encuentra por debajo de la presión límite superior la máquina regresará al estado anterior, contrariamente si la presión dentro del pulmón de prueba es igual o superior a la presión límite establecida el siguiente estado tendrá la tarea de cerrar al conjunto de válvula proporcionales y al mismo tiempo abrir la válvula proporcional de espiración, para completar el ciclo respiratorio la máquina revisará que la presión no sea menor a la presión límite inferior establecida, si la presión es mayor a ésta se continuará con la apertura de la válvula proporcional de espiración y el cierre del conjunto de válvula proporcionales y si no es así la máquina se asegurará de que la presión de entrada sea la correcta y así poder dar inicio al siguiente ciclo respiratorio.

Para ofrecer confiabilidad a la validación de esta prueba el usuario contará con un control en donde se podrá establecer diferentes valores para el límite de presión superior dentro del pulmón de prueba que puede oscilar entre los 20 [cmH₂O] y los 60 [cmH₂O].



2. Diseño de detalle.

Este capítulo presenta el ensamble general realizado en CAD de todos los sistemas que compondrán al ventilador mecánico así como cálculos y análisis sobre los elementos que así lo requieren, finalmente se muestran los planos de taller que muestran a detalle la fabricación y ensamble de cada una de las piezas.

2.1 Arreglo general.

Para determinar el arreglo general de este ventilador mecánico se han generado los modelos en CAD de cada uno de los componentes existentes para este proyecto, esto nos ayudará a generar y dimensionar el ventilador.

Hasta ahora se ha determinado que los sistemas de mayor importancia y sobre los cuales se hará la validación principal con ayuda del sistema de sensado es el sistema de potencia neumática y el sistema de acondicionamiento de gases, en la Figura 2.1 se observa el arreglo final propuesto para el sistema de potencia neumática, el sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado, esta propuesta brinda un arreglo compacto, ordenado y con facilidad de ensamble.

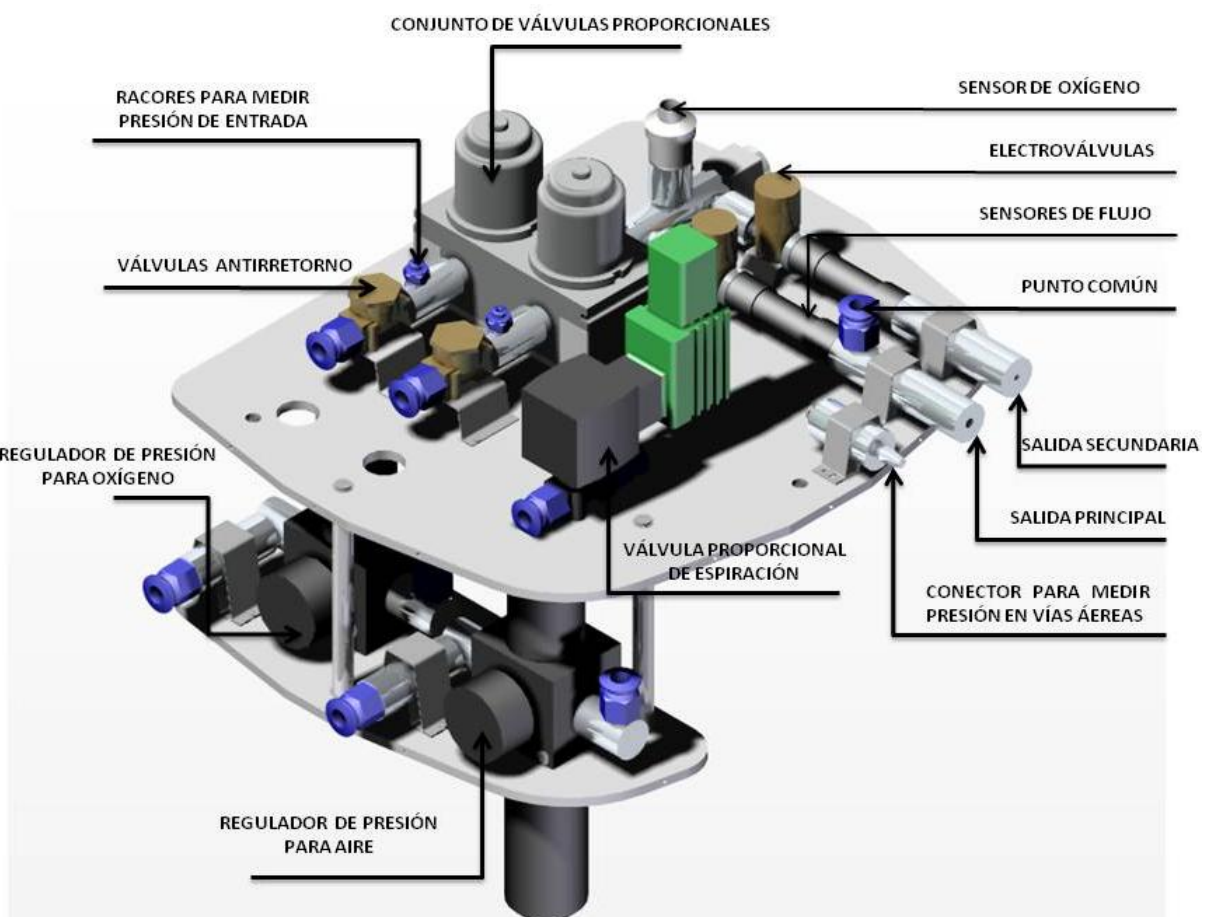


Figura 2.1 Arreglo de los sistemas de potencia neumática, acondicionamiento de gases y sensado.

En la parte inferior del arreglo mostrado se observa el sistema de potencia neumática compuesto únicamente por los dos reguladores de presión mientras que el sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado se encuentran en la parte superior, la entrada al sistema de acondicionamiento de gases está dada por las válvulas antirretorno siguiéndole el conjunto de válvulas proporcionales, en el punto

intermedio entre estos elementos tenemos un par de racores que ayudarán a tomar la muestra de gas que irá hacia los sensores de presión, a la salida del conjunto de válvulas proporcionales tenemos el sensor de oxígeno que medirá la mezcla proporcionada por este conjunto de válvulas una vez pasada esta etapa podremos controlar cada una de las salidas con ayuda de las electroválvulas, a la salida de estos elementos están los sensores de flujo y en la salida principal se encuentra un punto llamado “punto común”; el cual, como se comentó anteriormente nos ayudará a direccionar el flujo en las fases de inspiración y espiración.

Una vez solucionadas las funciones de estos tres sistemas se generó el arreglo general del resto del ventilador, esto involucró la generación de soluciones para cumplir las funciones necesarias, en la Figura 2.2 se muestra la distribución de los sistemas para este ventilador.

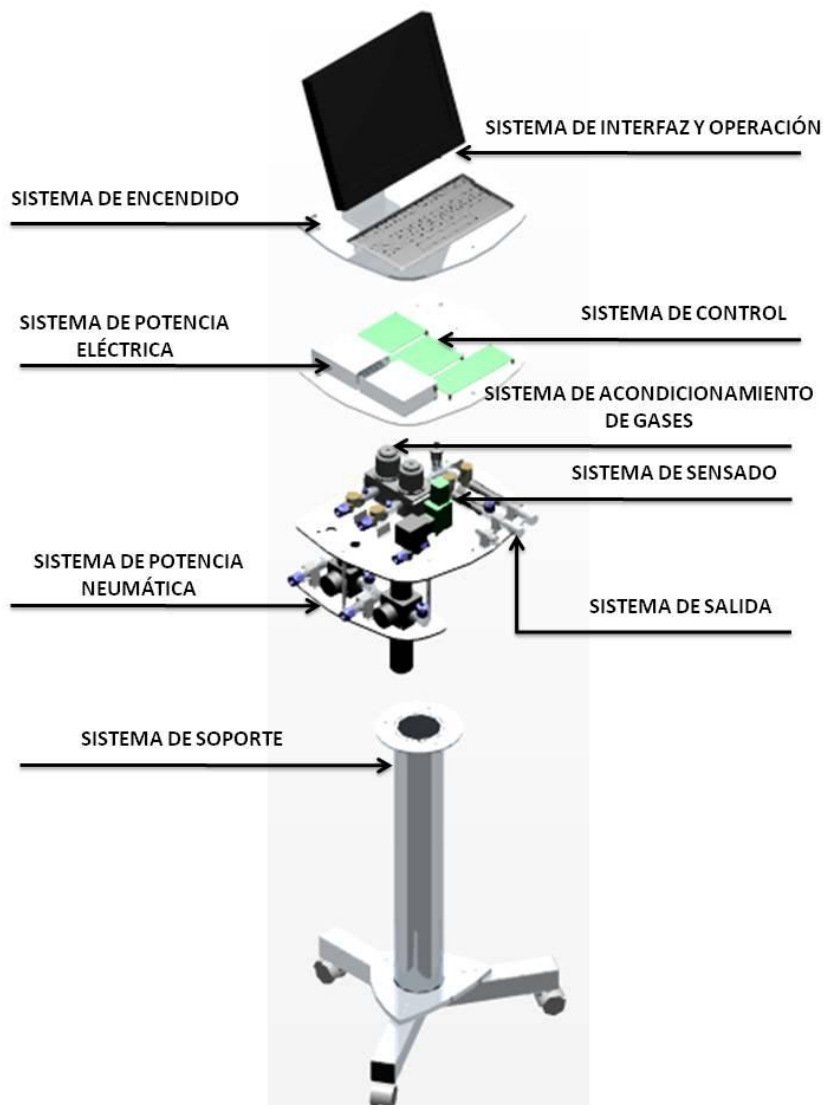


Figura 2.2 Arreglo general del ventilador mecánico.

La figura muestra que para el sistema de interfaz y operación se propuso un monitor táctil y un teclado, estos dos elementos brindarán facilidad para operar el ventilador además de que se podrán limpiar fácilmente las superficies, entre la interfaz y los sistemas de sensado y de acondicionamiento de gases se encuentra el sistema de control y el sistema de potencia eléctrica; el propósito de haber asignado este lugar a estos sistemas es debido la cercanía que tendrán con los demás sistemas que requieren de las prestaciones de estos, finalmente en la parte inferior se encuentra un pedestal que le dará la altura necesaria al ventilador, este pedestal también cuenta con ruedas que facilitarán el desplazamiento del ventilador. Los planos de fabricación que muestran a detalle los subensambles y manufactura de piezas se podrán encontrar en el Anexo 4.

2.2 Cálculos y análisis de elementos mecánicos.

En este apartado se hará un análisis descriptivo o matemático a algunos elementos mecánicos.

Determinación de la presión de entrada.

El primer análisis matemático será para determinar la presión a la que tendrán que estar los gases una vez pasada la etapa de regulación, en la Figura 2.3 se muestra una vista superior del circuito que llevará los gases al paciente y sobre él se determinarán las pérdidas de presión en cada uno de los accesorios y conexiones.

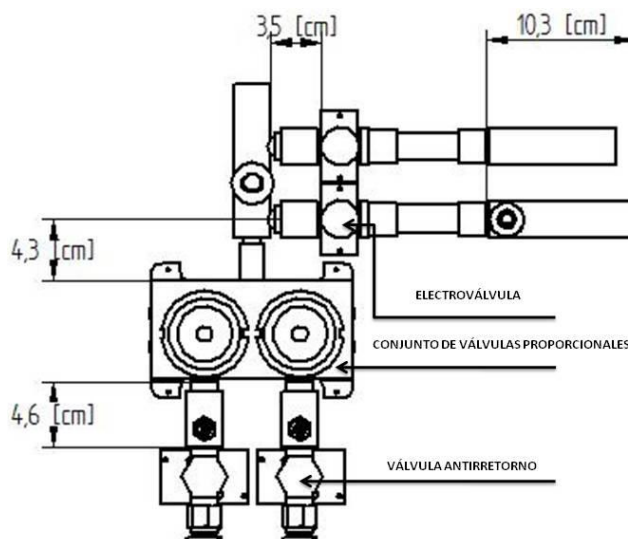


Figura 2.3 Circuito neumático sobre el cual se hará un análisis matemático de pérdidas de presión.

La determinación de la presión a la entrada del circuito anterior se basará en la ecuación de energía (Ecuación 1^[5]), la cual relaciona las variables de velocidad, presión y densidad del fluido, esta ecuación

también involucra las pérdidas de carga h_{total} que harán que la presión caiga conforme el fluido se desarrolle dentro del circuito neumático.

$$\frac{p_{ent}}{\rho g} + \frac{v_{ent}^2}{2g} + z_{ent} = \frac{p_{sal}}{\rho g} + \frac{v_{sal}^2}{2g} + z_{sal} + h_{total} \dots\dots\dots (1)$$

- Donde
- p_{ent} : Presión de entrada
 - ρ : Densidad del fluido
 - g : Gravedad
 - v_{ent} : Velocidad del fluido a la entrada
 - z_{ent} : Altura de entrada
 - p_{sal} : Presión de salida
 - v_{sal} : Velocidad del fluido a la salida
 - z_{sal} : Altura de salida
 - h_{total} : Pérdidas de carga total en el circuito neumático

Para poder determinar las pérdidas de carga se utilizará la ecuación de pérdidas localizadas en tuberías (Ecuación 2^[5]) la cual relaciona la velocidad del flujo, el coeficiente de pérdida y la pérdida de carga.

$$K = h_m \frac{2g}{v^2} \dots\dots\dots (2)$$

- Donde
- K : Coeficiente de pérdida
 - h_m : Pérdida de carga
 - g : Gravedad
 - v : Velocidad del fluido

El primer elemento a analizar será la válvula antirretorno la cual posee un factor de flujo $C_v=0.7$ (ver hoja de datos en anexo 2), este factor de flujo se relaciona con el coeficiente de carga por medio de la ecuación de Darcy (Ecuación 3) en donde:

$$C_v = 29.9 \frac{d^2}{k^{(1/2)}} \dots\dots\dots (3)$$

- Donde
- $d = 0.25$ [in]
 - $C_v = 0.7$

Despejando el coeficiente de pérdida de la Ecuación 3 se tiene:

$$k_{var} = 29.9 \frac{d^2}{C_v^2} \dots\dots\dots (3.1)$$

Aplicandolos valoresanterioresa la ecuación 3.1se obtiene:

$$k_{var} = 29.9 \frac{0.25^2}{0.7} = \underline{\underline{7.13}}$$

Ahora despejando la pérdida de carga de la Ecuación 2 se tiene:

$$h_{var} = k_{var} \frac{v^2}{2g} \dots\dots\dots (2.1)$$

Donde $k_{var} = 7.13$

$$v = \frac{Q}{A} \dots\dots\dots (4)$$

$$g = 9.78[m/s^2]$$

Para determinar la velocidad del gas se tomará en cuenta el flujo volumétrico que se requiere y el área transversal de la manguera que alimenta este circuito teniendo:

$$Q = 120 [L/min] = 2e^{-3} [m^3/s]$$

$$A = \pi r^2$$

Donde $r = 5e^{-3}[m]$

entonces $A = \pi (5e^{-3})^2[m] = \underline{\underline{7.85e^{-5}[m^2]}}$

Utilizandola ecuación 4^[5] para determinarla velocidaddel gas se tiene:

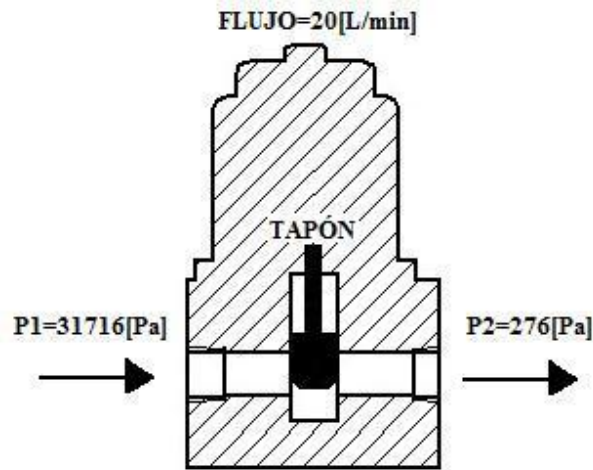
$$v = \frac{2e^{-3}}{7.85e^{-5}} \frac{m^3/s}{m^2} = \underline{\underline{25.47[m/s]}}$$

Finalmenteaplicandola ecuación 2.1se tiene:

$$h_{var} = 7.13 * \frac{(25.47)^2}{(2 * 9.78)} \frac{m^2/s^2}{m/s^2} = \underline{\underline{236.47[m]}}$$

El siguiente de los elementos a analizar es una de las válvulas proporcionales, la determinación de la pérdida de carga se hará con base en la ecuación de energía (Ecuación 5), para esto se ha tomado la presión de entrada y la presiónde salida para un flujo de 20 [L/min], siendo este el flujo mínimo requerido

y el cual generará una mayor pérdida de carga. En la figura 2.4 se muestra la sección transversal de la válvula proporcional en donde se puede observar el recorrido del flujo y las presiones obtenidas para esta prueba.



2.4 Flujo de gas dentro de la válvula proporcional.

$$\frac{p_1}{\rho g} + \frac{v_1^2}{2g} + \frac{0}{z_1} = \frac{p_2}{\rho g} + \frac{v_2^2}{2g} + \frac{0}{z_2} + h_{vp} \dots\dots\dots (5)$$

De la ecuación anterior despejamos la pérdida de carga h_{vp} tomando en cuenta que no existe diferencia de altura entre la entrada y salida del flujo, también se sabe que el área transversal del conducto es la misma a la entrada y la salida, entonces se tiene:

$$h_{vp} = \frac{p_1 - p_2}{\rho g} \dots\dots\dots (5.1)$$

- Donde:
- $p_1 = 31716[\text{Pa}]$
 - $p_2 = 276[\text{Pa}]$
 - $\rho = 1.2[\text{Kg}/\text{m}^3]$
 - $g = 9.78[\text{m}/\text{s}^2]$

Entonces se obtiene:

$$h_{vp} = \frac{31716[\text{Pa}] - 276[\text{Pa}]}{1.2[\text{kg}/\text{m}^3] * 9.78[\text{m}/\text{s}^2]} = \underline{\underline{2679[\text{m}]}}$$

Aplicando las ecuación 2.2 y la ecuación 3.2 para determinar la pérdida de carga en la electroválvula la cual tiene un coeficiente de flujo de 0.20 se tiene:

$$h_{ev} = k_{ev} \frac{v^2}{2g} \dots\dots\dots (2.2)$$

$$k_{ev} = 29.9 \frac{d^2}{C_v^2} \dots\dots\dots (3.2)$$

Donde $d = 0.125[\text{in}]$
 $C_v = 0.24$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 3.2 se tiene:

$$k_{ev} = 29.9 \frac{0.125^2}{0.24^2} = \underline{\underline{3.79}}$$

Para determinar la velocidad del gas se tomará en cuenta el flujo volumétrico conocido y el área transversal del conector que alimenta este accesorio que tiene un diámetro de 6.35 [mm].

$$Q = 120 \text{ [L/min]} = 2e^{-3} \text{ [m}^3\text{/s]}$$

$$A = \pi r^2$$

Donde $r = 3.175e^{-3}[\text{m}]$

entonces $A = \pi (3.175e^{-3})^2[\text{m}] = \underline{\underline{3.17e^{-5}[\text{m}^2]}}$

Utilizando la ecuación 4 para determinar la velocidad del gas se obtiene:

$$v = \frac{2e^{-3}}{3.17e^{-5}} \frac{\text{m}^3/\text{s}}{\text{m}^2} = \underline{\underline{63.15[\text{m/s}]}}$$

Ahora aplicando la ecuación 2.2 se tiene:

$$h_{ev} = 3.79 \frac{(63.15)^2}{(2 * 9.78)} \left[\frac{m^2/s^2}{m/s^2} \right] = \underline{\underline{772.71[m]}}$$

El circuito neumático cuenta con una curva a 90° la cual provocará una pérdida de presión en donde el coeficiente de carga teórico para este tipo de curvas está representado por la Ecuación 5^[5]:

$$K_{90^\circ} = 0.0001d^2 + 0.024d + 1.27 \dots\dots\dots (5)$$

Considerando un diámetro $d = 6.35[mm]$ se tiene:

$$K_{90^\circ} = (0.0001 * 6.35^2) + (0.024 * 6.35) + 1.27 = \underline{\underline{1.12}}$$

Despejando la pérdida de carga de la ecuación 2 se obtiene:

$$h_{90^\circ} = K_{90^\circ} \frac{v^2}{2g} = 1.12 \frac{(63.15)^2}{(2 * 9.78)} \frac{m^2/s^2}{m/s^2} = \underline{\underline{228.34[m]}}$$

Finalmente se determinan las pérdidas de carga en la tubería debida a las conexiones, para determinar esta pérdida de carga se aplicará la Ecuación 6^[5].

$$h_{tub} = f \frac{L}{d} \frac{v^2}{2g} \dots\dots\dots (6)$$

- Donde
- f : Factor de fricción
 - L : Longitud del conducto
 - d : Diámetro del conducto
 - g : Gravedad
 - v : Velocidad del fluido

El factor de fricción se determina con ayuda del Diagrama de Moody, este valor puede encontrarse conociendo el valor de la rugosidad del material ϵ y el diámetro del conducto d ; es decir:

$$f(\epsilon, d) \dots\dots\dots (7)$$

En este caso se trabaja con acero inoxidable con una rugosidad $\epsilon = 0.046[mm]$ y el diámetro de la tubería $d = 6.35[mm]$ entonces:

$$f(\epsilon, d) = 0.034$$

Aplicando la ecuación 6 donde $L = 0.227[\text{m}]$ (De la figura 2.3)

$$d = 6.35e^{-3}[\text{m}]$$

$$g = 9.78[\text{m/s}^2]$$

$$v = 63.15[\text{m/s}]$$

Entonces :

$$h_{\text{tub}} = 0.034 \frac{0.227[\text{m}]}{6.35e^{-3}[\text{m}]} * \frac{63.15[\text{m}^2/\text{s}^2]}{2 * 9.78[\text{m/s}^2]} = 247.8[\text{m}]$$

Una vez obtenidas las pérdidas de carga en el circuito neumático se aplicará la ecuación 1 para determinar la presión a la que deberán entrar el aire y el oxígeno y poder alcanzar sin problemas los 60[cmH₂O] en las vías aéreas cuando existan mayores pérdidas de presión; es decir, cuando las válvulas proporcionales dejen pasar únicamente 20 [L/min] , primero se realizará el cálculo para determinar la presión del aire:

$$\frac{p_{\text{ent}}}{\rho g} + \frac{v_{\text{ent}}^2}{2g} + z_{\text{ent}} = \frac{p_{\text{sal}}}{\rho g} + \frac{v_{\text{sal}}^2}{2g} + z_{\text{sal}} + h_{\text{total}}$$

Donde $p_{\text{ent}} = ?$

$$\rho_{\text{aire}} = 1.2[\text{kg/m}^3]$$

$$g = 9.78[\text{m/s}^2]$$

$$v_{\text{ent}} = 25.47[\text{m/s}]$$

$$z_{\text{ent}} = 0[\text{m}]$$

$$p_{\text{sal}} = 60[\text{cmH}_2\text{O}] = 5883.83[\text{Pa}]$$

$$v_{\text{sal}} = 63.15[\text{m/s}^2]$$

$$z_{\text{sal}} = 0.20[\text{m}]$$

$$h_{\text{total}} = h_{\text{var}} + h_{\text{vp}} + h_{90^\circ} + h_{\text{ev}} + h_{\text{tub}}$$

$$= 236.47[\text{m}] + 2679[\text{m}] + 228.43[\text{m}] + 772.71[\text{m}] + 247.8[\text{m}]$$

$$h_{\text{total}} = 4164.41[\text{m}]$$

Aplicando estos valores en ecuación 1 se obtiene:

$$\frac{p_{\text{ent}}^{\text{aire}}}{11.74[\text{Pa/m}]} + 33.17[\text{m}] = 501.35[\text{m}] + 203.88[\text{m}] + 0.20[\text{m}] + 4164.41[\text{m}]$$

$$\underline{\underline{p_{\text{ent}}^{\text{aire}} = 56782.5[\text{Pa}] = 8.24[\text{psi}]}}$$

Ahora aplicando la misma ecuación y los mismos valores con $\rho_{\text{oxígeno}} = 1.429[\text{kg/m}^3]$ se tiene:

$$\frac{P_{ent}^{oxígeno}}{13.98 [Pa/m]} + 33.17 [m] = 501.35 [m] + 203.88 [m] + 0.20 [m] + 4164.41 [m]$$

$$\underline{\underline{P_{ent}^{oxígeno} = 67616.64 [Pa] = 9.8 [psi]}}$$

Como se pudo observar anteriormente las pérdidas de carga dentro del circuito neumático ocasionan que la presión de entrada al sistema de acondicionamiento de gases sea relativamente grande comparada con la presión de salida necesaria; sin embargo, después de este análisis se tiene la confiabilidad de que se logrará insuflar los pulmones de un paciente sin problemas siempre y cuando se logre mantener la presión de entrada dentro de un rango muy cercano a los obtenidos.

Análisis de esfuerzos en conductos.

En este apartado se analizará una de las piezas que se encuentra sometida a una mayor presión, esta pieza tiene la función de recibir los gases presurizados provenientes de las instalaciones del hospital, como se menciono anteriormente los gases se encuentran a una presión entre 50[psi] y 80[psi], con este análisis se pretende asegurar que la pieza mostrada en la Figura 2.4 será capaz de soportar los esfuerzos a los que estará siendo sometida.

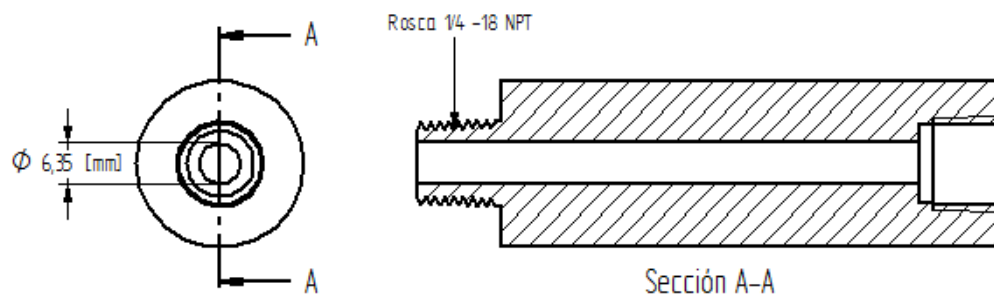


Figura 2. 4 Vista lateral del conector para entrada de gases.

Como primer cálculo determinaremos la fuerza normal que tiene contacto con las paredes internas del conducto, para esto haremos uso de la ecuación 8^[5].

$$F_n = P \cdot A \dots\dots\dots (8)$$

Donde P = Presión de entrada de los gases
 A = Área transversal del conducto
 $A = \pi \cdot r^2$

Donde $r = 3.175e^{-3}[m]$

Determinando el área tenemos :

$$A = \pi \cdot (3.175e^{-3})^2 = \underline{\underline{3.17e^{-5}[m^2]}}$$

Tomando $P = 80[psi] = 551.58[kPa]$ como la mayor presión a la que puede estar sometido el conducto y aplicando la ecuación 8:

$$F_n = 551.58[kPa] \cdot 3.17e^{-5}[m^2] = \underline{\underline{17.50[N]}}$$

Una vez obtenida la fuerza normal ejercida en el conducto, se determinará el esfuerzo en el área transversal de menor espesor que es donde se podrían generar las mayores tensiones sobre el material; dicha área se encuentra en la sección donde se manufacturará la cuerda del conector, a continuación en la Figura 2.5 se muestra a detalle el área transversal donde se hará el análisis de esfuerzo.

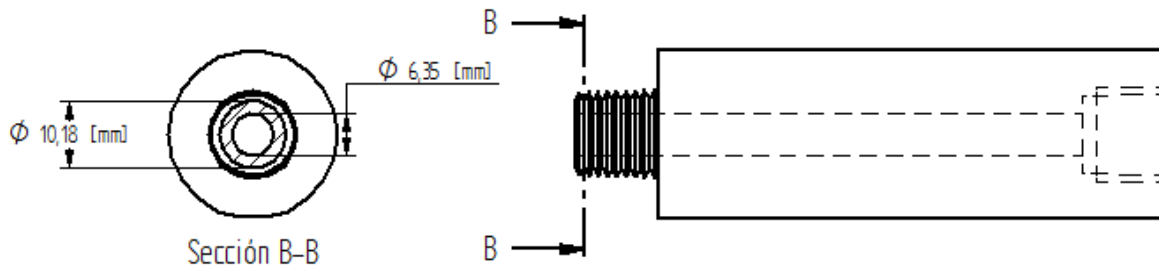


Figura 2.5 Vista a detalle del conector de entrada de gases.

Para poder determinar el esfuerzo de tensión provocado en este segmento del conducto haremos uso de la ecuación 9^[6] que nos relaciona la fuerza de tensión aplicada con el área transversal a analizar:

$$\sigma = \frac{F_n}{A_{\text{transversal}}} \dots\dots\dots (9)$$

Donde $F_n = 17.50[N]$
 $A_{\text{transversal}} = \pi(r_{\text{mayor}}^2 - r_{\text{menor}}^2) \dots\dots\dots (10)$

De la Figura 2.5 $r_{\text{mayor}} = 5.09e^{-3}[m]$, $r_{\text{menor}} = 3.175e^{-3}[m]$ y aplicandola ecuación 10:

$$A_{\text{transversal}} = \pi((5.09e^{-3}[m])^2 - (3.175e^{-3}[m])^2) = \underline{\underline{4.97e^{-5}[m^2]}}$$

Ahora aplicando la ecuación 8:

$$\sigma = \frac{17.50[\text{N}]}{4.97e^{-5}[\text{m}^2]} = \underline{\underline{351.95[\text{kPa}]}}$$

Al conocer el esfuerzo al que estará sometida la pieza se podrá obtener el factor de seguridad (Ecuación 11) que brindará la confianza sobre el comportamiento de las piezas en condiciones de operación, el valor con el que se comparará el esfuerzo obtenido es de 206 [Mpa] para un acero inoxidable tipo 304.

$$F_s = \frac{\sigma_{\text{fluencia}}}{\sigma_{\text{aplicado}}} \dots\dots\dots (11)$$

Sustituyendo valores :

$$F_s = \frac{206[\text{Mpa}]}{351.95[\text{kpa}]} = 585.3$$

Como se puede observar en el resultado anterior el factor de seguridad es relativamente grande; sin embargo, durante el proceso de manufactura pudiesen existir pequeñas variaciones que pudieran afectar y disminuir el área transversal mostrada en la Figura 2.5 y así mismo aumentaría el esfuerzo aplicado, también cabe mencionar que durante el proceso de manufactura las piezas pueden generar esfuerzos internos, por lo que el factor de seguridad establecido cobra mayor importancia.

2.3 Cálculos y análisis para el sistema de sensado.

En el capítulo de diseño conceptual se definieron algunas características y comportamientos de los sensores que se ocuparán en este diseño, a continuación se describirán las relaciones existentes entre las entradas hacia los sensores y las salidas que estos ofrecen.

Sensores de presión diferencial.

Como se mencionó los sensores que se ocuparán para medir la presión de entrada de cada uno de los gases ofrecen una salida de 0.267 [Volts/Psi] y el utilizado para medir la presión en las vías aéreas ofrece 4 [Volts/Psi]; es importante señalar que estos sensores cuentan con offset de 0.5 [Volts] que tendrán que ser omitidos en las lecturas, otro aspecto a considerar es que la salida de voltaje que ofrecen estos sensores esta amplificada al doble de su valor normal (Anexo 3) y por lo tanto habrá que ajustar estos valores para poder aplicar la información que nos brinda la hoja de datos.

Tomando en cuenta la información anterior tenemos:

$$P[\text{psi}] = \frac{\left(\frac{V_{\text{sal}}}{2}\right) - V_{\text{offset}}}{\text{Sensibilidad ad}} \dots\dots\dots (12)$$

Donde V_{sal} : Voltaje de salida del sensor [Volts]
 $V_{\text{offset}} = 0.5$ [Volts]
 Sensibilidad ad = 0.267 [Volts/Psi] (Para sensor de presión de entrada de gases)
 = 4.00 [Volts/Psi] (Para sensor de presión en vías áreas)

Sensor de oxígeno.

En la fase de diseño conceptual se habló de una de las características de este sensor relacionada con las variaciones presentadas dependientes de la presión de la mezcla, debido a que sería poco funcional tener un sensor de presión destinado únicamente a mejorar la lectura del sensor de oxígeno se ha propuesto que dicha señal se base en la información almacenada durante las pruebas de “inicialización de la servoválvula de aire” e “inicialización de la servoválvula de oxígeno”, esto quiere decir, que durante la pruebas se almacenarán los datos de “Voltaje sensor de oxígeno vs Voltaje aplicado a la válvula proporcional de aire” y “Voltaje sensor de oxígeno vs Voltaje aplicado a la válvula proporcional de oxígeno” donde estos datos representarán el 21% y el 100% de oxígeno en la mezcla respectivamente, una vez almacenados todos estos puntos se podrá obtener una mejor aproximación del porcentaje de oxígeno en la mezcla y podremos aplicarlos de la siguiente manera:

1. Detectar los voltajes del sensor de oxígeno mínimos de cada una de las tablas (21% y 100% de oxígeno) y generar una ecuación lineal donde la variable dependiente sea el porcentaje de oxígeno.
2. Leer el voltaje real aplicado a cada una de las servoválvulas.
3. Con los voltajes reales aplicados a cada una de las servoválvulas estimar los voltajes del sensor de oxígeno en cada una de las tablas.
4. Al voltaje del 21% de oxígeno estimado restarle el voltaje mínimo del sensor de oxígeno para el 21% detectado en el paso 1.
5. Al voltaje del 100% de oxígeno estimado restarle el voltaje mínimo del sensor de oxígeno para el 100% detectado en el paso 1.
6. Leer el valor real del sensor de oxígeno y restarle los valores de 5 y 6.
7. Sustituir el valor anterior en la ecuación obtenida en 1 y obtendremos el porcentaje de oxígeno.

Como se explicó en la fase de diseño conceptual, para poder realizar una validación aceptable de este sensor tendremos que comparar el valor obtenido de forma experimental con un valor teórico, para poder obtener el valor teórico nos basaremos también en los datos almacenados en las pruebas de “inicialización de la servoválvula de aire” e “inicialización de la servoválvula de oxígeno”, a continuación se explican las ecuaciones que representarán dicho valor teórico:

1. De las gráficas de “Flujo principal vs Voltaje aplicado a la válvula proporcional de aire” y “Flujo principal vs Voltaje aplicado a la válvula proporcional de oxígeno” estimar el flujo en función al voltaje aplicado a cada una de las válvulas proporcionales.
2. Aplicar ecuación 13 y 14.

$$\% \text{Flujo}_{\text{aire}} = \frac{\text{Flujo}_{\text{aire}}}{\text{Flujo}_{\text{total}}} * 100\% \quad \dots\dots\dots (13)$$

$$\% \text{Flujo}_{\text{oxígeno}} = \frac{\text{Flujo}_{\text{oxígeno}}}{\text{Flujo}_{\text{total}}} * 100\% \quad \dots\dots\dots (14)$$

Donde $F_{\text{total}} = \text{Flujo}_{\text{aire}} + \text{Flujo}_{\text{oxígeno}}$ (estimados en el paso 1).

3. Aplicar los valores obtenidos en la ecuación 13 y 14 en la ecuación 15 para obtener el porcentaje de oxígeno teórico en la mezcla.

$$\% \text{Oxígeno} = (0.21 * \% \text{Flujo}_{\text{aire}}) + \% \text{Flujo}_{\text{oxígeno}} \quad \dots\dots\dots (15)$$

Sensor de flujo.

En la fase de diseño conceptual se mostró la gráfica que relaciona la salida de voltaje con respecto al flujo de gas que circula dentro del conducto, esta gráfica está basada en los valores de la tabla 2.2 la cual se presenta a continuación:

Flujo [LPM]	Voltaje de salida [Volts]
0	1
25	2.99
50	3.82
75	4.30
100	4.58
150	4.86
200	5

Tabla 2.1 Especificaciones de flujo y voltaje de salida.

Cabe mencionar que el voltaje de salida mostrado en la tabla anterior corresponden a los voltajes de salida cuando el sensor es alimentado con 10 [Volts], en nuestro caso el sensor es alimentado con 12 [Volts], la hoja de datos menciona que la salida de voltaje del sensor y el voltaje de offset son proporcionales al voltaje con el que es alimentado, así que para aplicar los valores que muestra la hoja de datos habrá que considerar los valores anteriores.

En base a la información anterior la ecuación 15 representa los valores de la tabla 2.2 tomando como variable dependiente al flujo:

$$F[\text{L}/\text{min}] = \left(2.993e^{16} * \exp\left(-\left(\frac{V_{\text{acon}} - 22.38}{3.016}\right)^2\right)\right) + \left(102.6 * \exp\left(-\left(\frac{V_{\text{acon}} - 5.805}{2.338}\right)^2\right)\right) \dots \quad (16)$$

Donde $V_{\text{acon}} = \frac{V_{\text{ssf}}}{1.2}$ y

V_{ssf} : Voltaje de salida del sensor de flujo

2.4 Implementación de pruebas para validación.

Como se mencionó anteriormente la implementación de las pruebas de validación se realizarán sobre la plataforma de LabVIEW haciendo uso de un sistema de adquisición y envío de datos de National Instrument, las entradas y salidas de este hardware se podrán observar en la interfaz mostrada en la figura 2.6 en donde el usuario podrá mandar señales analógicas a cada uno de los dispositivos electromecánicos y al mismo tiempo leer las salidas de voltaje de cada uno de los sensores.



Figura 2.6 Interfaz de entradas y salidas del hardware empleado para realizar las pruebas de validación.

Por otro lado la interfaz donde está involucrado el diagrama que representa la máquina de estados que realizará la prueba de “Validación de la válvula proporcional de aire” así como las ecuaciones obtenidas en la fase de diseño de detalle para el sistema de sensado se muestran en la Figura 2.7. Esta interfaz mostrará en una de sus gráficas la magnitud del flujo en función del voltaje aplicado a la válvula proporcional de aire de forma ascendente y de forma descendente al mismo tiempo que se observa la presión de entrada, también se podrá observar la magnitud del flujo en función del voltaje de salida de este sensor, esto para realizar una comparación con la información que ofrece la hoja de datos, cabe mencionar que si la presión de entrada se encuentra fuera de rango el programa se detendrá inmediatamente alertando al usuario acerca de las condiciones de este, esto será útil para así poder obtener datos confiables en donde la prueba se realice en el rango de presión en que se realizará la ventilación mecánica comúnmente.

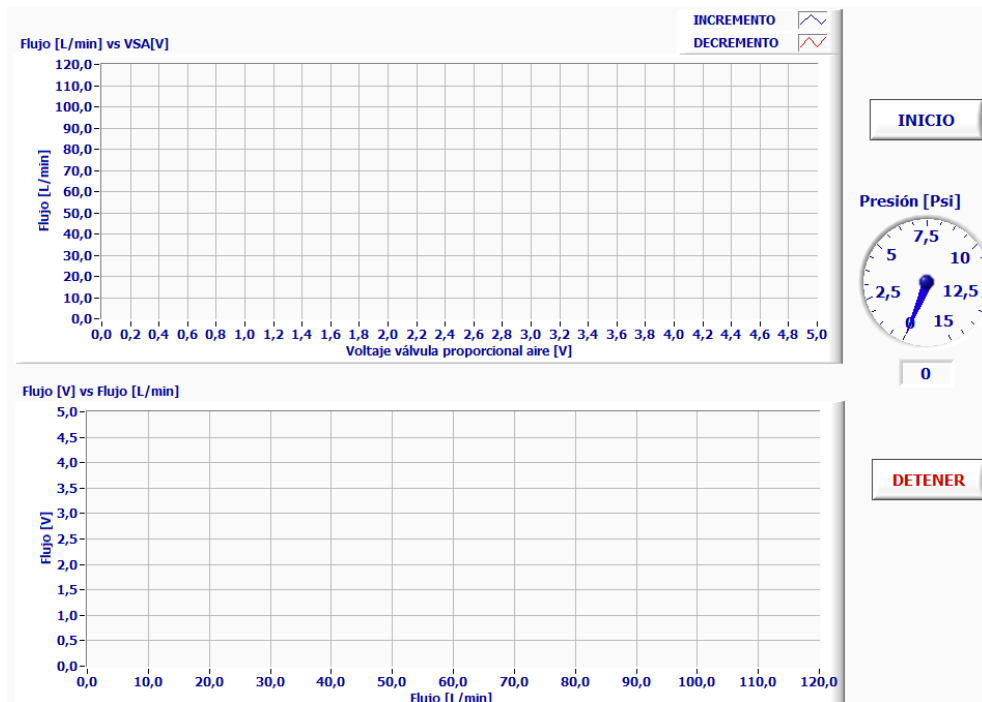


Figura 2.7 Interfaz para la prueba de “Validación de la servoválvula de aire”.

En la figura 2.8 se muestra la interfaz para la prueba de “Validación de la servoválvula de oxígeno” que tiene las mismas características que la anterior.

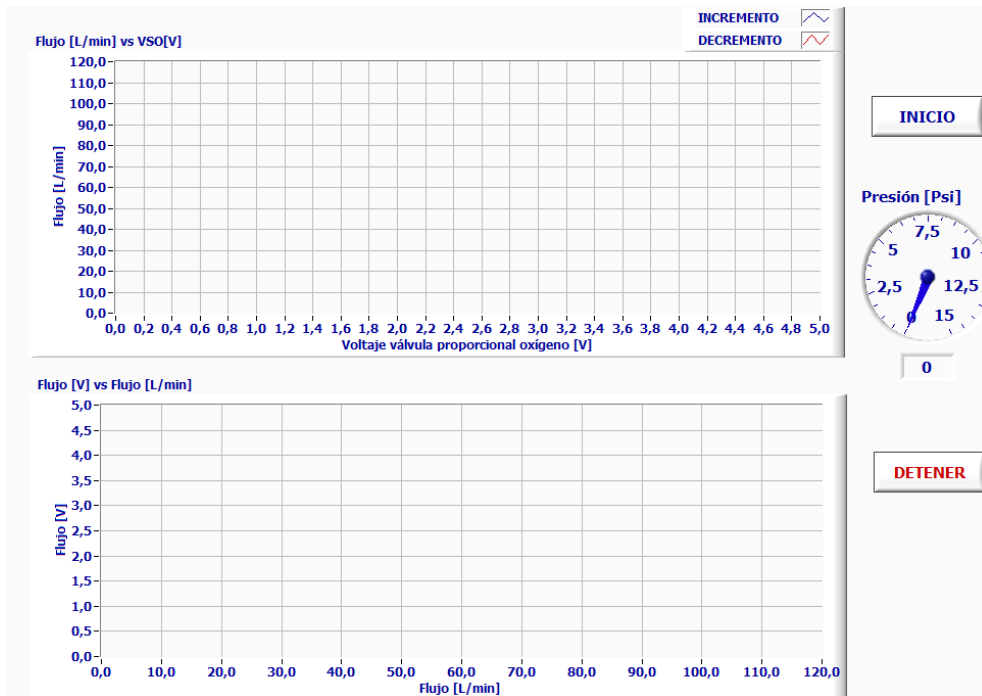


Figura 2.8 Interfaz para la prueba de “Validación de la válvula proporcional de oxígeno”.

Una vez realizadas las pruebas anteriores y almacenado los datos necesarios para realizar la prueba de validación del sensor de oxígeno se ha generado una interfaz que permitirá al usuario obtener diferentes concentraciones de oxígeno a partir de la apertura y cierre de cada una de las válvulas proporcionales, la Figura 2.9 muestra dicha interfaz en donde se puede observar la gráfica que representará el porcentaje de oxígeno en función de los voltajes mínimos del sensor de oxígeno leídos en pruebas anteriores, también se tiene dos controles de voltaje; una para cada una de las válvulas proporcionales y con los cuales se podrá obtener el valor teórico de la concentración de oxígeno en la mezcla, finalmente tenemos 2 indicadores en los que podremos observar el error relativo y el error absoluto obtenidos en esta prueba.

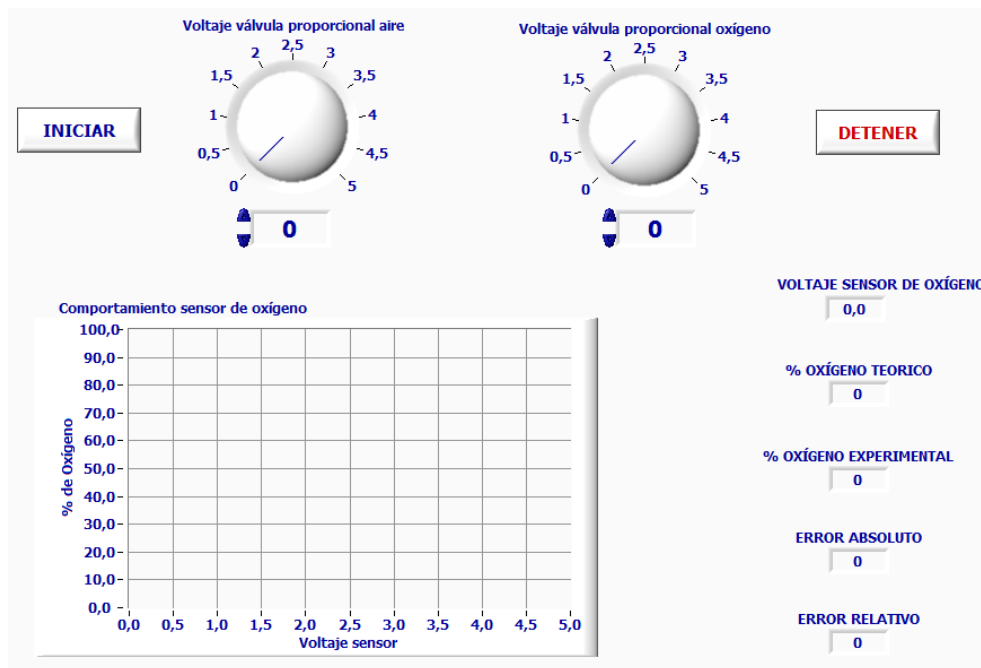


Figura 2.9 Interfaz para validación del sensor de oxígeno.

La última de las pruebas que se realizará será para el sensor de presión en vías aéreas, para esta prueba se ha realizado la interfaz que se muestra en la Figura 2.10 con ayuda de la máquina de estados descrita en la fase de diseño conceptual, dicha interfaz cuenta con tres gráficas las cuales mostrarán el desarrollo del flujo inspiratorio, volumen inspiratorio y presión en las vías aéreas todas con respecto al tiempo, cabe mencionar que estas 3 gráficas son las más utilizadas durante la ventilación mecánica; sin embargo, las formas de onda no se asemejarán a las mostradas en el capítulo introductorio de este trabajo ya que las válvulas proporcionales en particular aún no cuentan con alguna teoría de control que logre que las variables involucradas en la ventilación se comporten de forma natural, esta interfaz también cuenta con un control que el usuario podrá utilizar para simular la presión límite en la que debe finalizar la fase de inspiración y comenzar con la fase de espiración, del lado derecho también se podrán observar los valores relacionados con la presión de entrada de los gases y la concentración de oxígeno en la mezcla, cabe mencionar que para realizar esta prueba será necesario usar un pulmón de prueba que nos permita realizar una validación del este sensor.

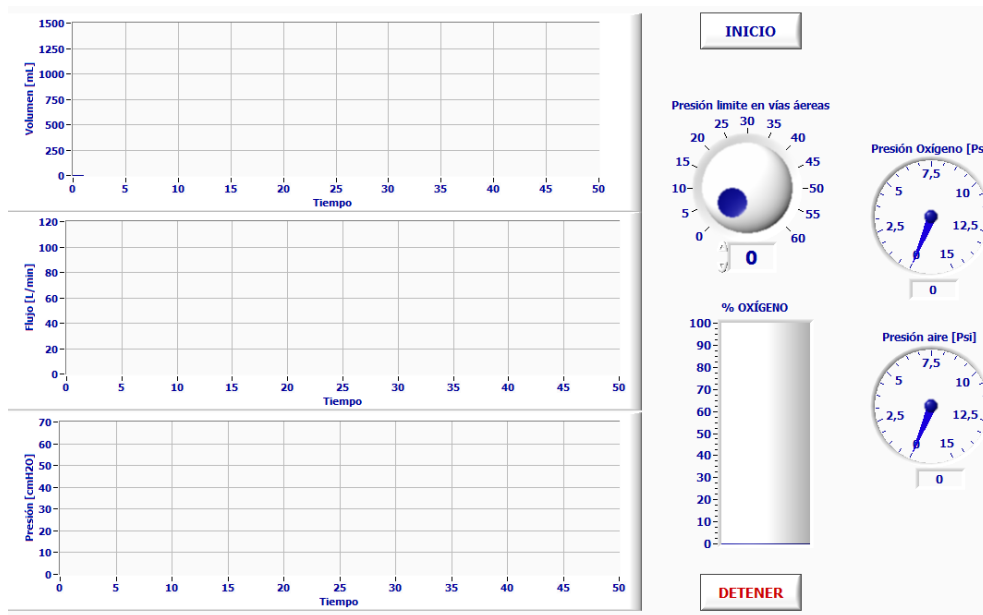
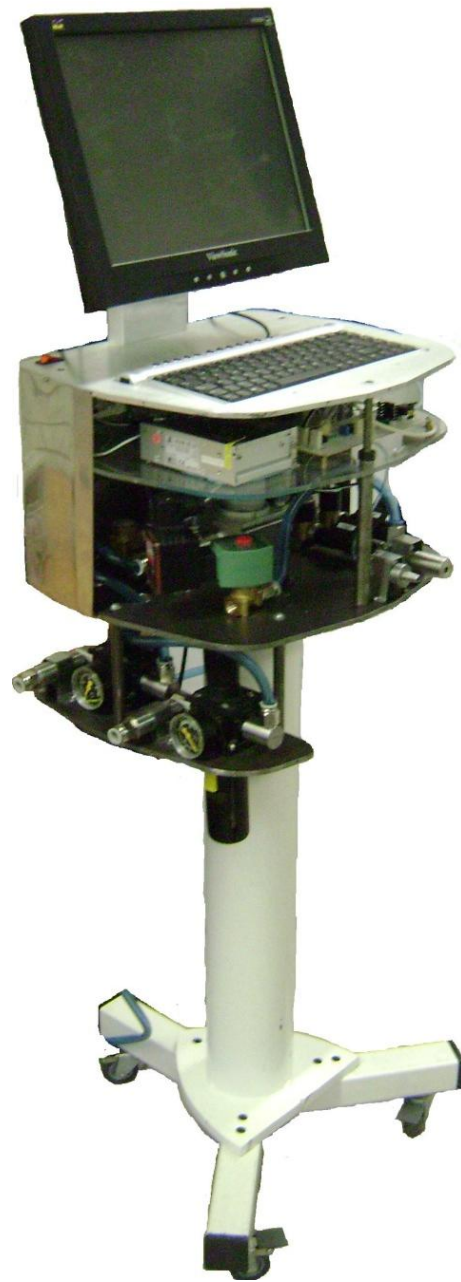


Figura 2.10 Interfaz para validación del sensor de presión en vías aéreas.

Finalmente una vez generados los programas que validarán al sistema de acondicionamiento de gases con ayuda del sistema de sensado se podrá continuar con la manufactura, ensamble y validación del ventilador en general.



3. Ensamble.

En este capítulo se describen los resultados de los subensambles así como el ensamble general de este ventilador mecánico.

La figura 3.1 muestra el ensamble de los sistemas que componen el ventilador mecánico, este ensamble tiene la particularidad de ser acoplado de forma vertical y descendente, este diseño también tiene la característica de ser ensamblado solo con destornilladores, llaves allen y llave española lo cual agilizará el armado de éste.

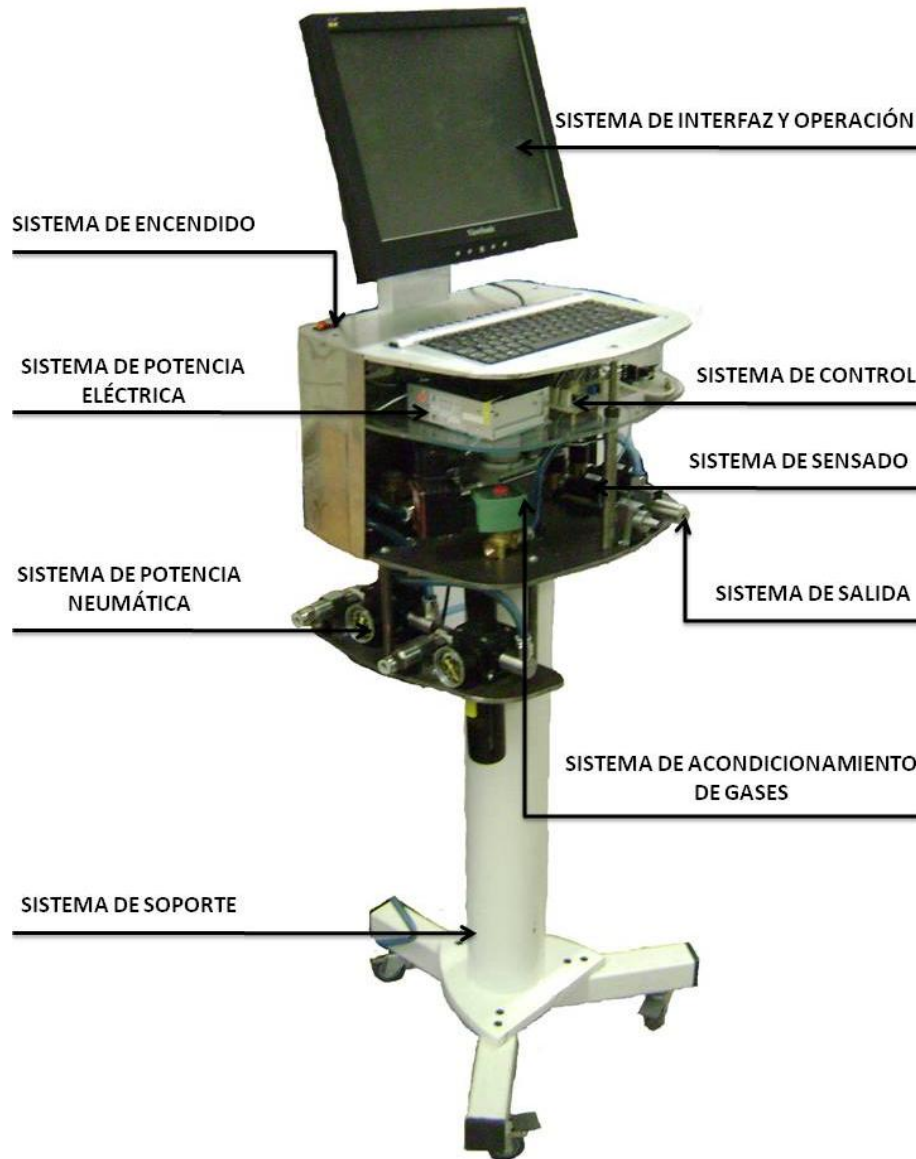


Figura 3.1 Ensamble general.

En la imagen 3.2 se muestra el subensamble del sistema de potencia neumática, se observa que este cuenta con los dos reguladores de presión, cada uno cuenta con sus conectores de entrada y de salida así como de los soportes que asegurarán que los conectores de entrada se mantengan fijos en todo momento. Uno de los problemas que se presentarán durante el ensamble de este sistema fue el defasamiento debido a la cuerda conica de los conectores que no permite obtener el desplazamiento requerido, para solucionar este problema fue necesario ubicar las nuevas posiciones para los barrenos roscados obteniendo así el subensamble deseado.



Figura 3.2 Subensamble del sistema de potencia neumática.

El subsensamble del sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado se muestra en la figura 3.3, en esta se puede observar cada uno de los elementos que conforman a estos dos sistemas que fueron descritos anteriormente, en este subensamble se presentó el mismo problema descrito anteriormente por lo que se aplicó la misma solución, cabe mencionar que estos cambios no afectarán en lo mas minimo el arreglo de los elementos.

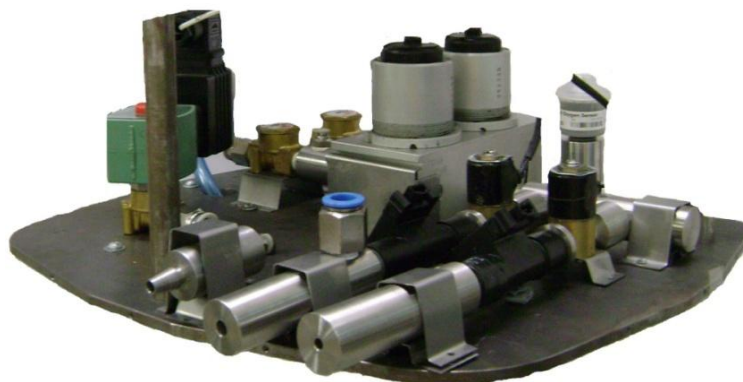


Figura 3.3 Subensamble del sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado.

En la figura 3.4 se muestra la pantalla táctil y el teclado que conforman el sistema de operación e interfaz, cabe mencionar que la pantalla cuenta con un sistema que le permitirá cambiar el angulo de visibilidad hacia la pantalla ofreciendole al usuario mayor facilidad para operar el ventilador mecánico y observar mejor el desarrollo de la ventilación mecánica.

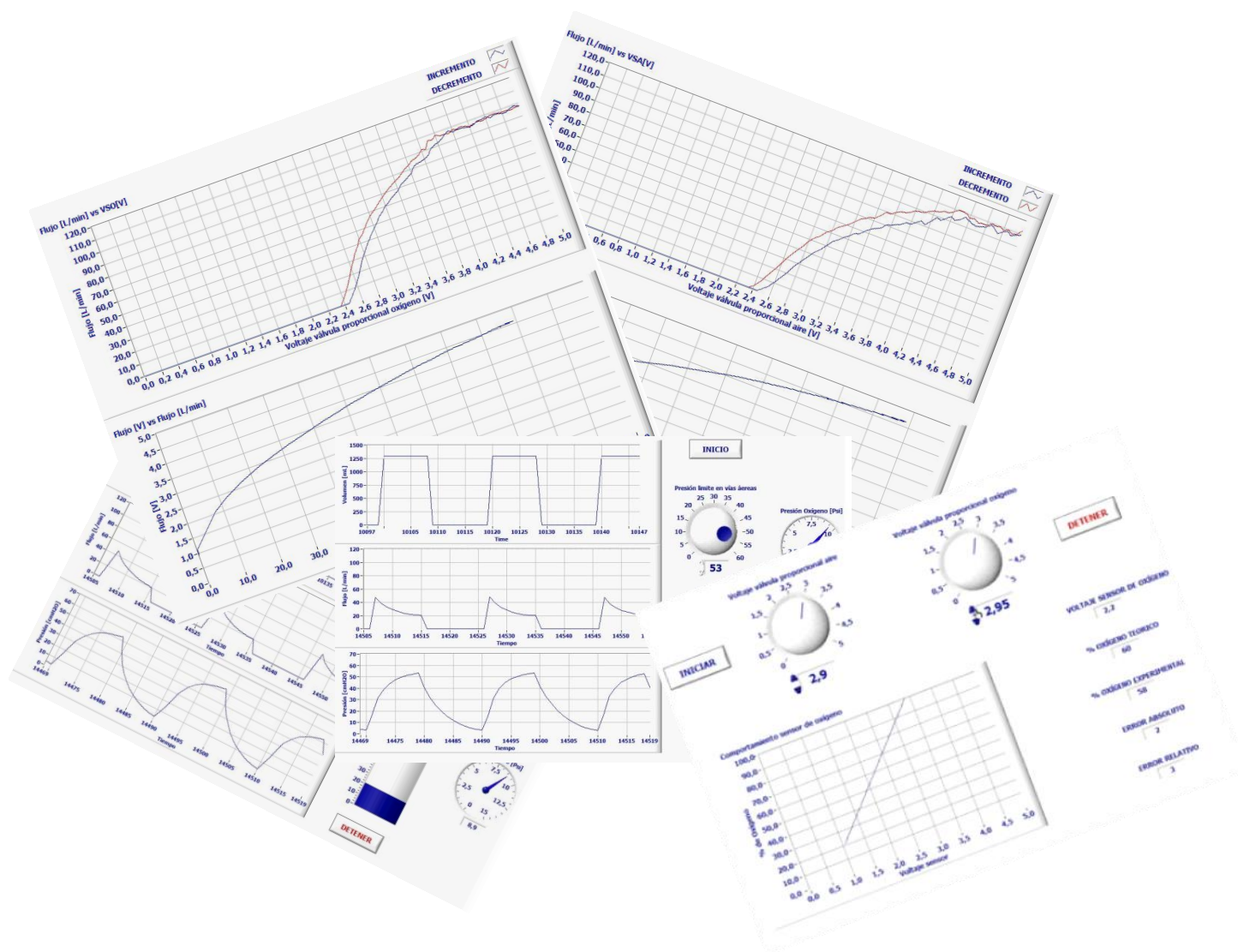


Figura 3.4 Subensamble para el sistema de interfaz y operación.

El sistema de soporte se muestra en la figura 3.5, este sistema le da al ventilador la altura necesaria para ser operado, este soporte también cuenta con 3 ruedas que facilitarán el transporte del ventilador así como un sistema de frenado en cada una de ellas que obligarán al ventilador a permanecer sin movimiento cuando así se requiera.



Figura 3.4 Subensamble para el sistema de soporte.



4. Validación.

Este capítulo presenta el comportamiento del conjunto de válvulas proporcionales y la validación del sistema de sensado.

En la figura 4.1 se observa la gráfica que representa la validación del sensor de flujo, esta gráfica se forma a partir de los valores arrojados por el sensor y la ecuación que respresenta el flujo en función de dicho voltaje, se observa que los valores gráficosados se aproximan a los valores ofrecidos por la hoja de datos de este sensor.

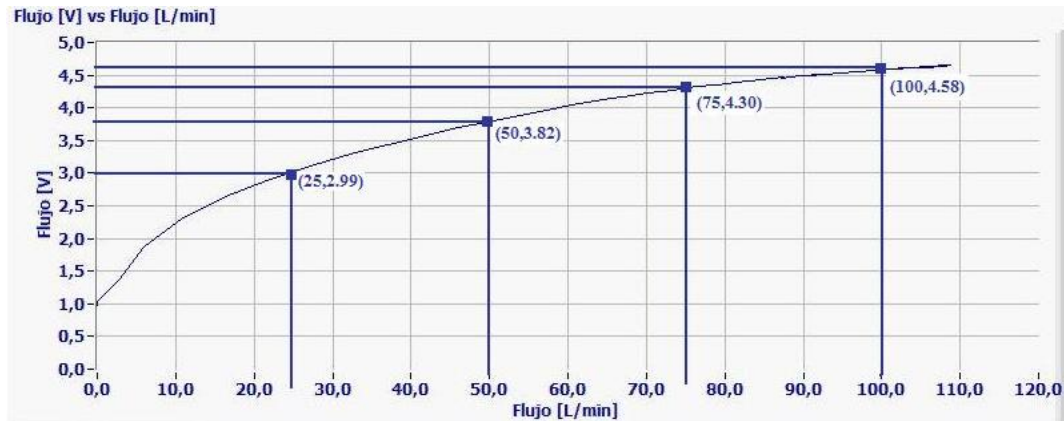
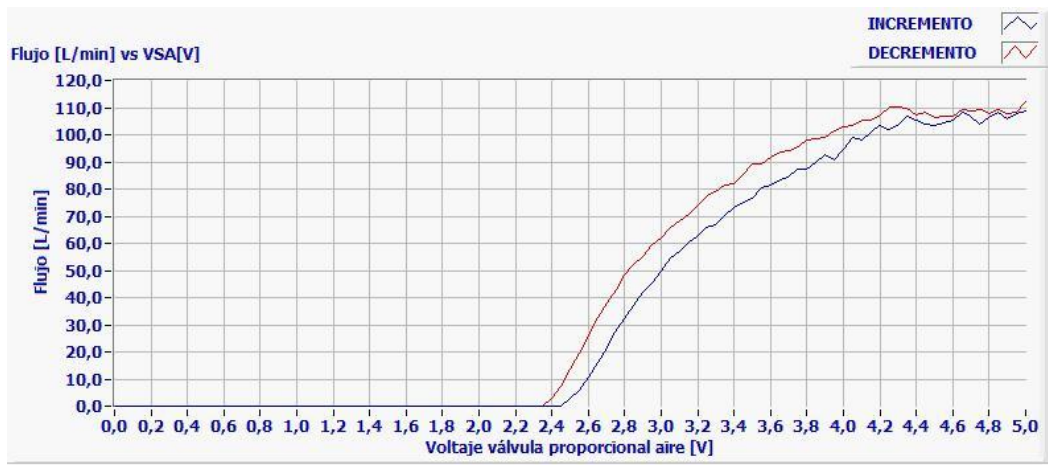


Figura 4.1. Validación del sensor de flujo.

Una vez teniendo la confiabilidad de los datos que nos dará el sensor de flujo la siguiente etapa fue verificar el comportamiento de la magnitud del flujo en función del voltaje aplicado a la válvula proporcional. La imagen 4.2 muestra que el flujo máximo es de 110 [L/min] y que el flujo incrementa conforme va incrementando el voltaje aplicado a la válvula proporcional, también se que dicha relación no es lineal.



4.2. Flujo vs Voltaje válvula proporcional de aire.

La figura 4.3 muestra el comportamiento de la magnitud del flujo en función del voltaje aplicado a la válvula proporcional de oxígeno, se puede observar que el comportamiento es muy similar sólo que en este caso al flujo máximo alcanzado es de 100 [L/min].

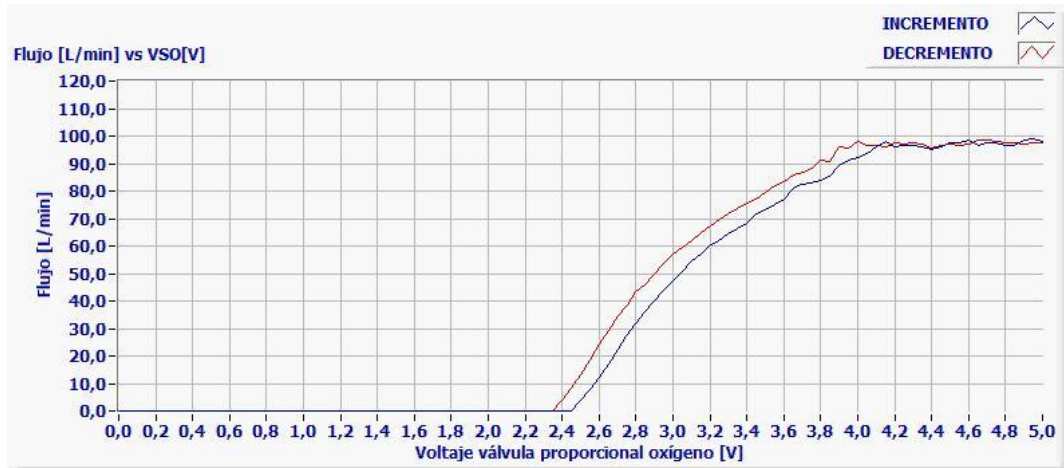


Figura 4.3 Flujo vs Voltaje válvula proporcional de oxígeno.

La no linealidad entre la magnitud del flujo y el voltaje aplicado a cada una de la válvula proporcionales se debe principalmente al cambio de sección del área transversal conforme el tapón se mueve verticalmente, en la figura 4.4 se observa como es que se modifica dicha área con respecto al movimiento del tapón.



Figura 4.4. Variación del área transversal de la sección por donde pasa el fluido dentro de la válvula proporcional.

Como se observa en la figura anterior el área transversal por donde pasará el fluido incrementa. La manera en como en como variá dicha área en función de la altura h es representada por la ecuación 17^[7].

$$A = \frac{h}{6s} (3h^2 + 4s^2) \dots\dots\dots (17)$$

Donde $h = \frac{s}{2} \tan \frac{\alpha}{4}$

$$s = 2r \sin \frac{\alpha}{2}$$

r : Radio

α : Angulo del segmento circular.

La Tabla 4.1 muestra algunos valores obtenidos durante la prueba realizada para la validación del sensor de oxígeno aplicando diferentes voltajes a cada una de las válvulas proporcionales. Como se puede observar en la tabla los errores relativos obtenidos para esta prueba no superaron el 10% por lo que se puede deducir que la ecuación obtenida para este sensor en donde se involucran el voltaje entregado por el sensor como la presiones de entrada cumplen con los propósitos para los cuales son requeridas.

Tabla 4.1. Validación del sensor de oxígeno.

Voltaje válvula proporcional aire[V]	Voltaje válvula proporcional oxígeno[V]	% Oxígeno Téorico	% Oxígeno Experimental	Error Relativo [%]
2.8	0	21	20	4.8
2.8	2.75	61	59	3.3
2.9	2.8	53	55	3.8
3	2.95	58	57	1.8
0	2.85	100	95	5

Finalmente se ha realizado la prueba para el sensor de presión en vías áereas la cual involucra las variables basicas para llevar acabo la ventilación mecánica. Esta interfaz cuenta con indicadores de presión para cada uno de los gases de entrada, también se puede observar la concentración de oxígeno en la mezcla y el desarrollo gráfico del volumen y flujo inspiratorio y la presión de las vías áereas. En la figura 4.5 dentro de la gráfica de presión se puede observar que el término de la fase inspiratoria llega cuando se ha alcanzado una presión de 31[cmH₂O] al igual que la solicitada, esta igualdad da como resultado la confianza de que los elementos que componen el circuito neumático son capaces de responder y llevar a cabo la ventilación mecánica.

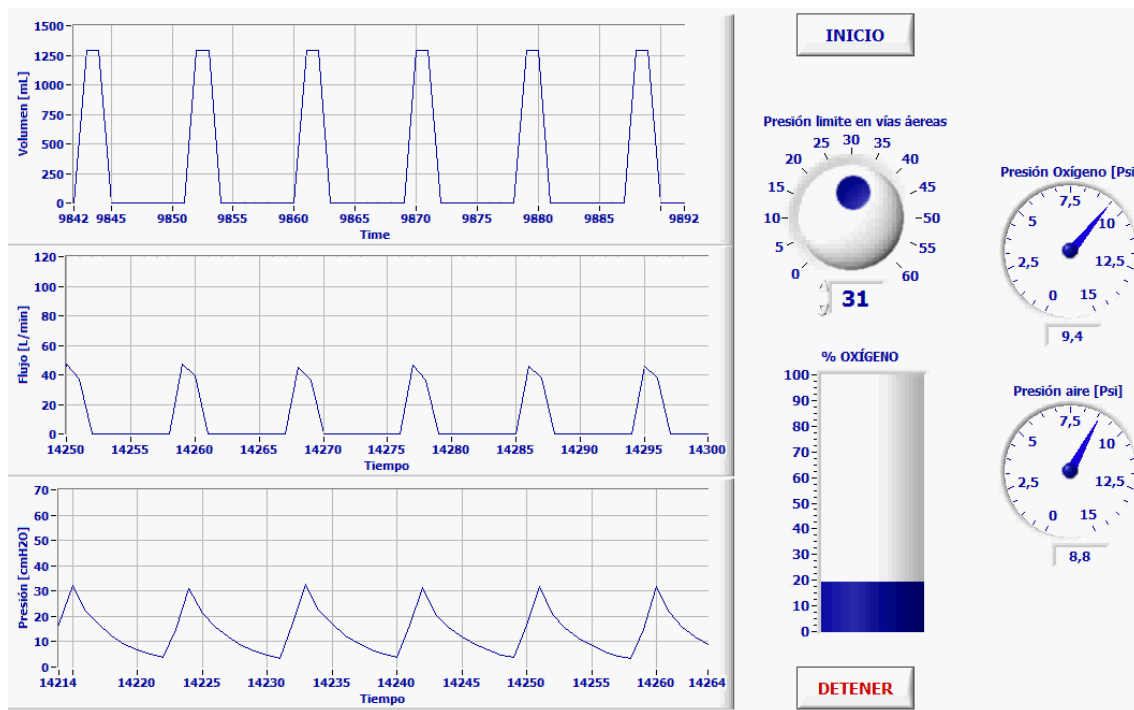


Figura 4.5. Validación del sensor de presión en vías áereas.

La imagen 4.6 muestra otra de las pruebas realizadas donde se ha solicitado que el final de la fase inspiratoria este dado cuando la presión límite en vías aereas sea igual a 44 [cmH₂O], como se logra ver en la gráfica de presión dicho cambio de fase llega exactamente cuando la presión llega al valor solicitado.

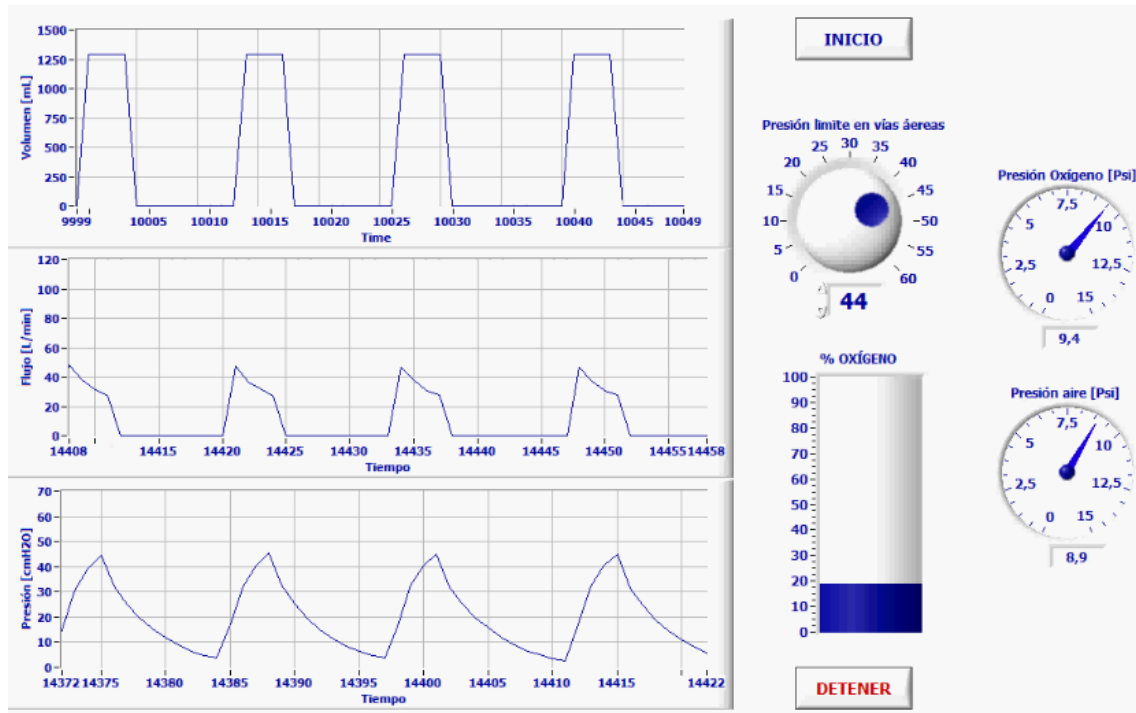


Figura 4.6. Validación del sensor de presión de vías áereas.

Conclusiones.

La metodología con la cual se ha diseñado este ventilador ha dado como resultado que se conozcan las funciones y la interacción de cada uno de los sistemas que están involucrados en la ventilación mecánica. Una vez conocido el principio de funcionamiento de los sistemas se ha propuesto una solución para cada uno de ellos excepto para el sistema de control, las configuraciones propuestas para el sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado indican que el ventilador puede ser controlado y limitado de diferentes maneras una vez que estos sistemas sean encabezados por el sistema de control.

Controlado por flujo { Ciclado por presión
Ciclado por volumen
Ciclado por tiempo

Controlado por presión { Ciclado por flujo
Ciclado por volumen
Ciclado por tiempo

Controlado por volumen { Ciclado por presión
Ciclado por flujo
Ciclado por tiempo

Se han generado los planos de fabricación y ensamble de cada una de las piezas, el resultado de esta etapa permite ver a primera vista que los sistemas están distribuidos ordenadamente y asignados en posiciones que permiten la interacción de sistemas cuando es requerido, como en el caso del sistema de acondicionamiento de gases y el sistema de sensado los cuales se encuentran ocupando el mismo espacio con el propósito de que las variables sean medidas directamente sobre el sistema de acondicionamiento de gases y así reducir los posibles errores en las lecturas. De la etapa de ensamble se puede concluir que este ventilador es relativamente fácil de acoplar ya que la unión de piezas no interviene con el acomplamiento de otras y la cantidad de herramental ocupado es mínimo, cabe mencionar que la rosca de los conectores podría ser sustituida por una cuerda recta con el propósito de absorber los desplazamientos provocados por la geometría de las cuerdas cónicas, para realizar este cambio será necesario hacer uso de un elemento que evite las fugas de gas entre conexiones.

Por otro lado la etapa de validación ha arrojado datos que serán importantes para el diseño del controlador ya que como se pudo observar en la etapa de validación de cada una de las válvulas proporcionales el comportamiento del flujo en función del voltaje aplicado a las válvulas no es lineal y la apertura y cierre de estas presenta una histeresis aproximadamente de 7%.

Finalmente la validación del sistema de sensado y acondicionamiento de gases ha dado como resultado que tanto los elementos como la configuración de estos podrán llevar a cabo la ventilación mecánica una vez que el diseño del controlador sea capaz de llevar a cada una de las válvulas proporcionales al estado requerido tanto para obtener la mezcla deseada como para controlar una de las variables de control, sin

embargo, para facilitar el diseño de este controlador se propone que la electroválvula principal sea sustituida por una válvula proporcional similar a la válvula proporcional de exhalación ya que con este cambio tendremos al conjunto de válvulas proporcionales controlando únicamente la mezcla de gases (aire y oxígeno) y la nueva válvula proporcional controlando la variable deseada.

Como se puede observar el trabajo desarrollado muestra un panorama que deberá ser tomado en cuenta principalmente para el desarrollador del sistema de control, sin embargo, este prototipo funcional muestra carencias en cuanto a la seguridad e higiene de dispositivos médicos, para esto se propone realizar iteraciones relacionadas con la selección de materiales ocupados en el área médica así como en cuestiones de energía eléctrica y alimentación de gases que permitan el funcionamiento del ventilador mecánico con cierto grado de independencia.

Glosario.

Edema pulmonar Acumulación anormal de líquido en los pulmones que interrumpe el movimiento normal del oxígeno a través de estos, provocando dificultad para respirar.

Polio Enfermedad causada por un virus que usualmente paraliza los músculos respiratorios.

Hipoventilación Se refiere a una respiración demasiado superficial o demasiado lenta, lo cual no satisface las necesidades del cuerpo. También puede referirse a la reducción de la función pulmonar.

Cifoescoliosis Curvatura de la columna causante de problemas respiratorios por la curva severa.

Distensibilidad La distensibilidad pulmonar es un indicador de la rigidez de un pulmón.

Compliance Medición de la facilidad con que se expanden los pulmones y el tórax durante los movimientos respiratorios, determinada por el volumen y la elasticidad pulmonar.

Barotrauma lesión física de tejidos corporales que se produce por altas presiones en la vía aérea.

Anexo 1

Matriz de Correlación

ESPECIFICACIONES	PESO DE LOS SENSORES	4	4	0	0	2	2	2	0	7	167
	TAMAÑO DE LOS SENSORES	4	4	0	0	5	5	2	3	3	209
	RANGO DE OPERACIÓN DE LOS SENSORES	1	1	5	5	8	8	2	9	9	377,5
	TIEMPO DE RESPUESTA DE LOS SENSORES	0	0	7	7	9	9	2	9	9	403
	# DE VARIABLES	2	7	9	9	7	7	2	9	9	444,5
	# DE TAREAS QUE REALIZARÁN LAS ALARMAS	0	0	5	5	5	5	3	9	9	320
	# DE VARIABLES QUE ACTIVARÁN LAS ALARMAS	5	0	8	8	8	8	2	9	9	425
	VOLUMEN DE MEZCLA	0	0	2	8	2	9	2	8	8	299,5
	ERROR AL MEZCLAR LOS GASES	0	0	6	8	5	9	5	9	9	392
	# DE ELEMENTOS QUE MEZCLARÁN LOS GASES	5	8	0	5	2	9	2	0	2	220,5
	# DE GASES QUE SE MEZCLARÁN	5	5	5	5	5	9	5	9	9	434,5
	DIMENSIONES DE LOS ELEMENTOS QUE FILTRARÁN LOS GASES	5	8	0	0	2	2	5	0	0	163
	PESO DE LOS ELEMENTOS QUE FILTRARÁN LOS GASES	5	8	0	0	2	2	5	0	0	163
	# DE GASES QUE SE FILTRARÁN	0	6	0	0	5	5	9	0	0	210
	# DE ELEMENTOS QUE FILTRARÁN LOS GASES	0	8	0	0	5	5	9	0	0	223
	ERROR AL REGULAR LOS GASES	0	0	0	0	9	2	2	8	8	256,5
	DIMENSIONES DE LOS ELEMENTOS QUE REGULARÁN LOS GASES	3	8	0	0	5	1	1	0	0	135
	PESO DE LOS ELEMENTOS QUE REGULARÁN LOS GASES	3	8	0	0	5	1	1	0	0	135
	# DE GASES QUE SE REGULARÁN	2	6	4	2	9	6	6	6	7	382,5
	RANGO DE REGULACIÓN DE LOS GASES	2	2	0	0	9	5	5	7	5	299
	# DE ELEMENTOS QUE REGULARÁN LOS GASES	4	4	0	0	9	5	5	5	0	263
	TIEMPO DE SOPORTE AL PACIENTE	7	7	8	8	9	9	9	9	9	563,5
	TIEMPO DE OPERACIÓN DEL EQUIPO	7	7	8	8	3	3	3	5	8	360,5
	ALTURA DE LA INTERFAZ MAQUINA-OPERADOR	2	2	9	9	0	0	0	9	5	232
	ALTURA DE LOS ELEMENTOS DE CONEXIÓN	8	5	5	0	5	0	5	4	0	230
	# DE TAREAS QUE REALIZARA EL MONITOR	2	2	9	9	0	0	0	0	8	187
	TAMAÑO DEL MONITOR	2	7	8	8	0	0	0	0	3	164,5
	PESO DEL MONITOR	4	8	5	5	0	0	0	0	5	171
	# DE ELEMENTOS HA TRASLADAR	9	9	0	0	0	0	0	0	0	112,5
	DIMENSIONES DE V.M.	7	9	5	5	8	8	8	2	0	382,5
	PESO DEL V.M.	9	9	0	0	0	0	0	0	0	112,5
	# DE CONEXIONES DE ALIMENTACIÓN	9	6	0	0	2	0	0	0	4	148
# DE ELEMENTOS HA INSTALAR	9	5	0	0	0	0	0	0	0	86,5	
# DE HERRAMIENTAS NECESARIAS PARA INSTALAR Y DESINSTALAR	9	5	0	0	0	0	0	0	0	86,5	
# DE PASOS PERE INSTALAR Y DESINSTALAR	9	9	0	0	0	0	0	5	0	152,5	
PONDERACIÓN	6	7	5	5	9,5	9	9	8	9		
	FÁCIL DE INSTALAR	FÁCIL DE TRASLADAR	INTERFAZ SOBRE UN MONITOR	CONTROLES SOBRE UN MONITOR	REGULAR GASES	MEZCLAR GASES	FILTRAR GASES	ALARMAS	MEDIR VARIABLES DE V.M	IMPORTANCIA	
	FÁCIL DE OPERAR				SEGURIDAD E HIGIENE						
	VENTILADOR MECÁNICO										

Anexo 2

Componentes neumáticos y electromecánicos



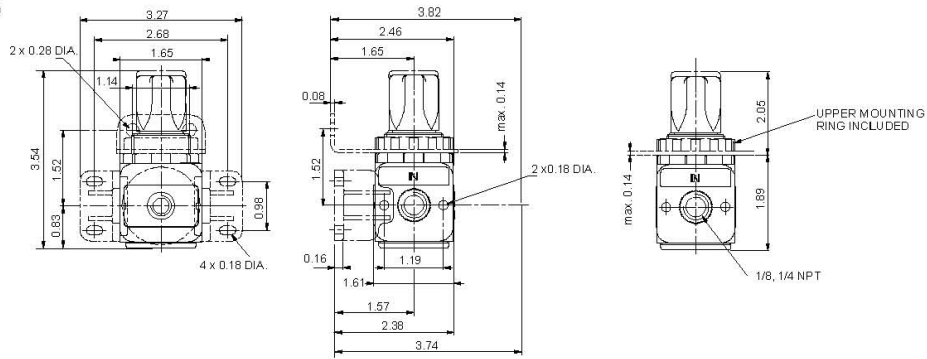
Air Preparation Equipment

REGULATORS

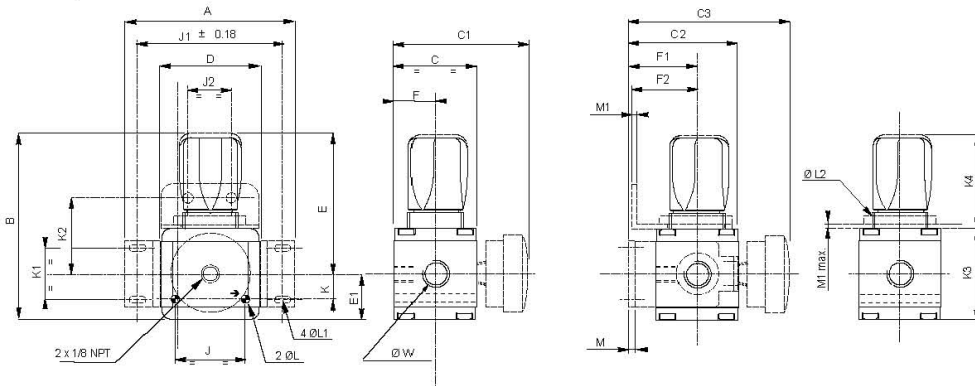
REGULATOR - Dimensions (inches)

Series	A	B	C	C1	C2	C3	D	E	E1	F	F1	F2	J	J1	J2	K	K1	K2	K3	K4	L (DIA.)	L1 (DIA.)	L2 (DIA.)	M	M1	W
107	3.27	4.09	1.65	2.99	2.40	3.74	1.65	3.09	1.00	0.83	1.57	1.65	1.26	2.70	1.14	0.39	1.10	1.48	2.01	2.09	0.16	0.18	M30 x 2	0.12	0.08	1/8", 1/4" NPT
112	4.41	4.92	2.17	3.43	2.89	4.13	2.60	3.72	1.20	1.08	1.81	1.65	1.77	3.78	1.14	0.67	1.32	1.67	2.40	2.52	0.22	0.22	M37 x 2	0.16	0.08	1/4", 3/8", 1/2" NPT

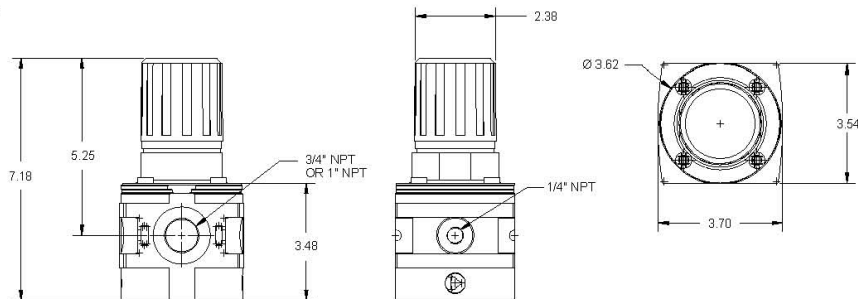
Series 105



Series 107, 112



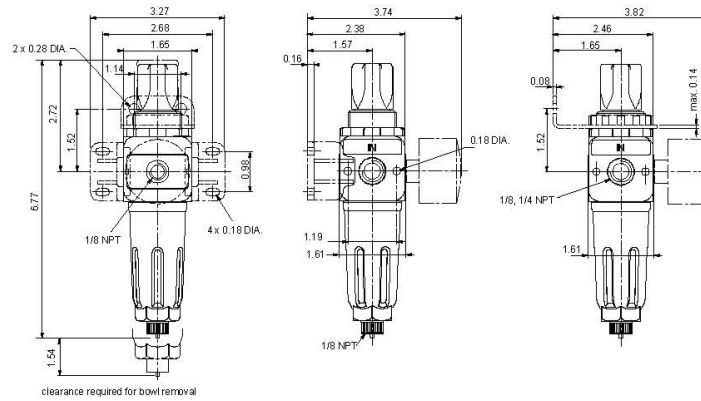
Series 160



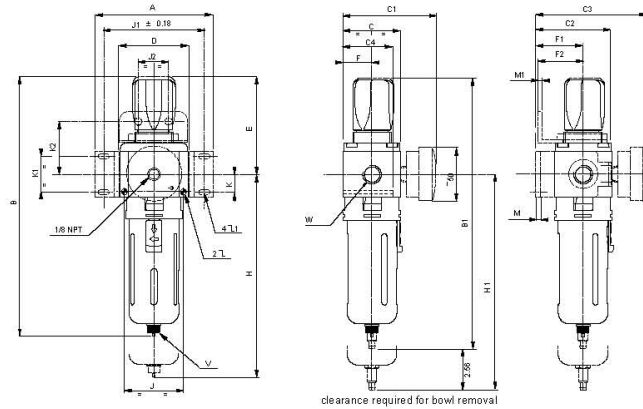
FILTER/REGULATOR - Dimensions (inches)

Series	A	B	B1	C	C1	C2	C3	C4	D	E	F	F1	F2	H	H1	J	J1	J2	K	K1	K2	L (dia.)	L1 (dia.)	M	M1	V	W
107	3.27	8.38	-	1.65	2.99	2.40	3.74	1.50	1.65	3.11	0.83	1.57	1.65	7.48	-	1.26	2.70	1.14	0.39	1.10	1.48	0.16	0.18	0.12	0.08	1/8	1/8", 1/4" NPT
112	4.41	9.88	10.31	2.17	3.42	2.89	4.13	1.87	2.60	3.72	1.08	1.81	1.65	8.72	9.15	2.24	3.78	1.14	0.67	1.32	1.67	0.22	0.22	0.16	0.08	1/8	1/4", 3/8", 1/2" NPT

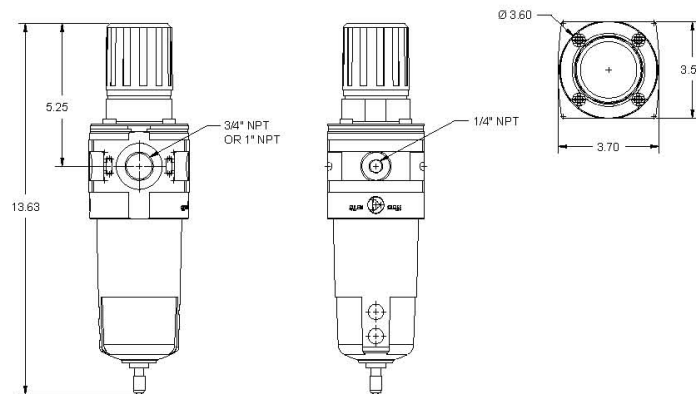
Series 105



Series 107, 112



Series 160





Compact • High Flow • Check Valves
 Forged Brass and Stainless Steel Bodies
 1/4" to 3/4" NPT

Accessories

Features

- Compact in design.
- In-line mounted.
- Quiet operation.
- Instantaneous shutoff against reverse flow, low forward pressure opening.
- Disc seats before reverse flow to avoid fluid shock on reverse pressure differential.



Construction

Valve Parts in Contact with Fluids		
Body	Brass	300 Stainless Steel
Valve Seat	NBR and EPDM seat at zero pressure in spring-loaded valves.	
	Metal seated - leakage on air up to 65 SCFh.	

Nominal Ambient Temperature Ranges:

32°F to 125°F (0°C to 52°C)

Refer to Engineering Section for details.

Specifications (English units)

Pipe Size (Ins.)	Orifice Size (Ins.)	Cv Flow Factor	Opening Pressure (psi)	Maximum Operating Pressure Differential (psi) Air-Inert Gas, Water, and Light Oil	Maximum Fluid Temp. °F	Catalog Number	Constr. Ref. No.
FORGED BRASS BODY with NBR Disc							
1/4	9/32	.70	1	150	200	V0121	1
3/8	3/8	1.2	1	150	200	V0122	2B
1/2	7/16	2.5	1	150	200	V0123	2C
3/4	1/2	3.6	1	150	200	V0124	2D
STAINLESS STEEL BODY with NBR Disc							
1/4	9/32	.70	1	150	200	V0125	3
3/8	3/8	1.2	1	150	200	V0126	2B
1/2	7/16	2.5	1	150	200	V0127	2C
FORGED BRASS BODY with EPDM Disc for Low-Pressure Steam							
1/4	3/8	1.2	1	50	300	V01210	2A
3/8	3/8	1.2	1	50	300	V01211	2B
1/2	7/16	2.5	1	50	300	V01212	2C
3/4	1/2	3.6	1	50	300	V01213	2D
FORGED BRASS BODY with Metal Sealing for High-Pressure Steam							
1/4	3/8	.70	8	200	388	V01214	2E
3/8	3/8	.70	8	200	388	V01215	2E
1/2	1/2	3.4	4	200	388	V01216	2F
3/4	1/2	5.1	4	200	388	V01217	2F

Specifications (Metric units)

Pipe Size (ins.)	Orifice Size (mm)	Kv Flow Factor (m3/h)	Opening Pressure (bar)	Maximum Operating Pressure Differential (bar) Air-Inert Gas, Water, and Light Oil	Maximum Fluid Temp. °C	Catalog Number	Constr. Ref. No.
FORGED BRASS BODY with NBR Disc							
1/4	7	.60	0.07	10	92	V0121	1
3/8	10	1.03	0.07	10	92	V0122	2B
1/2	11	2.14	0.07	10	92	V0123	2C
3/4	13	3.09	0.07	10	92	V0124	2D
STAINLESS STEEL BODY with NBR Disc							
1/4	7	.60	0.07	10	92	V0125	3
3/8	10	1.03	0.07	10	92	V0126	2B
1/2	11	2.14	0.07	10	92	V0127	2C
FORGED BRASS BODY with EPDM Disc for Low-Pressure Steam							
1/4	10	1.03	0.07	3	147	V01210	2A
3/8	10	1.03	0.07	3	147	V01211	2B
1/2	11	2.14	0.07	3	147	V01212	2C
3/4	13	3.09	0.07	3	147	V01213	2D
FORGED BRASS BODY with Metal Seating for High-Pressure Steam							
1/4	10	.60	0.55	14	196	V01214	2E
3/8	10	.60	0.55	14	196	V01215	2E
1/2	13	2.91	0.28	14	196	V01216	2F
3/4	13	4.37	0.28	14	196	V01217	2F

Dimensions inches (mm)

Constr. Ref. No.	E	H	L	P	W
2A	ins. 1.16	2.03	1.91	1.56	.88
	mm 30	52	49	40	22
2B	ins. 1.16	2.09	1.91	1.66	.88
	mm 30	53	49	42	22
2C	ins. 1.16	2.38	2.28	1.84	1.09
	mm 30	61	58	47	28
2D	ins. 1.31	2.62	2.75	1.84	1.31
	mm 33	67	70	47	33
2E	ins. 1.16	2.38	2.28	1.84	1.09
	mm 30	61	58	47	28
2F	ins. 1.38	2.94	2.75	2.16	1.31
	mm 35	75	70	55	33

Constr. Ref. 1

Constr. Ref. 2

FLOW DIAGRAMS

Constr. Ref. 3



A Series

2- and 3-Way Modular Design



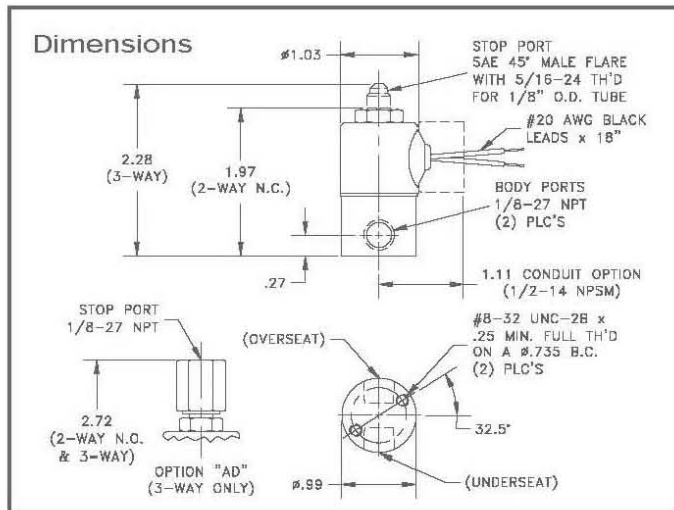
The A Series gives you a highly adaptable design for practically all applications requiring flow between C_v .019 and .300. This robust 2- or 3-way miniature solenoid utilizes a stainless steel body to resist corrosion for most acids, alkaline solutions, and harsh environments. The A Series can also be made with a brass body for a more cost effective solution. Available in numerous port configurations, orifice sizes, and material combinations, the A Series is a highly flexible valve that fulfills the requirements for most applications.

A Series with a stainless steel body is often the first choice for:

- Medical Equipment
- Laboratory Equipment
- Food Processing Equipment

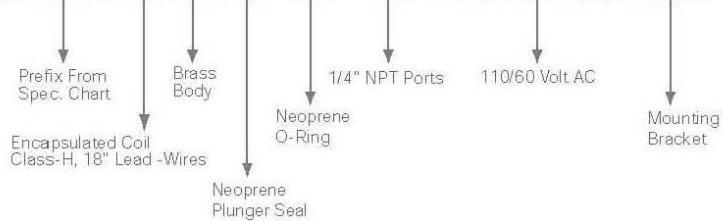
A Series with a brass body is an excellent choice for:

- Industrial Applications
- Automotive
- Water Transfer Systems



Configure Your A Series Part Number: Example Below

A2213-3-BB-N- NO- LB-110/60VAC-WM





Posiflow® Proportional Solenoid Valves

Brass or Stainless Steel Bodies
1/8" to 1/2" NPT

2/2
SERIES
8202/8203
Proportional
Valves

Features

- Flow rates adjustable between 0% and 100% of rating
- Control achieved by applying straight voltage between 0 and 24 VDC via potentiometer or other variable power supply
- Flow rate can also be regulated by a range of electrical inputs (sensors, transmitters, PLC, etc.) via an ASCO Electronic Control Unit or similar circuit
- Suitable for use in air/gas, low vacuum service, as well as to precisely control flow of water

Construction

Valve Parts in Contact with Fluids			
	8202		8203
Body	Brass	303 Stainless Steel	Brass
Seals and Disc/Diaphragm*	FKM		NBR
Core Tube	305 Stainless Steel		
Core and Plugnut	430F Stainless Steel		
Springs	302 Stainless Steel		
Rider Rings	PTFE		
Breaker Piece	Brass	303 Stainless Steel	Brass

Electrical

Standard voltage: 24 VDC

Coil: Molded Class F

Coil resistance: 25 Ohm at 68°F (20°C)

Operating current: 100 - 500 mA

Electrical coil input: 0 - 24 VDC

Recommended PWM frequency: 300 Hz Air/Gas; 200 Hz Water/Light Oil

Hysteresis: <5% (<7.5% for 8203 Valves) ①

Repeatability: <3% (<1% for 1/8" NPT Valves) ①

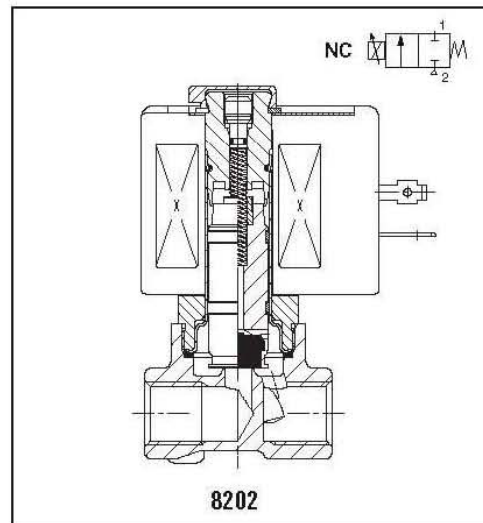
Sensitivity: <2% (<1% for 1/8" NPT Valves) ①

① Percentage of max. value with 24 VDC, PWM, 300 Hz voltage supply at constant differential pressure.

Solenoid Enclosures

Standard: RedHat II Class F coil with DIN connection (meets ISO 4400/DIN 43650A standards). For 22.6 watt solenoids, 8.6 watt "SC" solenoid uses electrical connector per DIN 46244.

Optional: For Class H coil, use prefix "SV" (for use with customer supplied electronics): General Purpose and Watertight, Types 1, 2, 3, 3S, and 4X on 22.6 watt solenoids.



Nominal Ambient Temp. Ranges

14°F to 104°F (-10°C to 40°C) for 22.6 watt solenoid.
32°F to 104°F (0°C to 40°C) for 8.6 watt solenoid.

Approvals (8202 1/4" to 3/8" only)

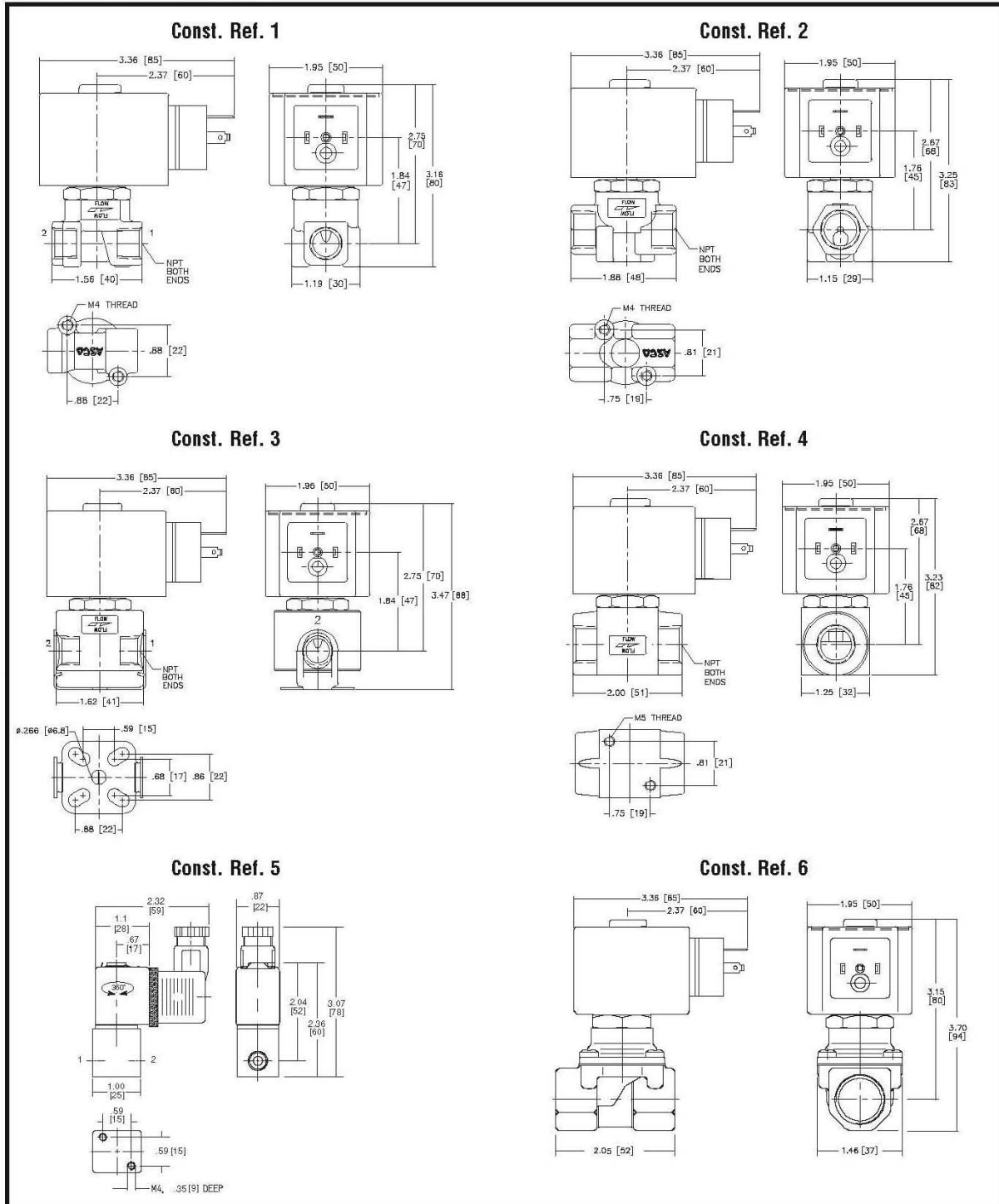
UL Recognized Component with DIN solenoid (prefix SD or SV).

UL Listed with threaded conduit (no prefix)

CSA certified.

Note: The Electronic Control Unit (sold separately) is only compatible with DIN connectors

Dimensions inches (mm)



Anexo 3

Componentes del sistema de sensado

SPECIFICATION NOTES

- Note 1:** Reference Conditions (unless otherwise noted): Supply voltage, $V_S=5.0 \pm 0.01$ Vdc; $T_a=25^\circ\text{C}$. Output is ratiometric within the supply voltage range (V_S).
- Note 2:** Span is the algebraic difference between the output voltage at the specified pressure and the output at zero pressure. Span is ratiometric to the supply voltage.
- Note 3:** Accuracy is the combined errors from offset and span calibration, linearity, pressure hysteresis, and temperature effects. Linearity is the measured deviation based on a straight line. Hysteresis is the maximum output difference at any point within the operating pressure range for increasing and decreasing pressure. Calibration errors include the deviation of offset and full scale from nominal values.
- Note 4:** Response time for a 0 psi to full scale pressure step change, 10% to 90% rise time.
- Note 5:** If maximum burst pressure is exceeded, even momentarily, the package may leak or burst, or the pressure sensing die may fracture.
- Note 6:** The smallest change in the output voltage, given any change in pressure.
- Note 7:** Capacitor 220nF required between $+V_S$ and GND pin.
- Note 8:** Pins 4, 5, 6, 7 and 8 are internal device connections and should not be connected to external circuitry or ground.

PRESSURE RANGE SPECIFICATIONS

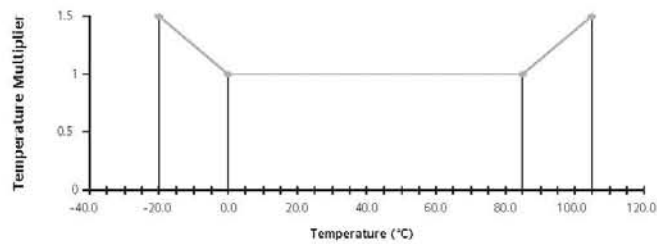
SenSym Part No.	Pressure Range	Burst Pressure ⁽⁵⁾	Sensitivity
ASDX001	0 – 1 PSI	20 PSI	4.00 V/PSI
ASDX005	0 – 5 PSI	20 PSI	0.80 V/PSI
ASDX015	0 – 15 PSI	30 PSI	0.267 V/PSI
ASDX030	0 – 30 PSI	60 PSI	0.133 V/PSI
ASDX100	0 – 100 PSI	150 PSI	0.040 V/PSI

PERFORMANCE CHARACTERISTICS⁽¹⁾

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Zero Pressure Offset	V _{off}	0.420	0.500	0.580	V
Full Scale Span ⁽²⁾	V _{fss}		4.00		V
Output at FS Pressure	V _{fso}	4.420	4.500	4.580	V
Accuracy ⁽³⁾	–	–	–	±2.0	%V _{fss}
Response Time ⁽⁴⁾		–	8	–	ms
Quantization Step ⁽⁶⁾		–	3	–	mV

PRESSURE TRANSDUCER PERFORMANCE CHARACTERISTICS

Error Band Multiplier Over -20°C to +105°C



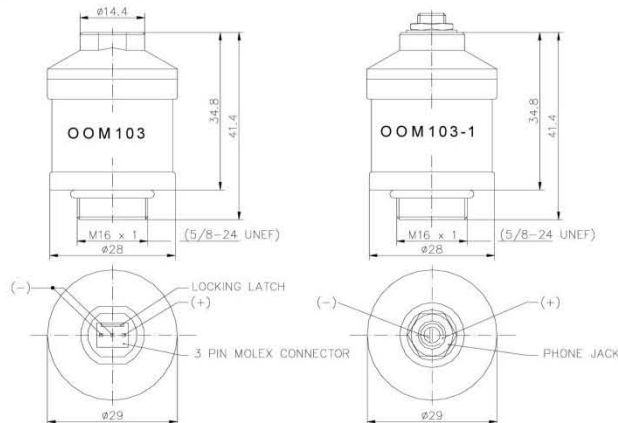
Measurement Range:	0-100 % oxygen
Output in ambient air:	9 to 13mV
Electrical Interface:	OOM103: 3pin (Molex 22-11-1031) OOM103-1: 3,5mm Mono Jack
Accuracy and Repeatability:	< 1 % vol. O ₂ when calibrated at 100 % Oxygen
Linearity error:	< 3 % relative
Response time:	< 5sec. to 90 % of final value
Zero Offset Voltage:	< 100 µV in 100 % nitrogen applied for 5 min
Cross Interference:	< 0.5 % vol. O ₂ response to: 10 % CO ₂ balance N ₂ 80% N ₂ O balance N ₂ 7.5% Halothane balance N ₂ 7.5 % Isoflurane balance N ₂ 7.5 % Enflurane balance N ₂ 9% Sevoflurane balance N ₂ 20% Desflurane balance N ₂
Influence of Humidity:	- 0.03 % rel. per % RH at 25°C
Influence of Pressure:	proportional to change in oxygen partial pressure
Influence of Mechanical Shock:	< 1% relative after a fall from 1m
Operating Temperature:	0 to 50°C
Temperature Compensation:	built-in NTC compensation
Effect of Temperature Compensation (steady state):	between +25 °C and +40 °C: 3 % relative error between 0 °C and +50 °C: 8 % relative error
Operating Humidity:	0-99 % RH non-condensing
Long Term Output Drift:	< 1 % vol oxygen per month typically < - 15 % relative over lifetime
Storage Temperature:	-20 to +50 °C
Recommended Storage:	+5 to +15 °C
Recommended Load:	≥ 10 kOhms
Warm-Up Time:	< 30 minutes, after replacement of sensor
Nominal Sensor Lifetime:	≥ 500.000 % vol oxygen hours
Weight:	approximately 28 grams
Warranty Period:	15 months
Part No.:	01-00-0015 / OOM103 01-00-0016 / OOM103-1

Use the advantages:

- Meet EN ISO 21647
- Designed and manufactured according to EN ISO 9001 : 2000 and EN ISO 13485 : 2003
- Accurate and reliable fast response
- Resistant to N₂O
- 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
<http://www.envitec.com>

Mass Airflow Sensors

AWM720P1 Airflow

AWM700 Series

PERFORMANCE SPECIFICATIONS

Flow Range (Full Scale)		+ 200 SLPM		
	Min.	Typ.	Max.	Units
Excitation (1)	9.990	10.000	10.010	Vdc
Power Supply	8.000	10.000	15.000	Vdc
Power Consumption			60	mW
Output Load				
Sinking		10		mA
Sourcing		20		mA
Calibration gas		Air		
Null Voltage Shift				
+25°C to -25°C, +25°C to +85°C		± .025 typ.		Vdc
Full Scale Output Shift				
+25°C to +10°C		-2.0		% Reading
+25°C to +40°C		+2.0		% Reading
Ratiometricity Error (1)		± 0.30 typ.		% Reading
Repeatability and Hysteresis (2)		± 0.50		% Reading
Response Time		6 typ.		ms
Pressure Drop @ Full Scale		1.0 typ. 2.5 typ.		inch H ₂ O mBar
Overpressure		25 max.		psi
Temperature Range				
Operating	-25°C to +85°C [-13°F to +185°F]			
Storage	-40°C to +90°C [-40°F to +194°F]			
Weight		34 [1.20 oz]		gram
Connector—4 pin receptacle	AMP 103956-3 (provided with sensor)			

FLOW SPECIFICATIONS

	Flow (SLPM)	Nominal (Vdc) Typical	±Tolerance (Vdc)	Pressure Drop	
				(inch H ₂ O)	(mBar)
	0	1.00	0.05	0	0
	25	2.99	—	0.04	0.10
	50	3.82	0.18	0.13	0.33
	75	4.30	—	0.21	0.53
	100	4.58	—	0.34	0.85
	150	4.86	—	0.65	1.64
	200	5.00	0.36	1.09	2.74

Notes: 1. Output voltage is ratiometric to supply voltage.

2. Repeatability and Hysteresis tolerances reflect inherent inaccuracies of the measurement equipment.

Mass Airflow Sensors

AWM720P1 Airflow

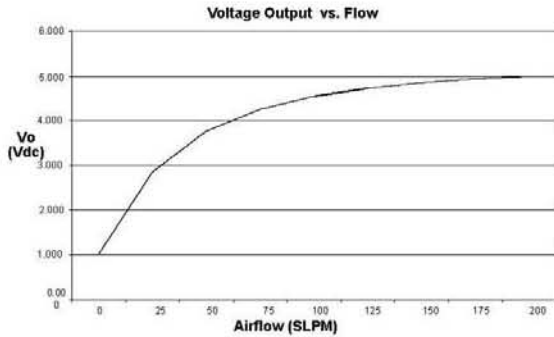


Figure 1. Voltage Output vs. Airflow

OUTPUT CURVES

Figure 1, Voltage Output vs. Airflow and Figure 2, Pressure Drop vs. Airflow depict performance characteristics for the AWM700 Series sensors at 10.0 ± 0.01 Vdc at 25°C.

NOTICE

LAMINAR FLOW

Due to the fast response time of the sensor, these specifications were generated using laminar flow. Airflow instability or "turbulence" present in the airstream will result in an increase in measurement uncertainty.

The turbulent flow problem can be corrected by either straightening the airflow using flow laminarizing or by slowing the response of the sensor using a simple RC time constant on the output of the sensor. This, of course, slows down the sensor response time. The values needed depend on the amount of turbulence present in the application.

Several techniques for laminarizing the flow include adding hex shaped honeycombs, foam, screen materials or adding constrictors (frits) to the flow stream. There are various commercial laminar flow elements that can be purchased. Unfortunately the greater the efficiency of the laminarizer, the greater the increase in pressure drop in order to establish a given flow rate. Plastic honeycomb material probably gives the most improvement for the least pressure drop. In any test fixture, the avoidance of sharp radii is an absolute requirement.

Failure to comply with these application instructions may result in product failures.

AWM700 Series

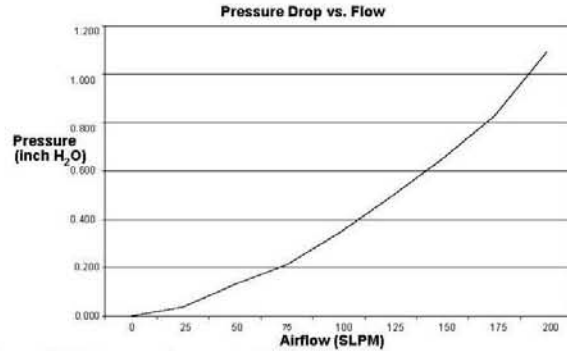


Figure 2. Pressure Drop vs. Airflow

ELECTRICAL CONNECTION

The AWM700 Series accepts a latch detent connector, such as: AMP part number 103956-3. Information on latch detent connectors is available from the AMP Product Information Center, 1-800-522-6752 or the AMP Customer Hotline, 1-800-722-1111.

RELATED AMP LITERATURE

82160	MTE Interconnection System (AMP/Modu) Catalog
108-25034	Product Specification (technical performance information)
114-25026	Application Specification (describes product, proper assembly, full tooling information)
IS 6919	Instruction Sheet for assembly procedure

MAKING ELECTRICAL CONNECTIONS

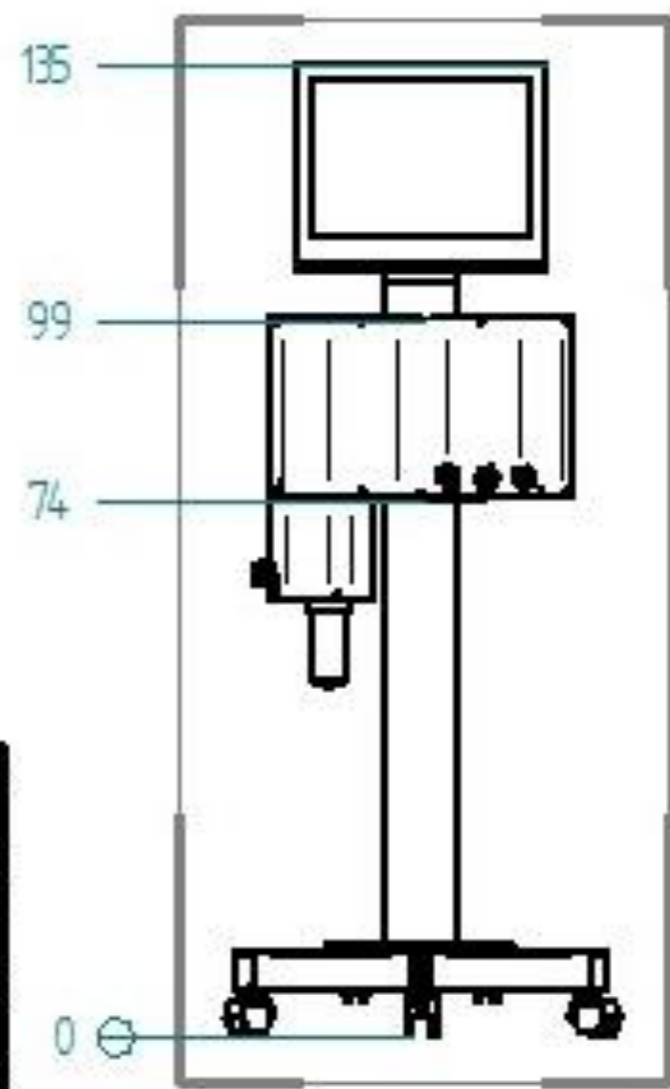
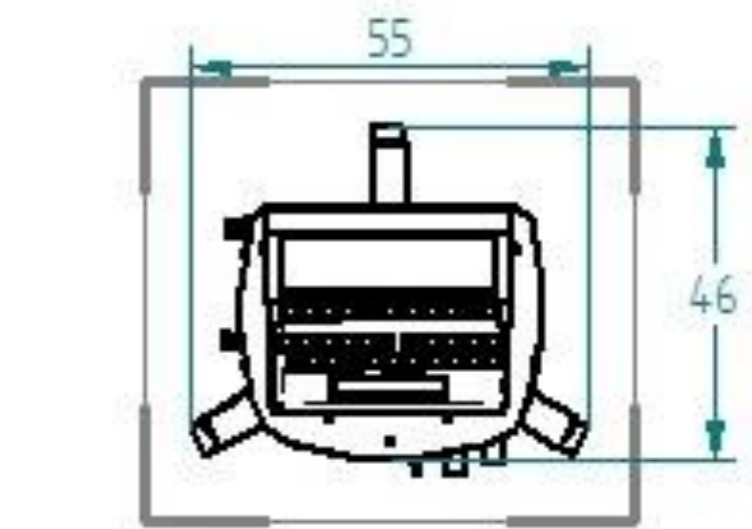
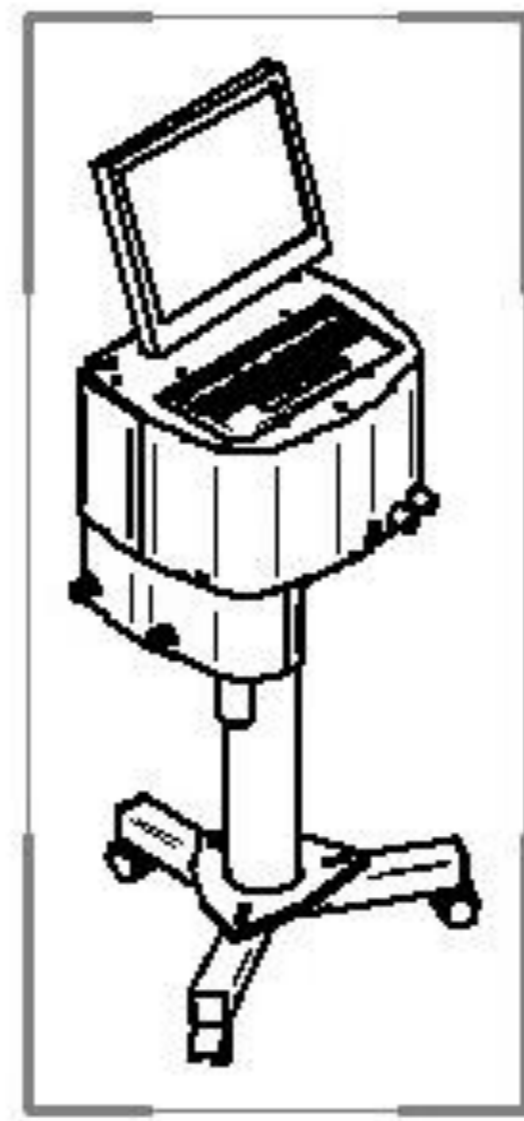
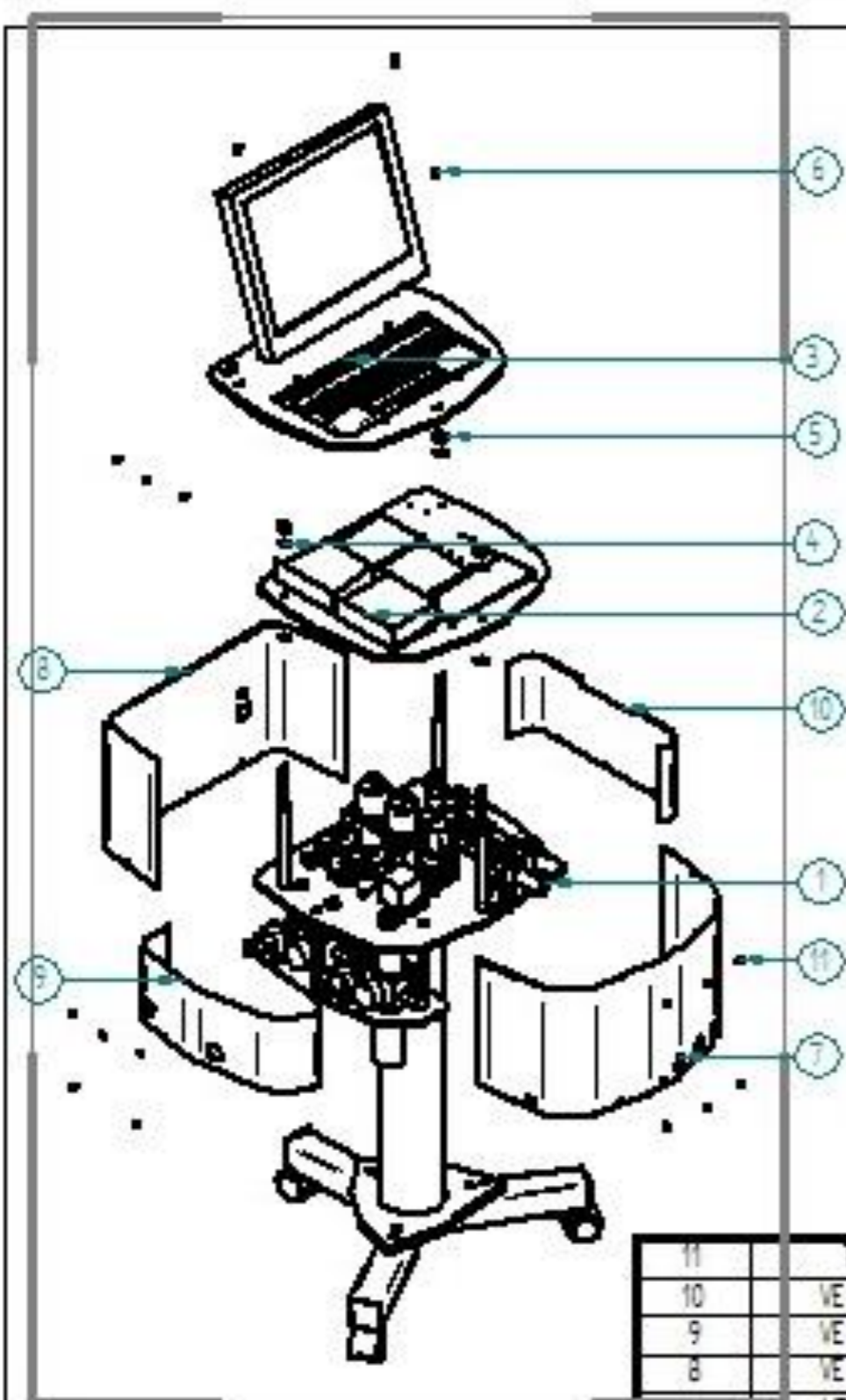
1. Remove (unlatch) the connector from the AWM700.
2. Hand-crimp the interface wire to the appropriate pin on the connector. One possible tool: AMP Hand-Crimp Tool, part number 58342-1.
3. Insert the terminal contacts into the connector housing after carrier strip (lead-frame) is removed.
4. Reconnect (latch) connector to AWM700 device.

MOUNTING INSTRUCTIONS

Mount AWM700 Series sensors with 6-32 screws. Honeywell recommends use of washers below screw head. Mounting torque is 0.68 N m [6.0 in lb] max.

Anexo 4

Planos de fabricación

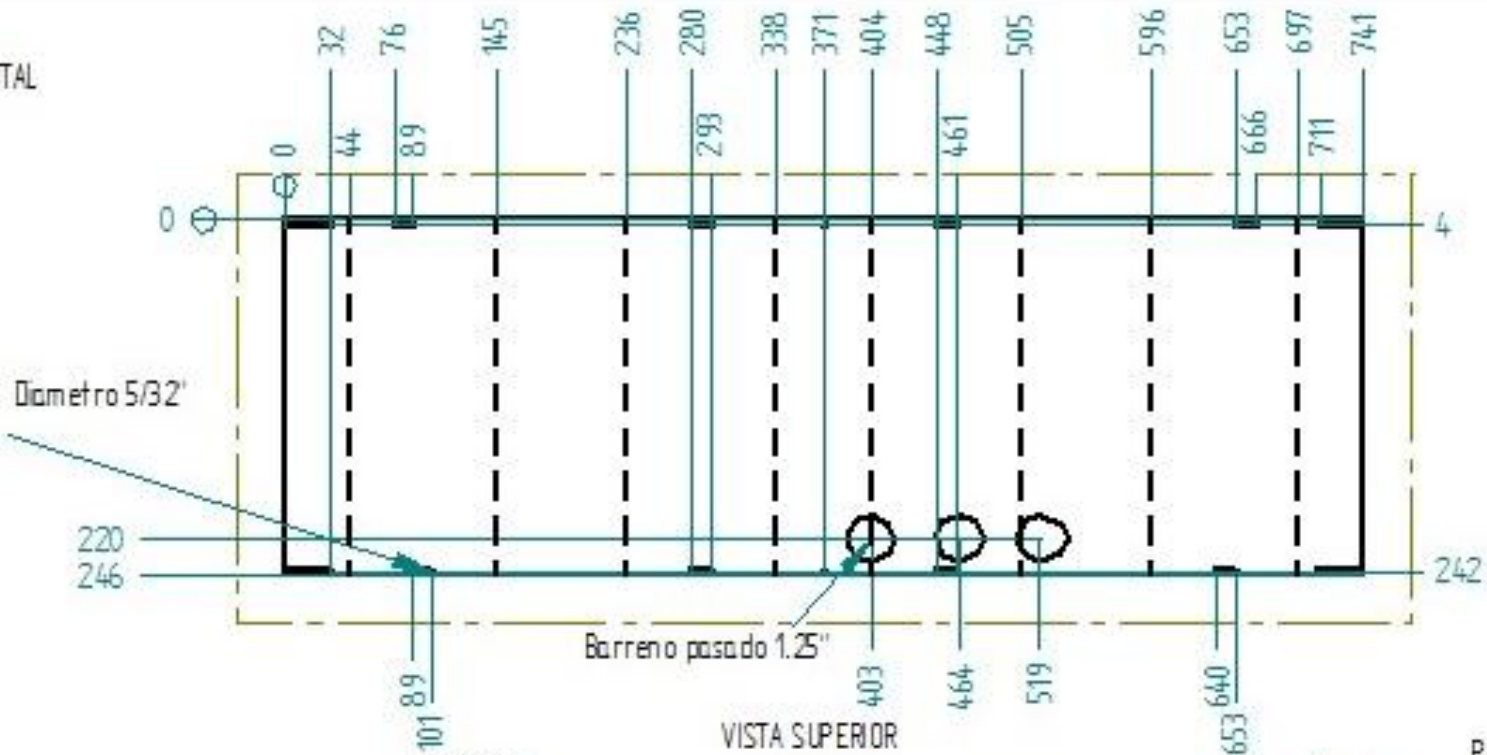


11	T1/8x0.25"	TORNILLOS DE 1/8x0.25"	32
10	VE-M-AG-504-A	TAPA INFERIOR DERECHA	1
9	VE-M-AG-503-A	TAPA INFERIOR IZQUIERDA	1
8	VE-M-AG-502-A	TAPA SUPERIOR TRASERA	1
7	VE-M-AG-501-A	TAPA SUPERIOR FRONTAL	1
6	T3/16x0.5"CP	TORNILLO 3/16x0.5" CABEZA PLANA	3
5	TU5/8	TUERCA 7/16	3
4	R14	RONDANA 7/16	9
3	VE-M-TP-500	ENSAMBLE TECLADO PANTALLA	1
2	VE-M-ELEC-500	ENSAMBLE ELECTRICOS	1
1	VE-M-E-IP-500	NEUMATICA FEDESTAL	1
Número	REFERENCIA	Título	Cantidad



Departamento de Ingeniería Mecatrónica	Rev:	Edición:
Escuela de Ingeniería	Fecha: 2010-05	Autores:
TÍTULO: ENSAMBLE GENERAL	Dibujó: J.C.M.	Controló: J.
	Revisó: R.M.A.	Material:
	Aprobó: S.C.C.	
	Cód. Inv.:	VEN-AG-500

PASO 1
VISTA FRONTAL

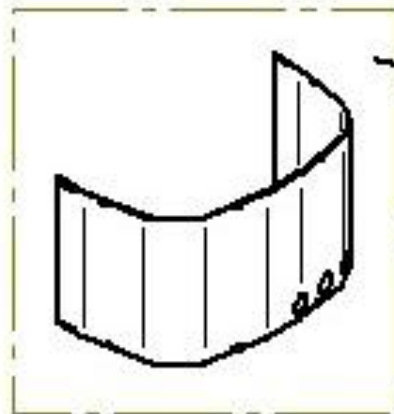


VISTA SUPERIOR

PASO 2

PASO 3

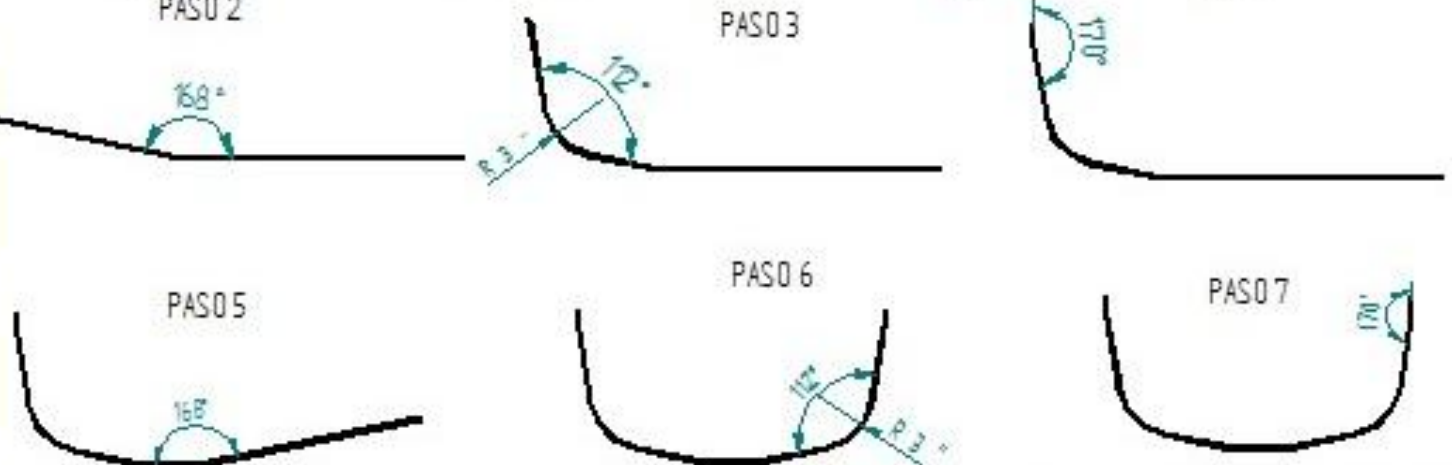
PASO 4



PASO 5

PASO 6

PASO 7



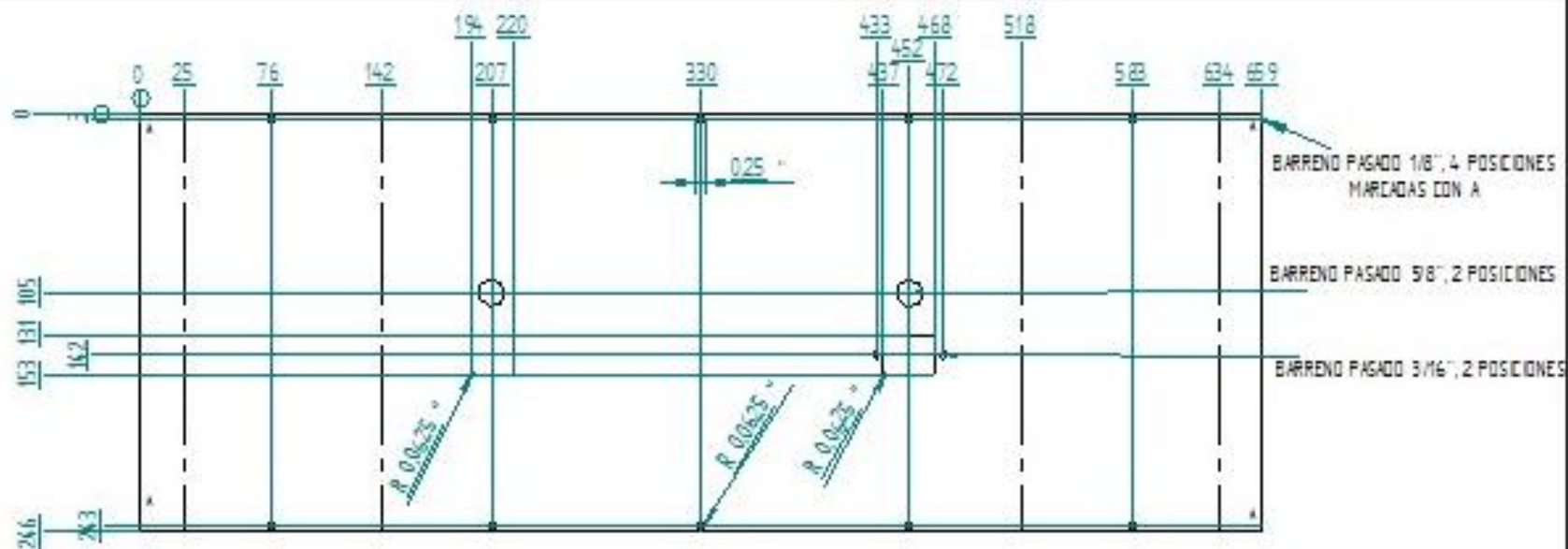
Departamento de Ingeniería Mecánica
Diseño Mecánico

TÍTULO:
TAPA SUPERIOR
FRONTAL

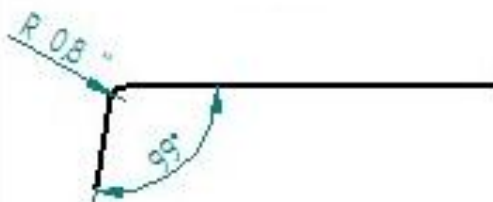


Rev:	Ex. col:	15
Fecha: 02/10/09	Acot: mm	
Dibujo: LCM	Cantidad: 1	
Revisión: RMA	Material:	
Aprobó: S.L.	Scale: 1:1	
Dib. No.: VEM-45-50-1-A		

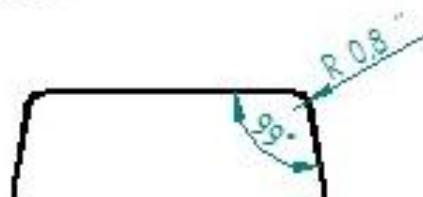
PASO 1



PASO 2



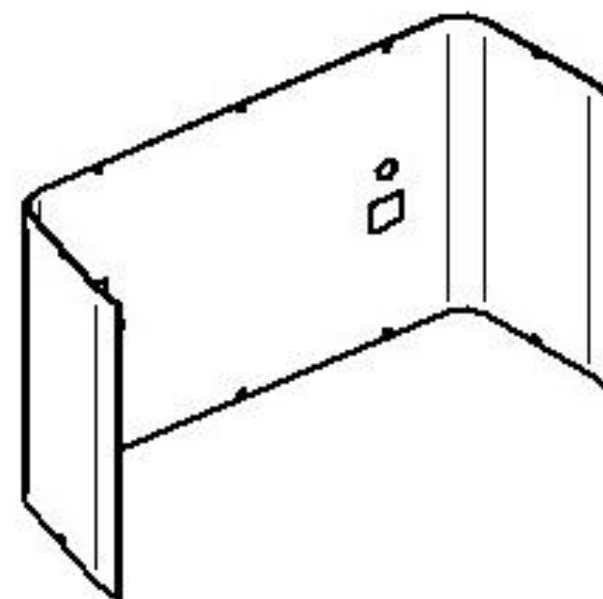
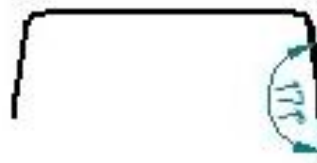
PASO 4



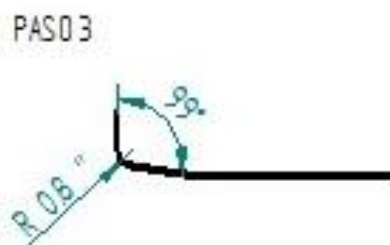
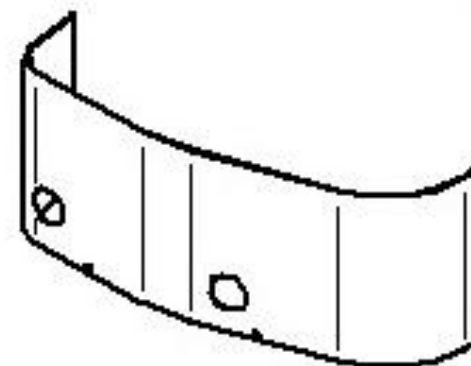
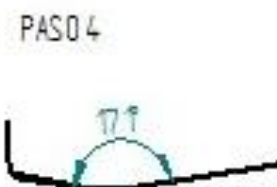
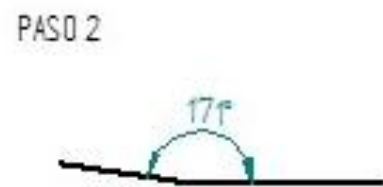
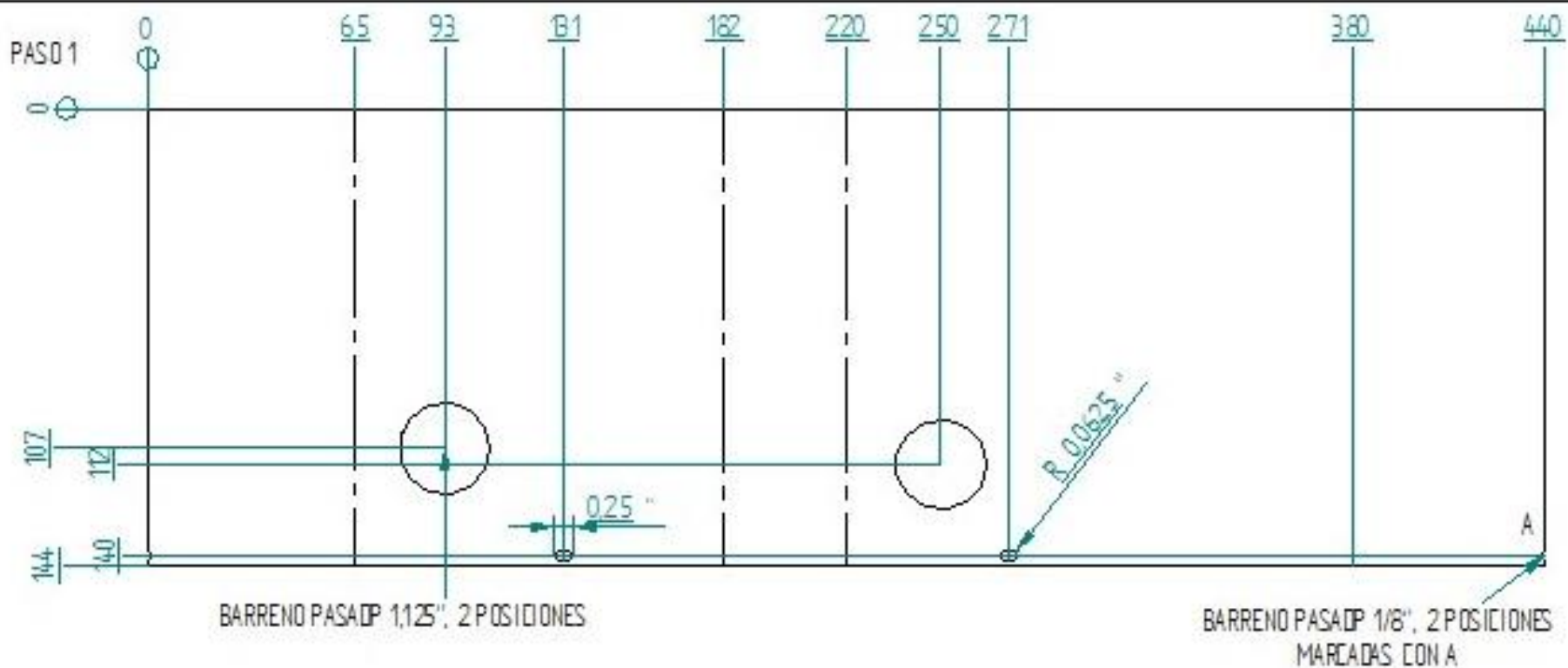
PASO 3



PASO 5

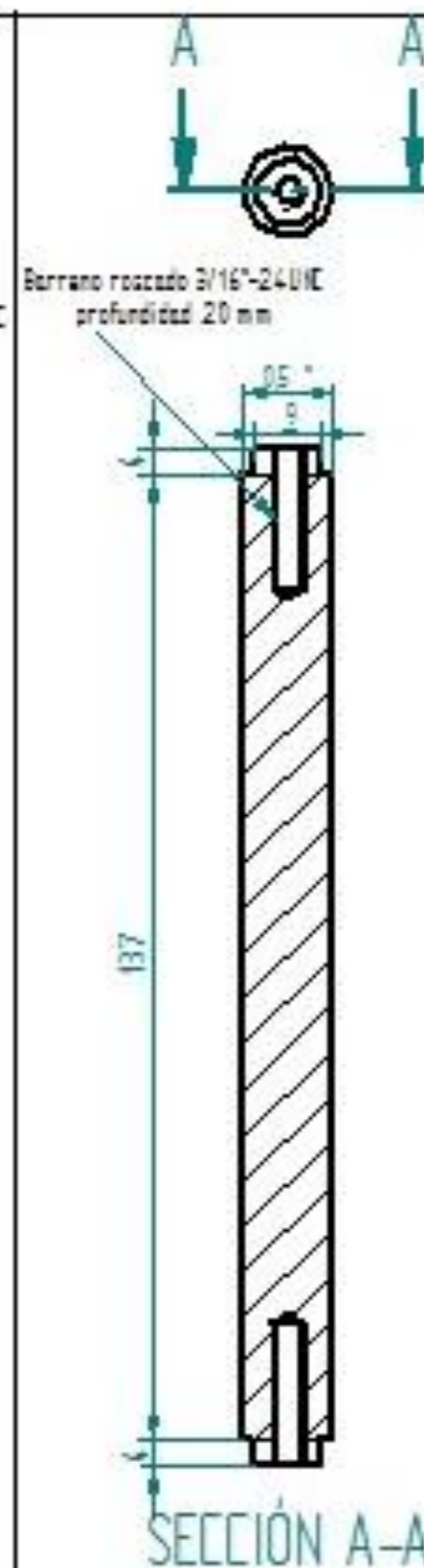
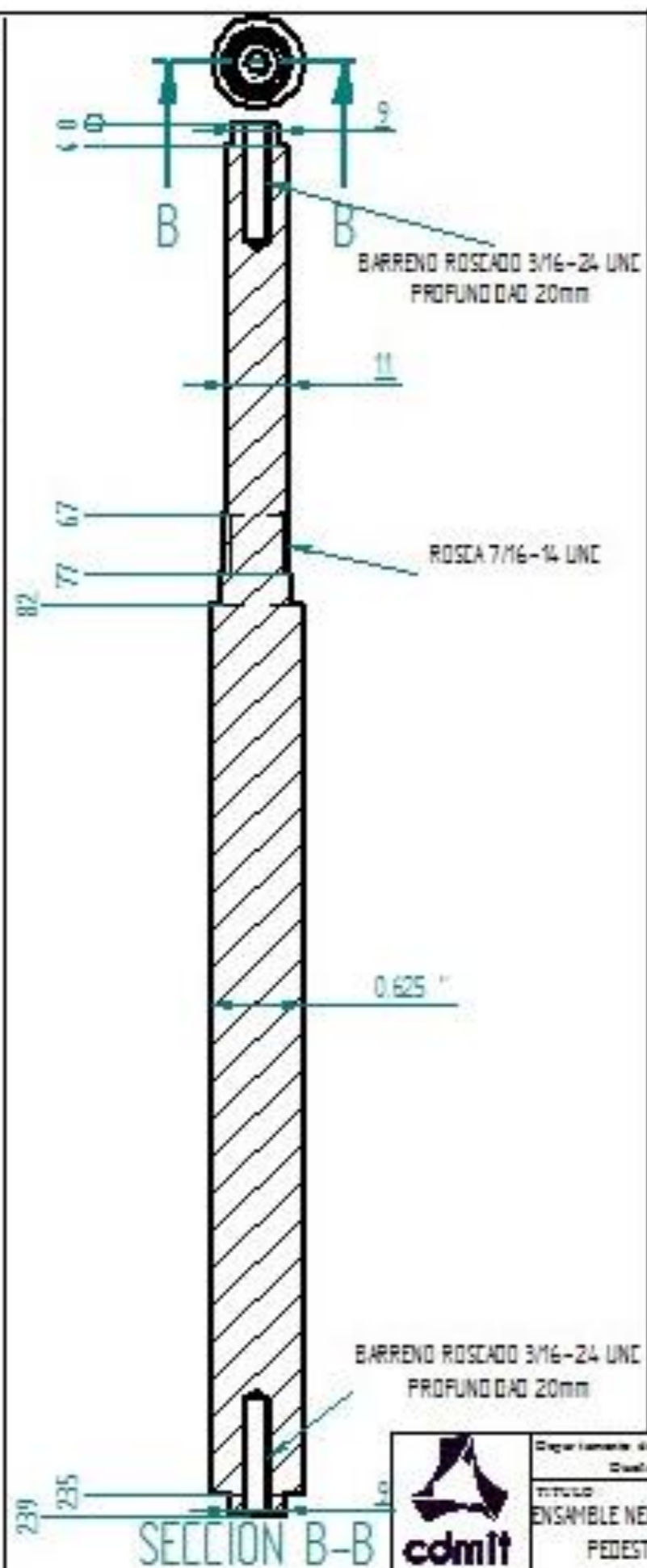
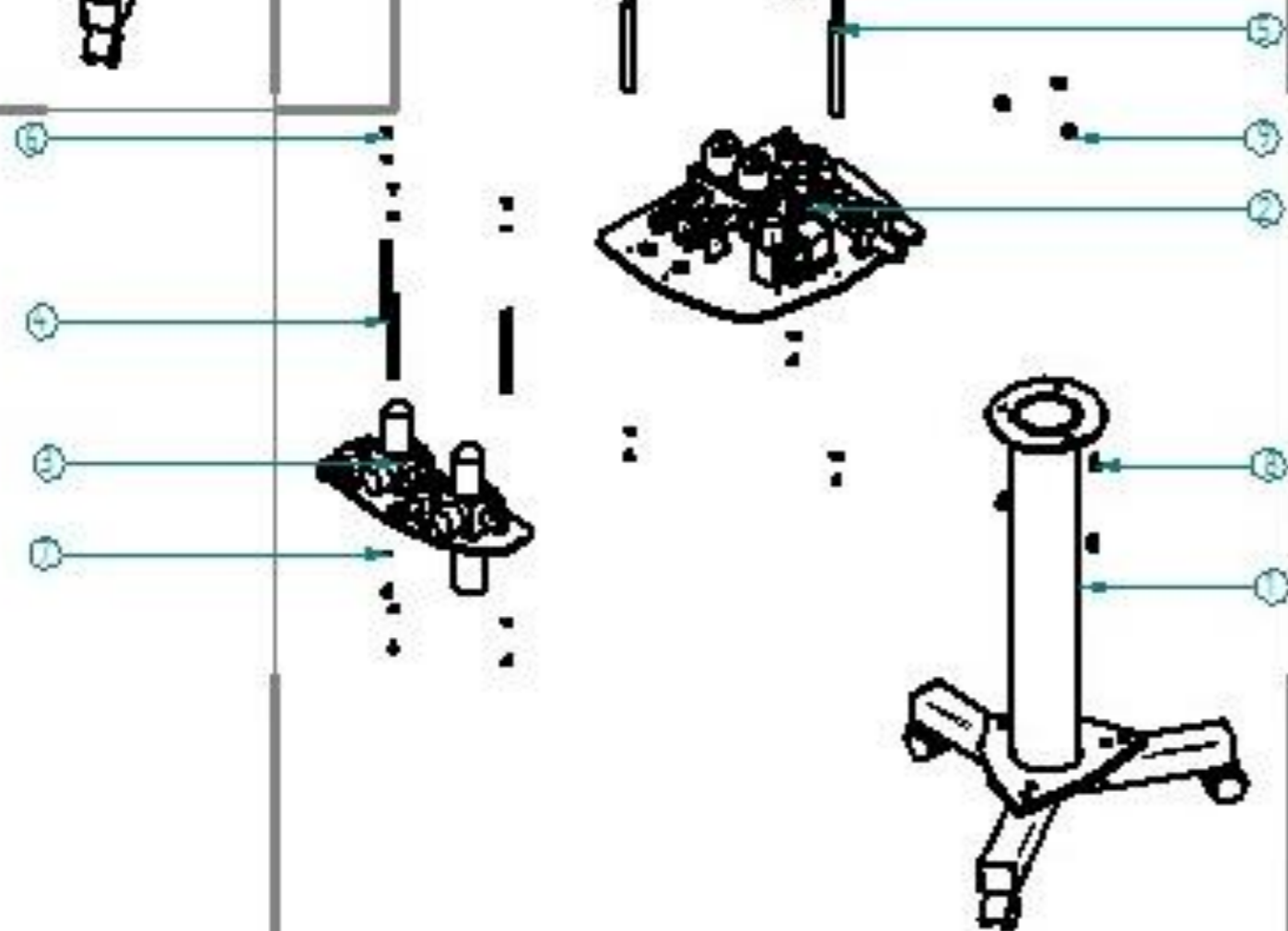
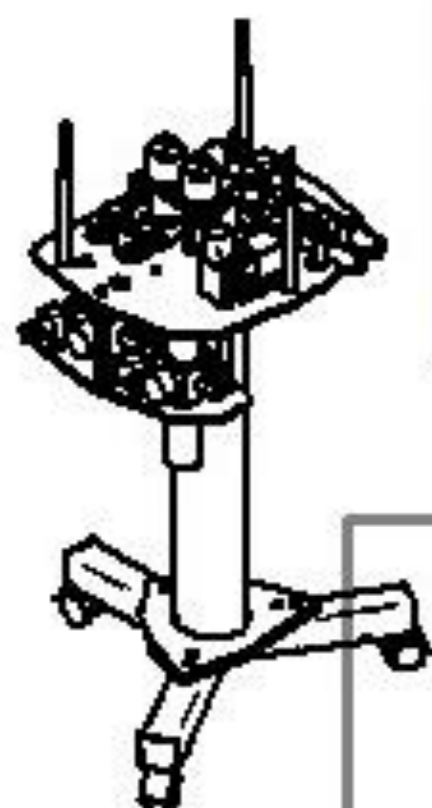


	Departamento de Ingeniería Mecatrónica	Rev:	Escala: 1:1
	Diseño Mecatrónico	Fecha: 02/10/09	Acot: mm
	TÍTULO: TAPA SUPERIOR TRASERA	Dibujo: L.M.	Cantidad: 1
	 ANSI A	Revisó: HMA	Material: acero
	Agenció: S.I.I.	caño 22	
	Dib. No.: VEM-AB-502-A		



	Departamento de Ingeniería Mecánica Diseño Mecánico	Rev:	Ex copia: 12
	TÍTULO: TAPA INFERIOR IZQUIERDA	Fecha: 02/10/09	Acot: mm
	 ANSI A	Dibujó: L.M.	Cantidad: 1
		Revisó: R.M.A.	Materia: 22
	Aprobó: S.E.	revisó: 22	
		Dib. No.: VEM-AL-503-A	

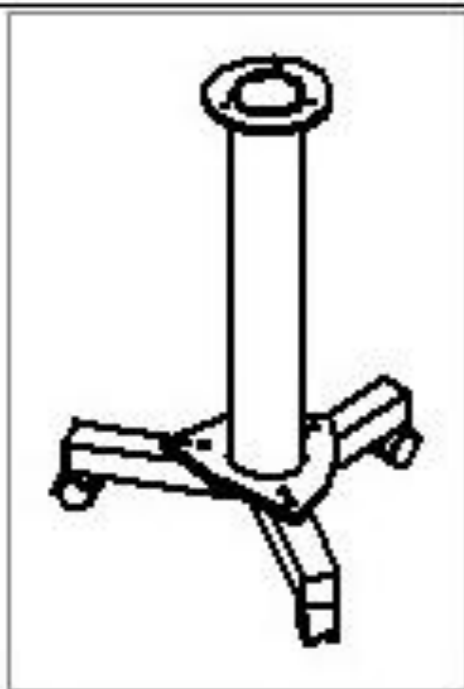
9	TU5/16	TUERCA 5/16"		3
8	T5/16x0.75"	TORNILLO 5/16x0.75"		3
7	R3/16	RONDA PARA TORNILLO 3/16"		9
6	T3/16x0.5"	TORNILLO 3/16x0.5"		9
5	VE-M-ENP-502-A	SEPARADOR SUPERIOR	ACERO	3
4	VE-M-ENP-501-A	SEPARADOR INFERIOR	ACERO	3
3	VE-M-ENI-500	ENSAMBLE NEUMÁTICA INFERIOR		1
2	VE-M-ENS-500	ENSAMBLE NEUMÁTICA SUPERIOR		1
1	VE-M-EPV-500	ENSAMBLE PEDESTAL		1
Número	REFERENCIA	Título	Materia	Cantidad



VE-M-ENP-501-A

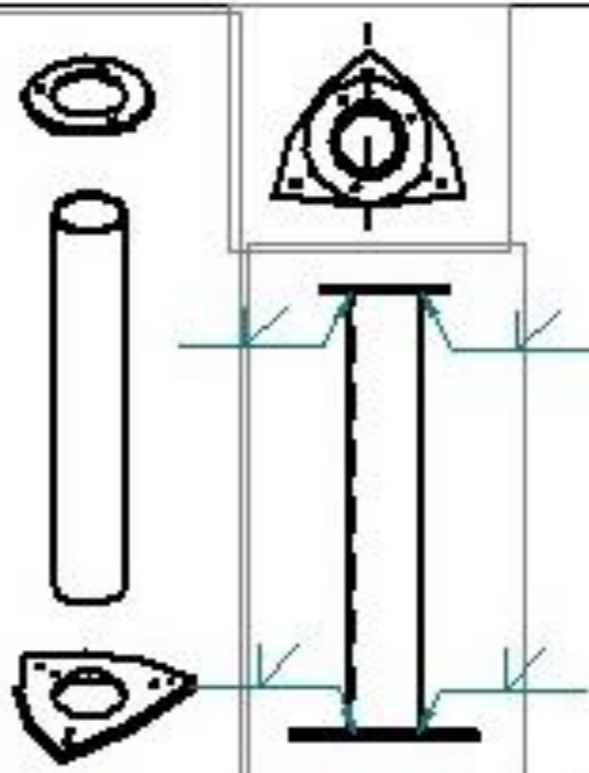
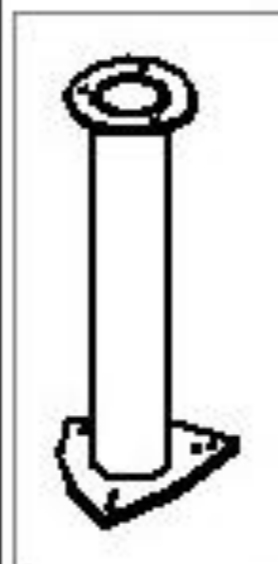


Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Cuarta 108
Diseño 30/08/07	Fecha 30/08/07	Escala mm
Diseño L.C.M.	Diseño L.C.M.	Cantidad 1
Revisión R.M.A.	Revisión R.M.A.	Materia
Aprobado S.C.C.	Aprobado S.C.C.	
		Código VE-M-ENP-500

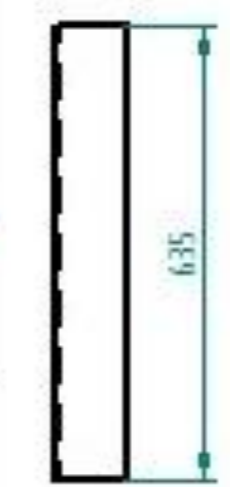


4	TU1/4	TUERCA 1/4"	6
3	T1/4x3"EP	TORNILLO 1/4x3" CABEZA PLANA	6
2	VE M-ELL-500	ENSAMBLE PARA LLANTAS	3
1	VE M-EPB-500	ENSAMBLE POSTE BRIDAS	1
Número	Referencia	Título	Cantidad

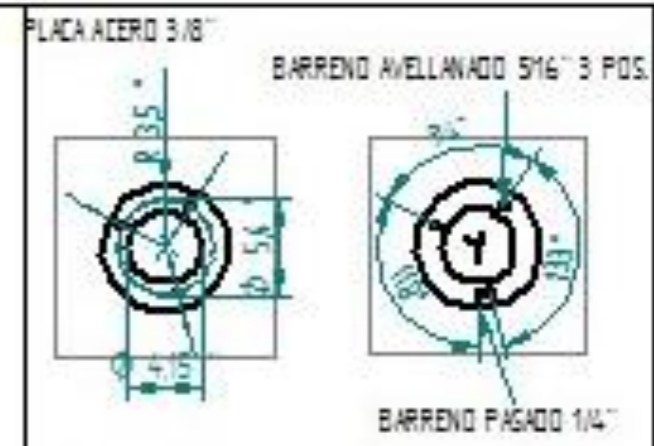
VE M-E PB-500



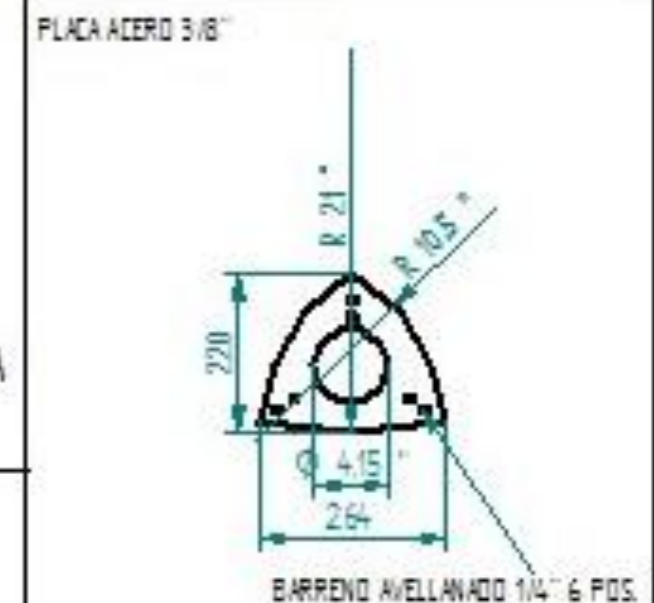
TUBO 4" ECUILA 20



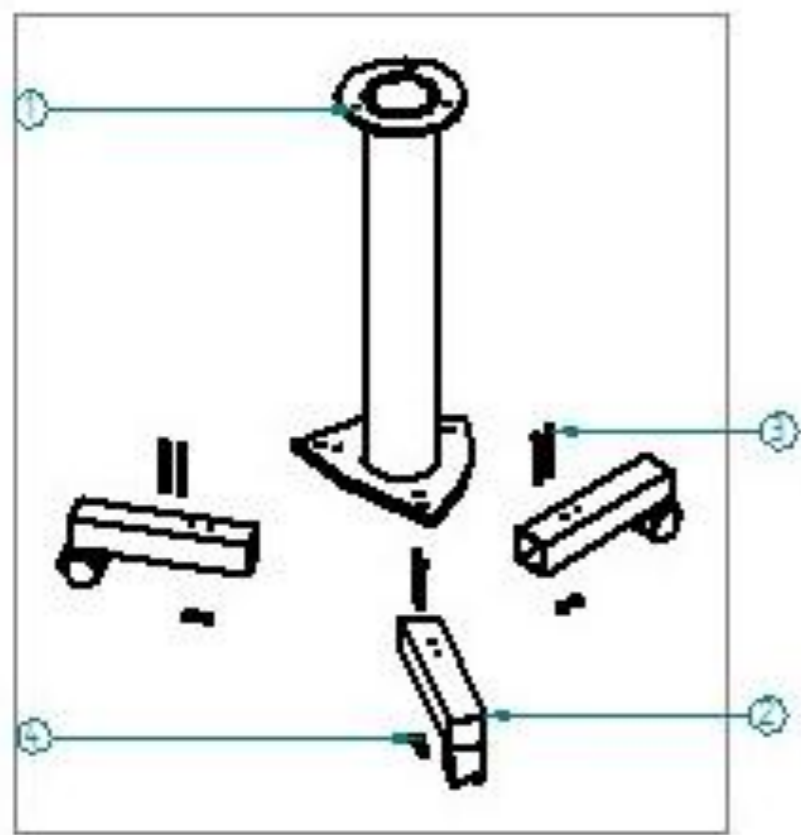
VE M-E PB-502-A



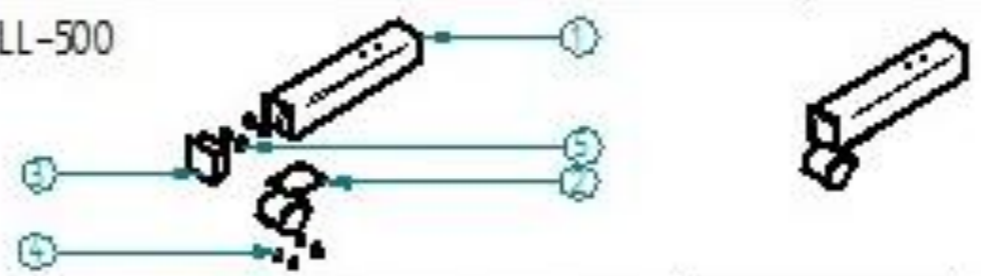
VE M-E PB-503-A



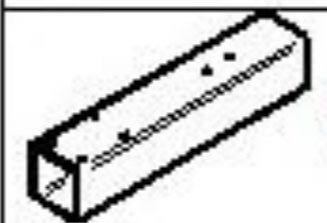
VE M-E PB-501-A



VE M-ELL-500



5	TU7/32	TUERCA 7/32		4
4	T7/32x05"	TORNILLO 7/32x05"		4
3	RGT	REGATON PARA TUBO CUADRADO 2"		1
2	LL	LLANTAS		1
1	VE M-ELL-501-A	EXTENSION PARA LLANTAS	PTR 2"x2" CALBRE 14	1
Número	Referencia	Título	Material	Cantidad



PTR 2"x2" CALBRE 14



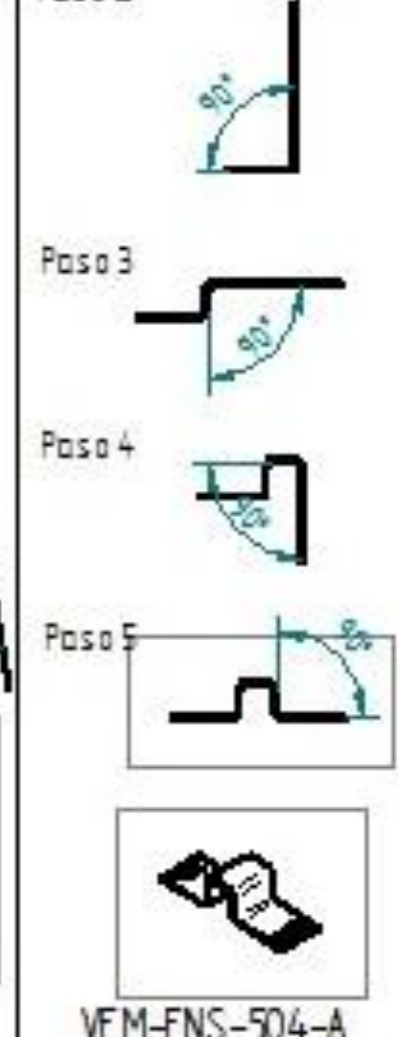
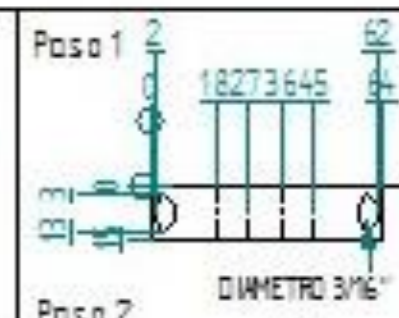
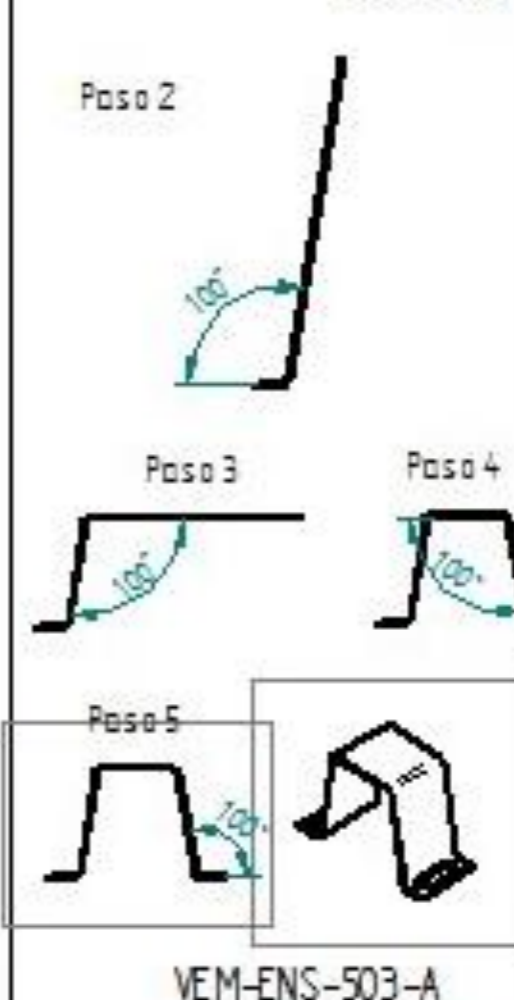
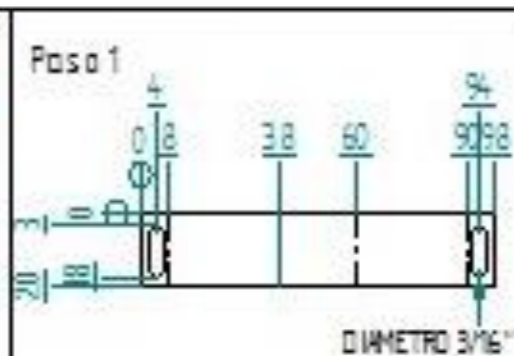
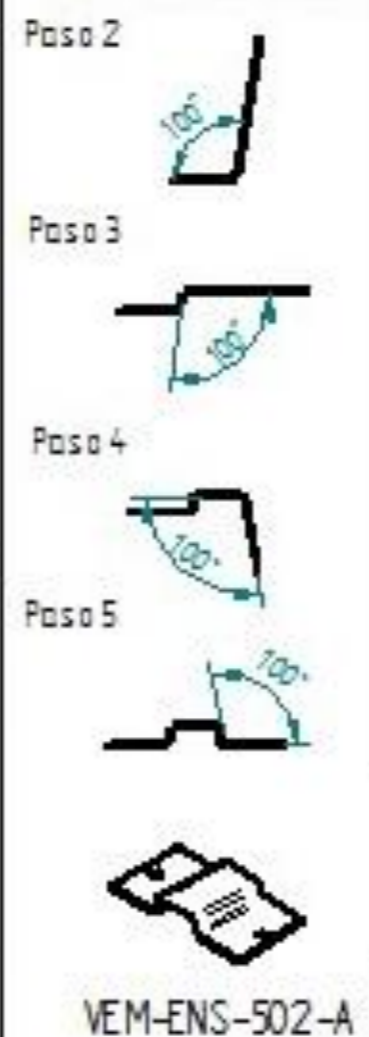
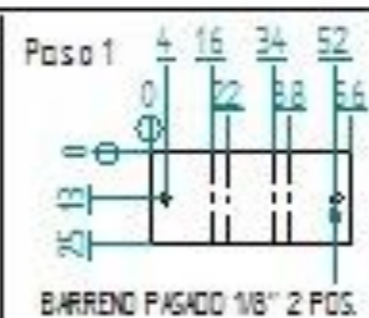
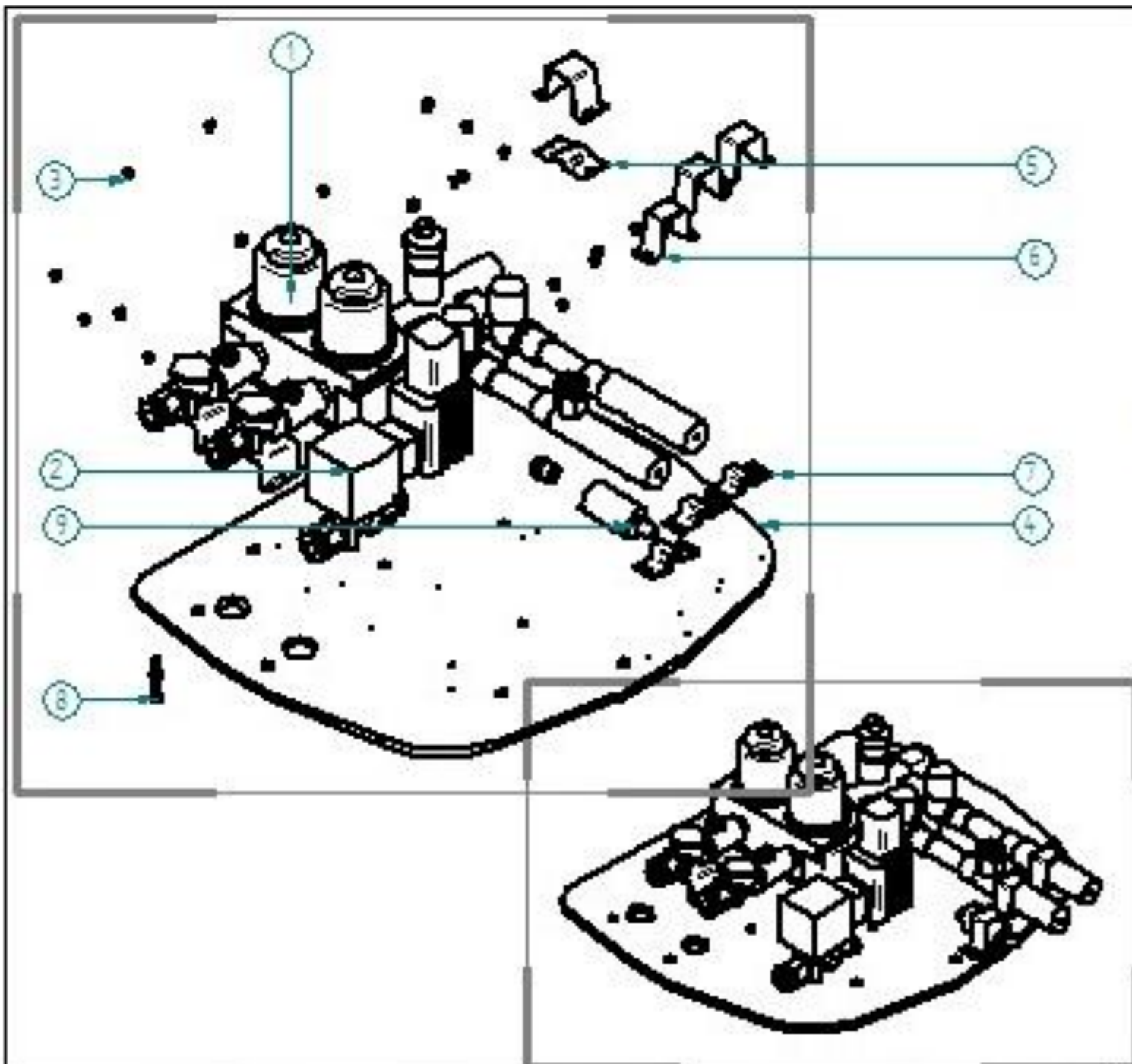
BARREND PAGADO 1 CARA 7/32" 4 POSC DNEC MARC. CON B

VE M-ELL-501-A

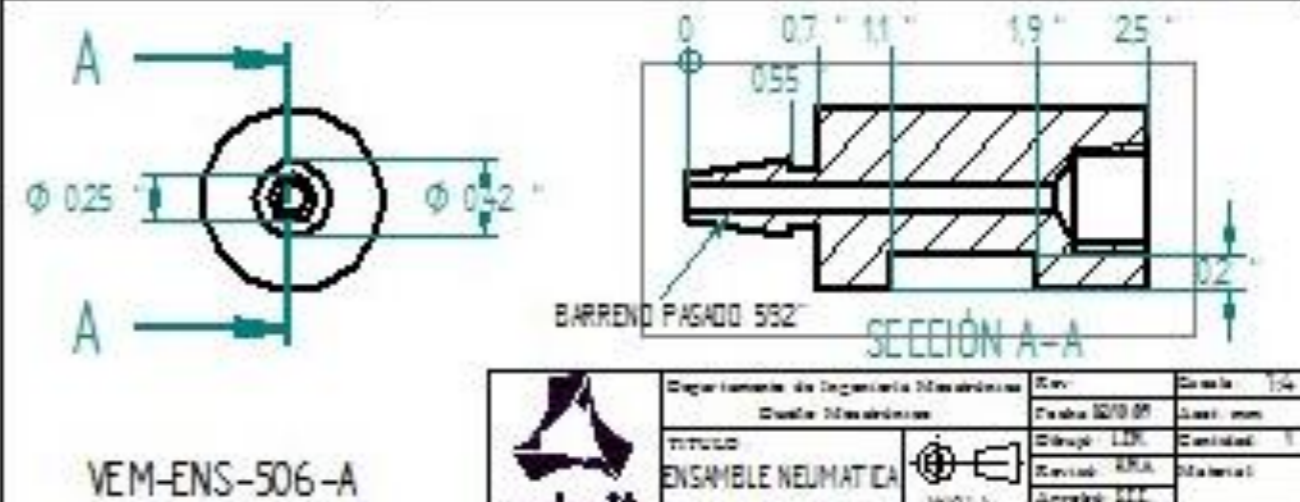
BARREND PAGADO 1MBAS CARAS 1/4" 2 POSC DNEC MARC. CON A



Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Hoja:	10
Diseño Mecánico	Diseño:	Escala:	1:1
TÍTULO	Elaborado:	Cantidad:	1
ENSAMBLE PEDESTAL	Revisado:	Material:	
	Aprobado:		



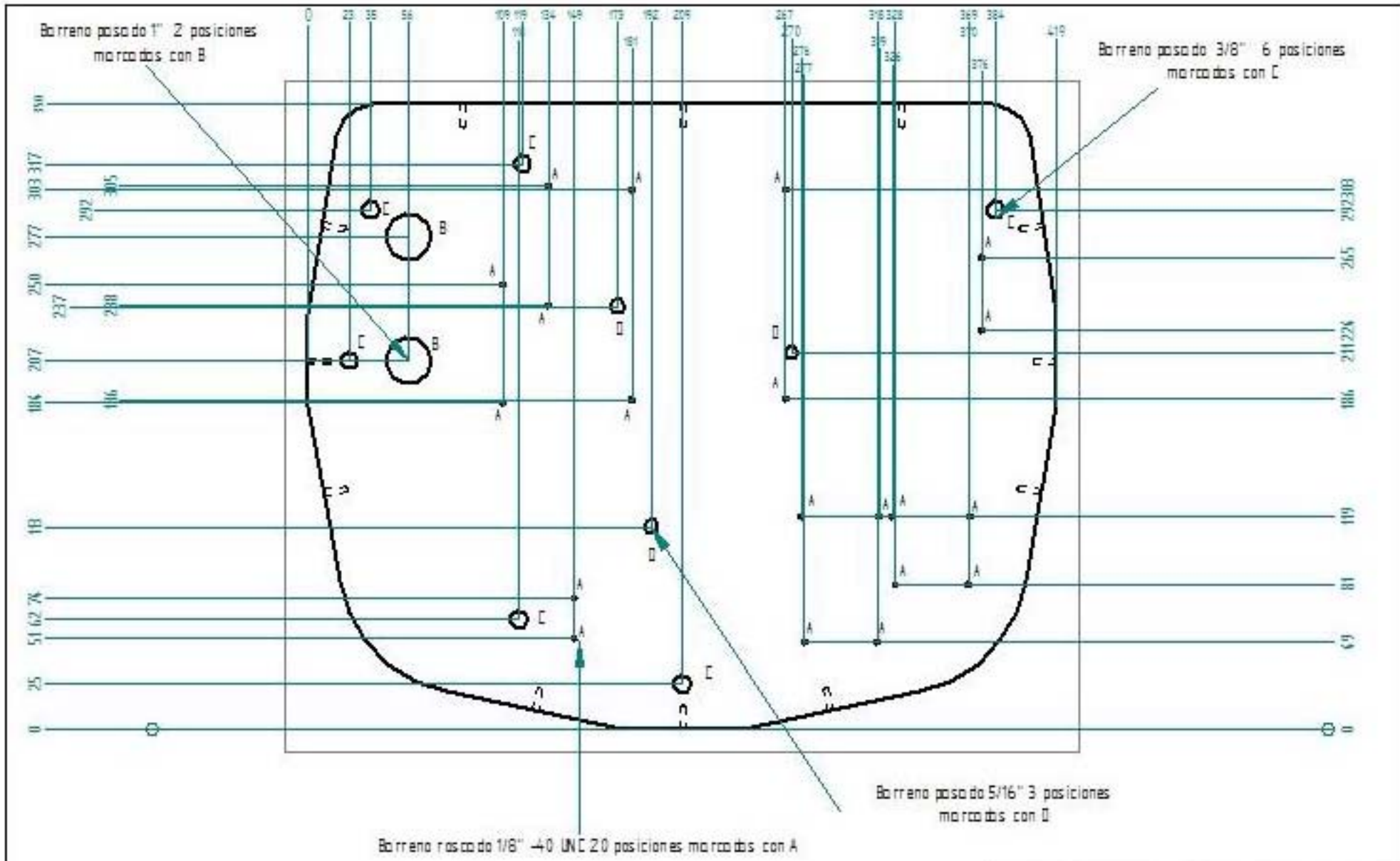
NUMERO	REFERENCIA	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD
9	VE M-ENS-505-A	CONECTOR PRESION PACIENTE	ACERO INOX.	1
8	T4mmx13mm CP	TORNILLO DE 4mmx13mm CABEZA PLANA		2
7	VE M-ENS-504-A	SOPORTE INFERIOR CONECTORES SALIDA	LAMINA ACERO CAL 22	3
6	VE M-ENS-503-A	SOPORTE SUPERIOR CONECTORES	LAMINA ACERO	4
5	VE M-ENS-502-A	SOPORTE INFERIOR CONECTOR	LAMINA ACERO CAL 22	1
4	VE M-ENS-501-A	BASE NEUMATICA SUPERIOR	ACERO	1
3	T1/8x0.25"	TORNILLOS DE 1/8x0.25"		20
2	SVE	SERVIVALVULA DE EXHALACION		1
1	VE M-SAB-500	ENSAMBLE SERVIVALVULAS-VALVULAS CHECK-ELECTROVALVULAS		1



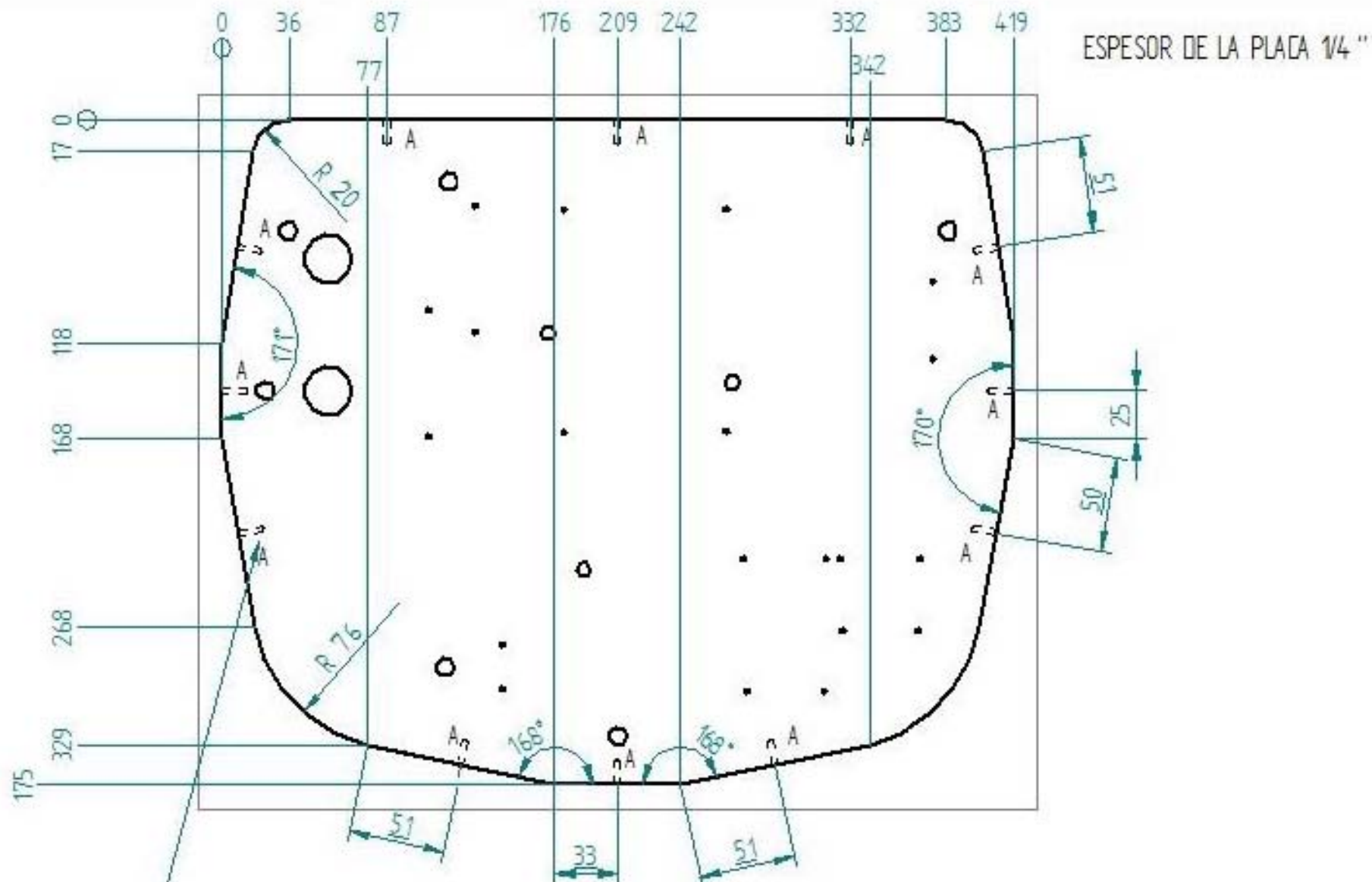
Departamento de Ingeniería Mecánica
Carrera Mecánica

Rev: 01
Escala: 1:1
Diseño: LJP
Cálculo: RKA
Aprobado: LLL

Fecha: 02/08/07
Unidad: mm
Cantidad: 1
Material:
Dib. No: VEM-ENS-500



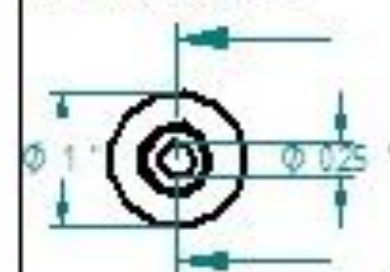
	Departamento de Ingeniería Mecánica	Env:	Escuela 10
	Carrera Mecánica	Dibujo 103201	Cuarto 1001
TÍTULO BASE PNEUMÁTICA SUPERIOR		Diseño: L.M.	Control: T.
	UNIV. U.	Revisión: R.M.	Observación:
		Aprobación: E.T.	Fecha: Mayo 1998
		Doc. No.: VE-16-501-A	



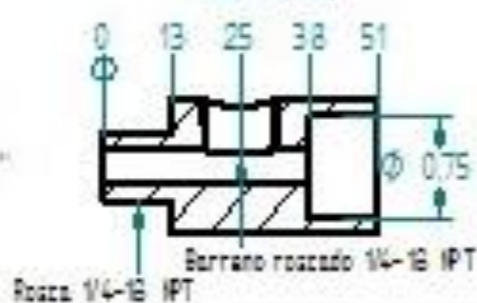
Barrota roscado 1/8"-40 UNC 12 posiciones marcadas con A, a la mitad del espesor de la placa con 0.5" de prof.

	Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	BASE 12
	Diseño Mecánico	Fecha: 08/07/2017	Acordeón
TÍTULO: BASE NEUMÁTICA SUPERIOR		Dibujó: I.R.	Cantidad: 1
		Revisó: M.A.	Dibujó:
		Aprobó: E.E.	Rev: 0/0
		Dib. No: VEP-ENS-04-A	

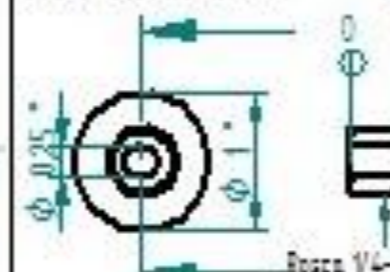
VEM-SAG-501-A



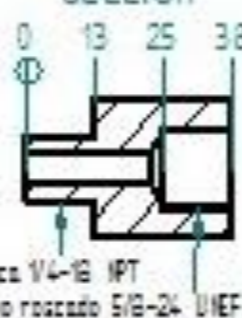
Sección



VEM-SAG-504-A



Sección



VEM-SAG-502-A

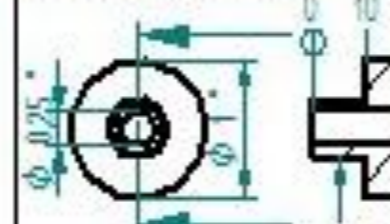


Sección

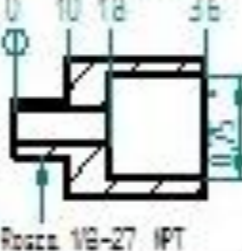


Detalle

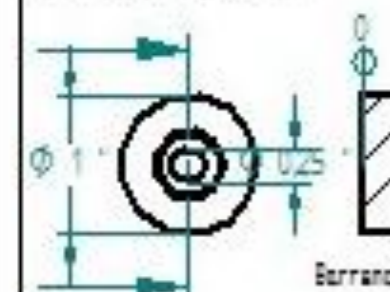
VEM-SAG-505-A



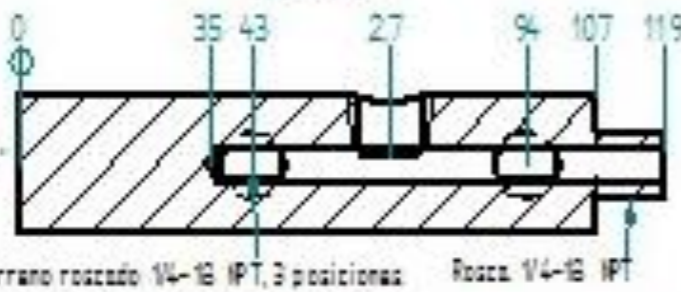
Sección



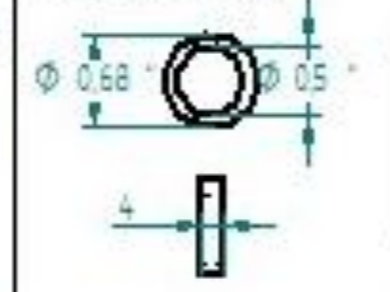
VEM-SAG-503-A



Sección



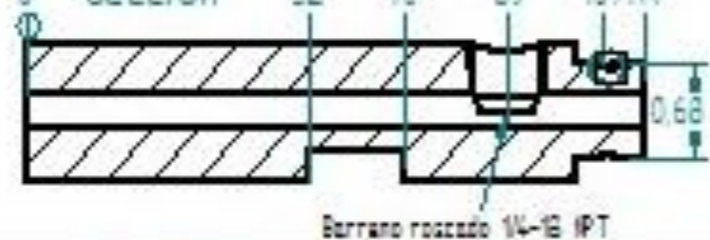
VEM-SAG-509-A



VEM-SAG-507-A



Sección

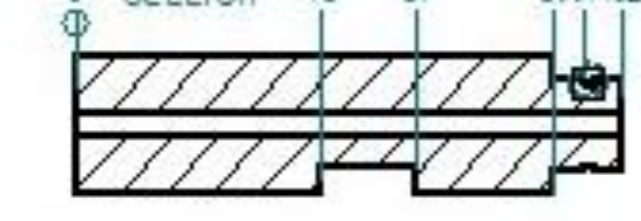


Detalle

VEM-SAG-508-A



Sección



Detalle

VEM-SAG-506-A

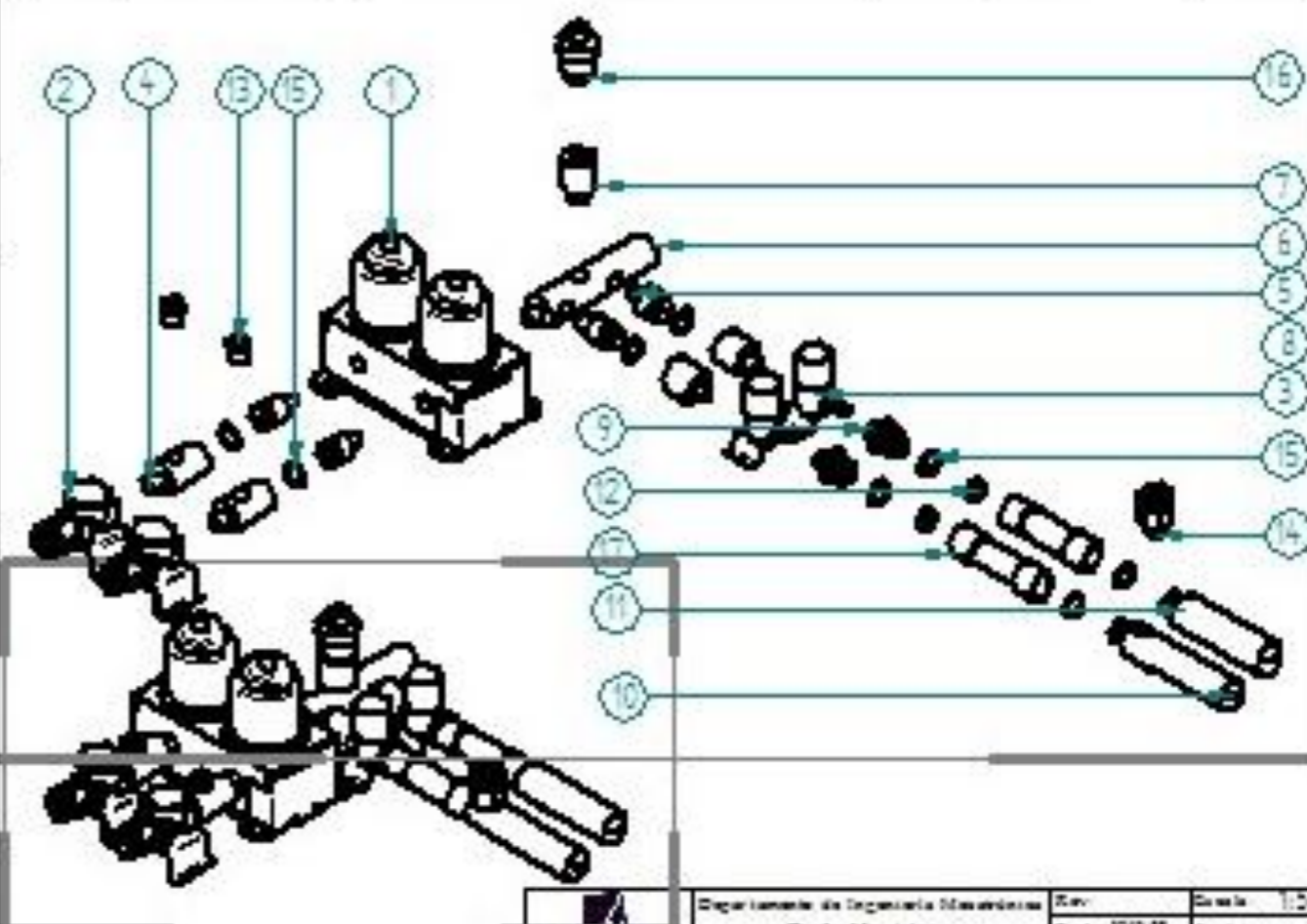


Sección

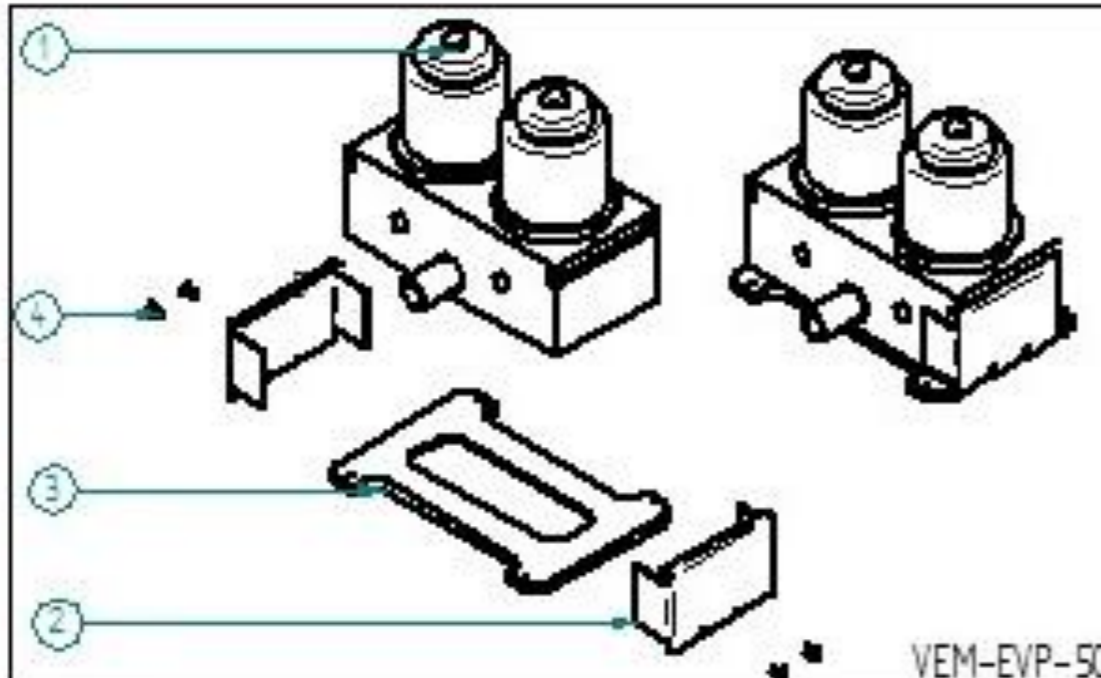


Detalle

17	SF	SEÑOR DE FLUJO		2
16	SD	SENSOR DE DISEÑO		1
15	DR	DRING		8
14	RC1/4IPT-12	RACOR 1/4 IPT 12 mm		1
13	RC1/4IPT-4	RACOR 1/4 IPT 4 mm		2
12	VE M-SAG-509-A	CASQUILLO	ACERO INOXIDABLE	2
11	VE M-SAG-508-A	CONECTOR SALIDA NEBULIZADOR	ACERO INOXIDABLE	1
10	VE M-SAG-507-A	CONECTOR SALIDA PACIENTE	ACERO INOXIDABLE	1
9	VE M-SAG-506-A	CONECTOR SALIDA ELECTROVALVULA	ACERO INOXIDABLE	2
8	VE M-SAG-505-A	CONECTOR ENTRADA ELECTROVALVULA	ACERO INOXIDABLE	2
7	VE M-SAG-504-A	CONECTOR SENSOR DE DISEÑO	ACERO INOXIDABLE	1
6	VE M-SAG-503-A	CONECTOR SALIDA MEZCLA	ACERO INOXIDABLE	1
5	VE M-SAG-502-A	CONECTOR P/DRING	ACERO INOXIDABLE	4
4	VE M-SAG-501-A	CONECTOR P/MEDIR PRESTION	ACERO INOXIDABLE	2
3	VE M-EEV-500	ENSAMBLE ELECTROVALVULA		2
2	VE M-EVAR-500	ENSAMBLE VALVULA ANTIRETORNO		2
1	VE M-EVP-500	ENSAMBLE VALVULAS PROPORCIONALES		1
NUMERO	REFERENCIAL	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD

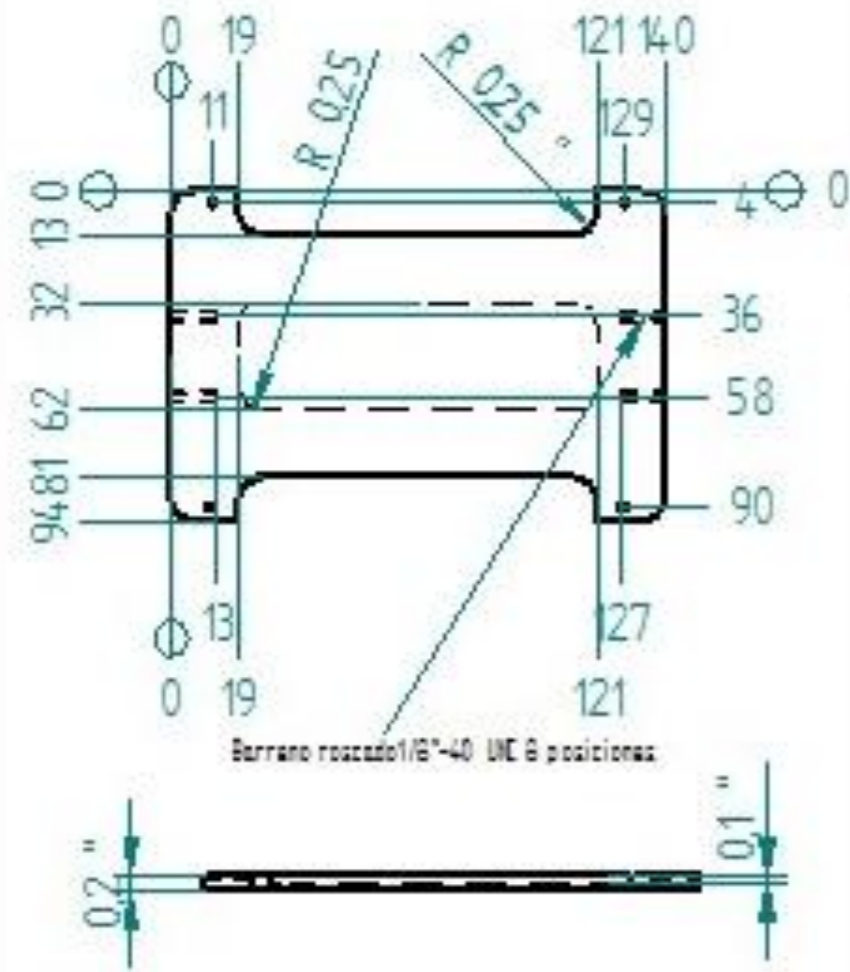


Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev.	Escala	1:1
Unidad Mecánica	Fecha 2019.05	Auto. mm	
SISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE GASES	Dibujo 1.25	Escala 1	
	Revisión 001	Material	
	Aprobado E.E.		
	Dib. No. VEM-SAG-500		

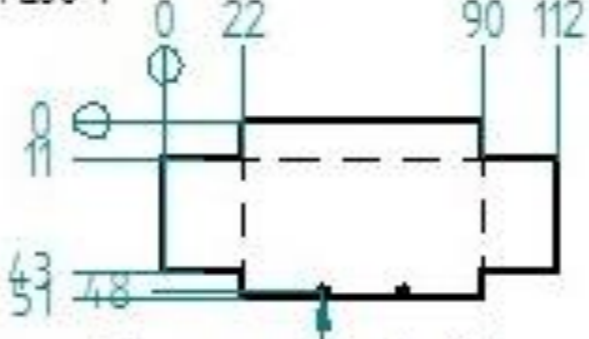


NUMERO	REFERENCIA	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD
10	T3/16x0.25	TORNILLOS DE 3/16"x0.5"		4
9	VEM-EVAR-501-A	BASE VALVULA ANTIRRETORNO	LAMINA ACERO	2
8	VAR	VALVULA ANTIRRETORNO		2
7	T4mm	TORNILLOS DE 4mm		4
6	VEM-EEV-501-A	BASE ELECTROVALVULA	LAMINA ACERO	2
5	EV	ELECTROVALVULA		2
4	T1/8x0.25"	TORNILLOS DE 1/8"x0.25"		4
3	VEM-EVP-502-A	BASE P/C ONJUNTO DE VALVULAS PROPORCIONALES	ALUMINIO	1
2	VEM-EVP-501-A	SOPORTE P/C ONJUNTO DE VALVULAS PROPORCIONALES	LAMINA ACERO	2
1	CVP	CONJUNTO DE VALVULAS PROPORCIONALES		1

VEM-EVP-502-A



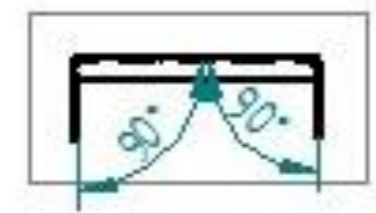
Paso 1



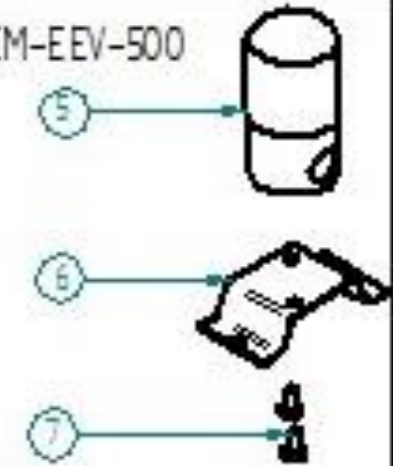
Paso 2



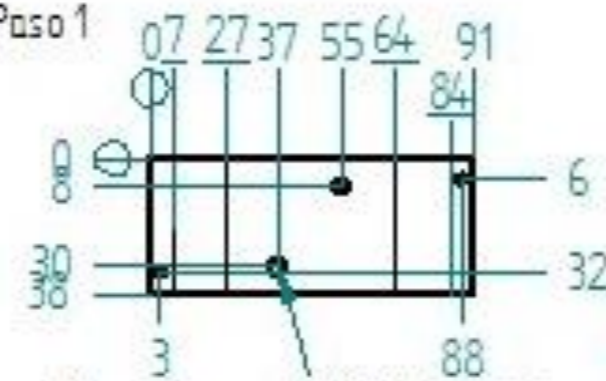
Paso 3



VEM-EEV-500



Paso 1



Paso 2



Paso 3

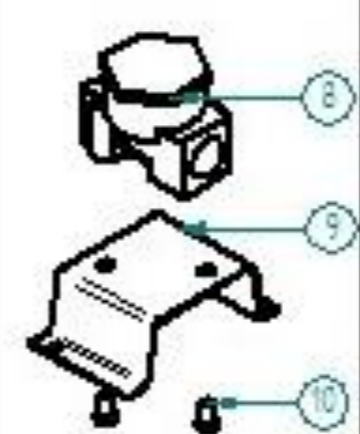


Paso 4

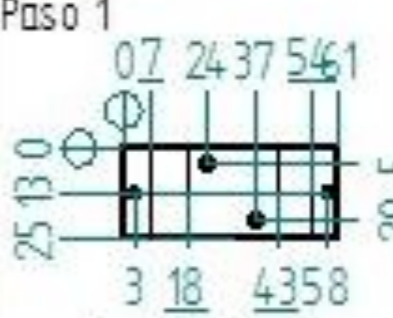


VEM-EVAR-501-A

VEM-EVAR-500



Paso 1



Paso 2



Paso 3



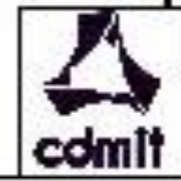
Paso 4



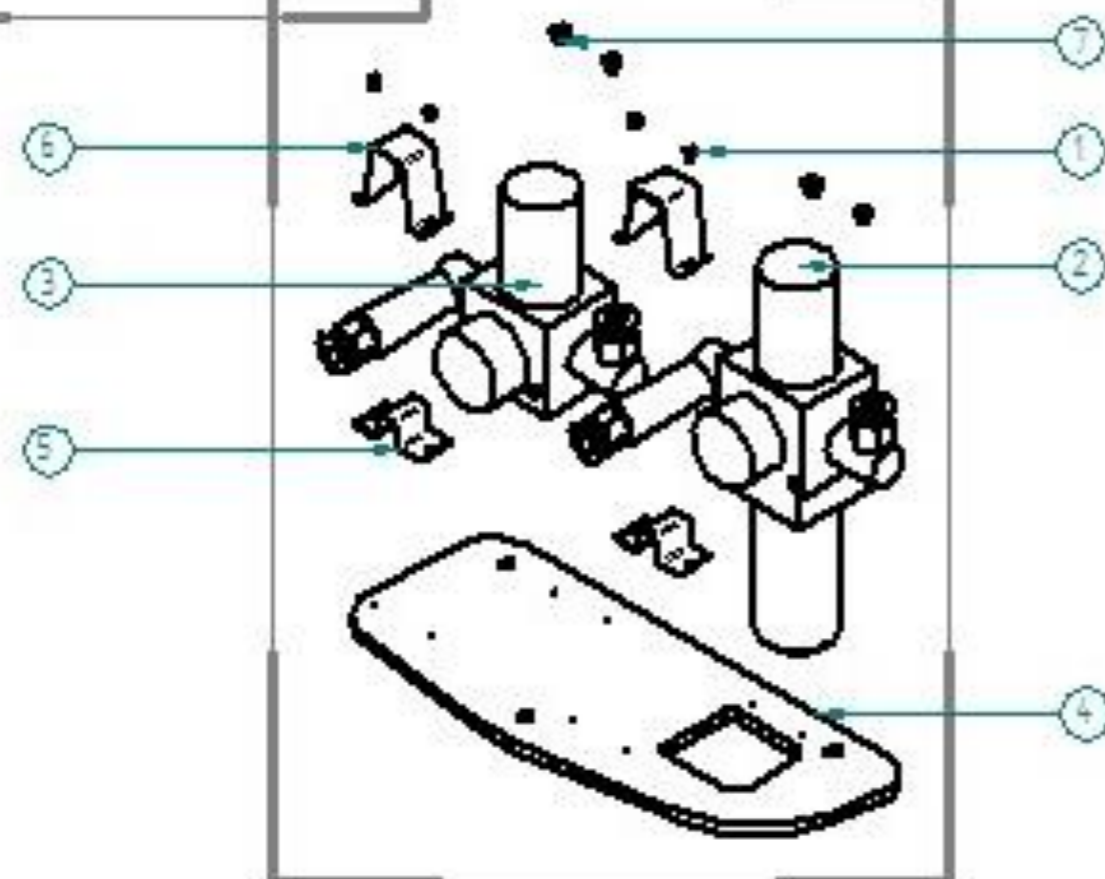
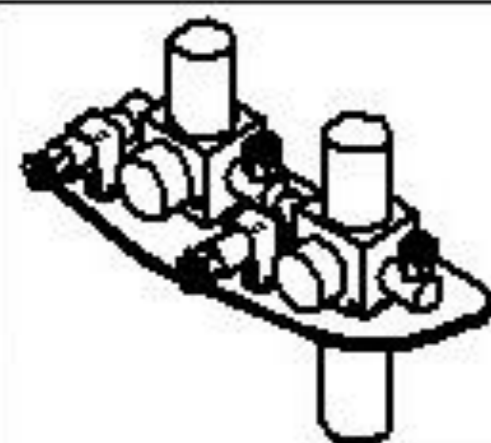
Paso 5



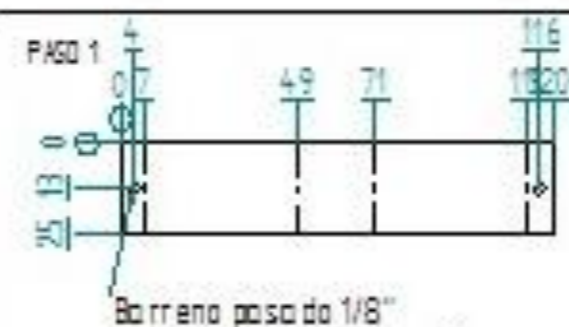
VEM-EEV-501-A



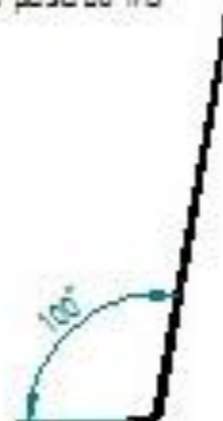
Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Hoja 12
Diseño Mecánico	Dibujo 32/0 01	Escala mm
TITULO	Dibujó LEH	Control 1
SUBE NGAMBLES	Revisó RPA	Dibujó
SAG	Aprobó ELL	Dibujó
	09/01/0	



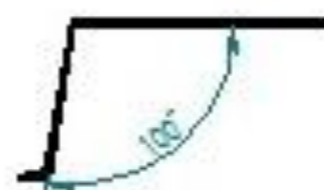
7	T3/16x0.25"	TORNILLO 3/16x0.25"		4
6	VE M-ENI-503-A	SOPORTE SUPERIOR CONECTOR	LAMINA ACERO CALIBRE 22	2
5	VE M-ENI-502-A	SOPORTE INFERIOR CONECTOR	LAMINA ACERO CALIBRE 22	2
4	VE M-ENI-501-A	BASE SISTEMA NEUMATICO INFERIOR	ACERO 1018	1
3	VE M-ERA-500	ENSAMBLE REGULADOR DIXIE NO		1
2	VE M-ERA-500	ENSAMBLE REGULADOR AIRE		1
1	T1/8x0.25"	TORNILLO 1/8x0.25"		4
NUMERO	REFERENCIA	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD



PASO 2



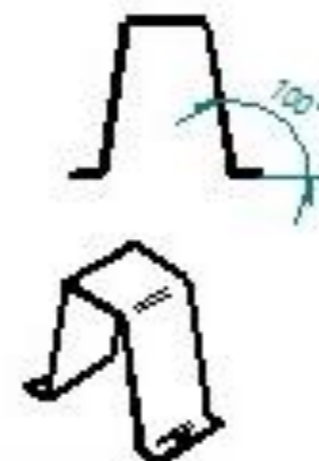
PASO 3



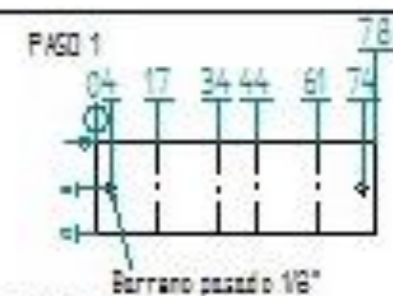
PASO 4



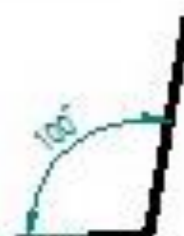
PASO 5



VEM-ENI-503-A



PASO 2



PASO 3



PASO 4



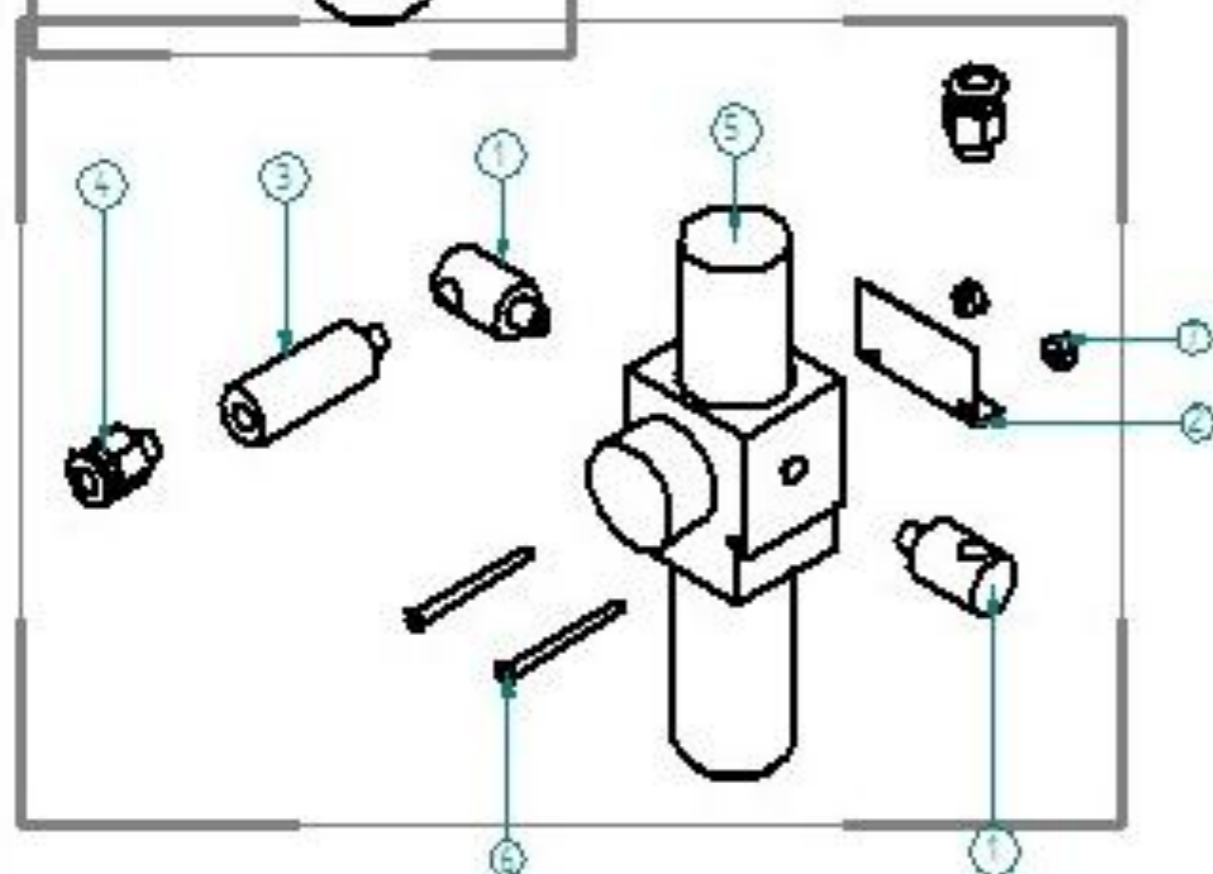
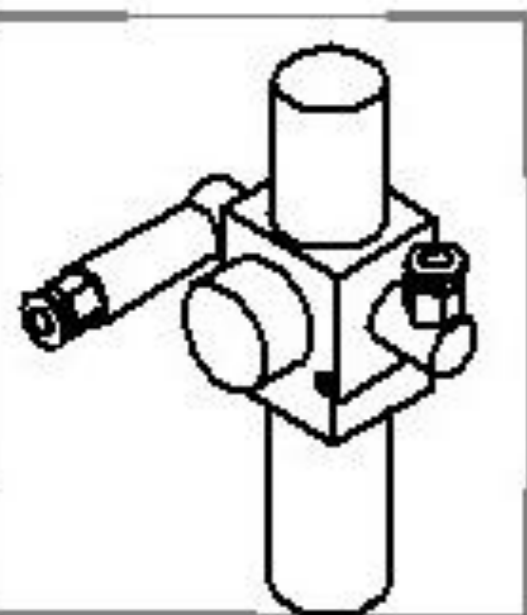
PASO 5



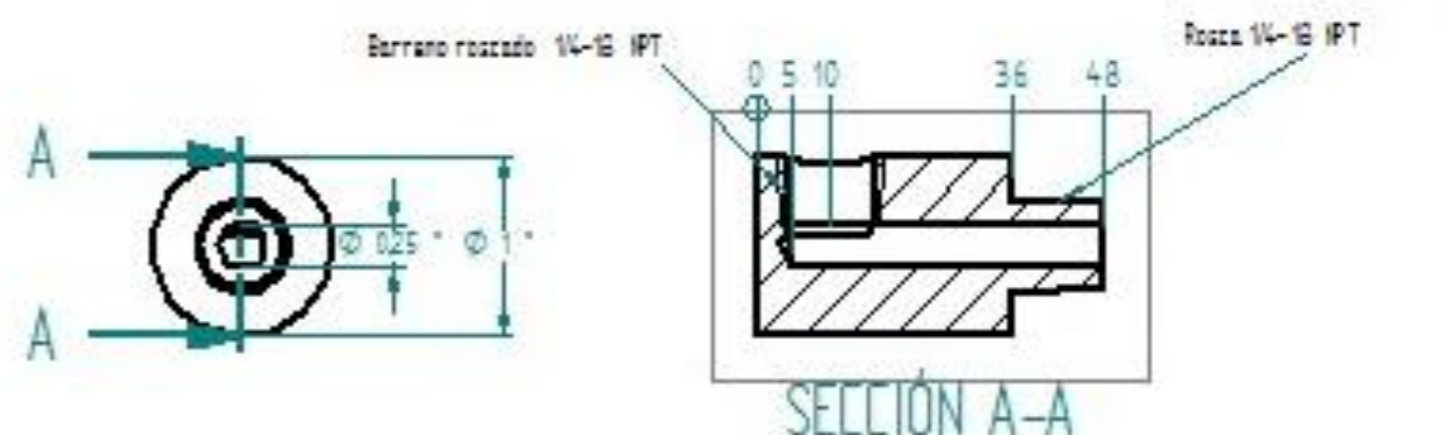
VEM-ENI-502-A



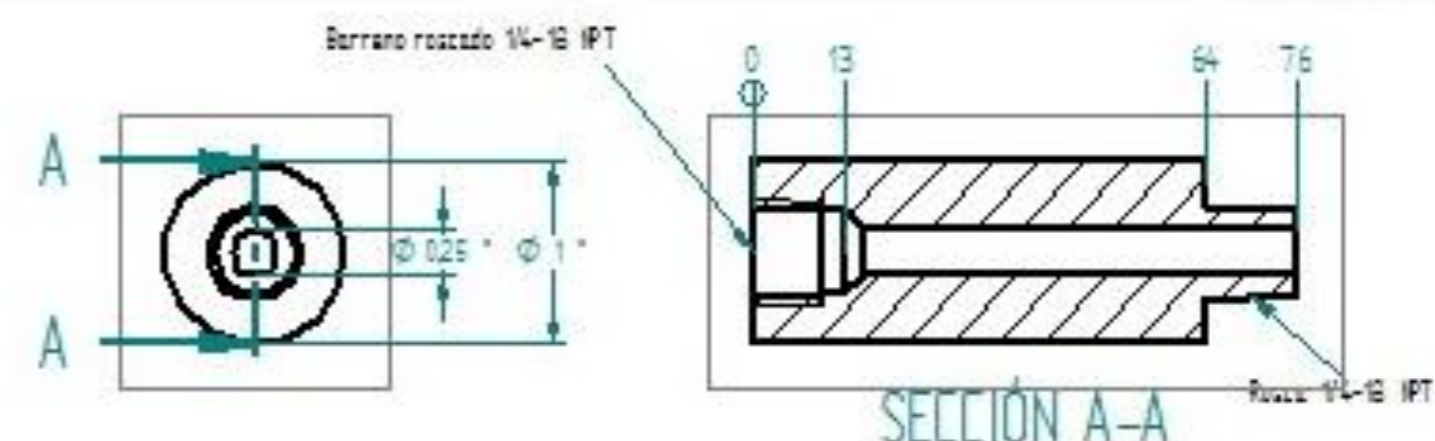
Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Hoja:	12
Escuela de Ingeniería	Fecha: 20/08/07	Auto: mm	
TITULO	Diseño: J.C.M.	Control: J.	
NEUMÁTICA INFERIOR	Revisó: R.M.A.	Material:	
UNIVERSIDAD	Aprobó: S.C.C.		
	Doc. No.: VEM-ENI-500-A		



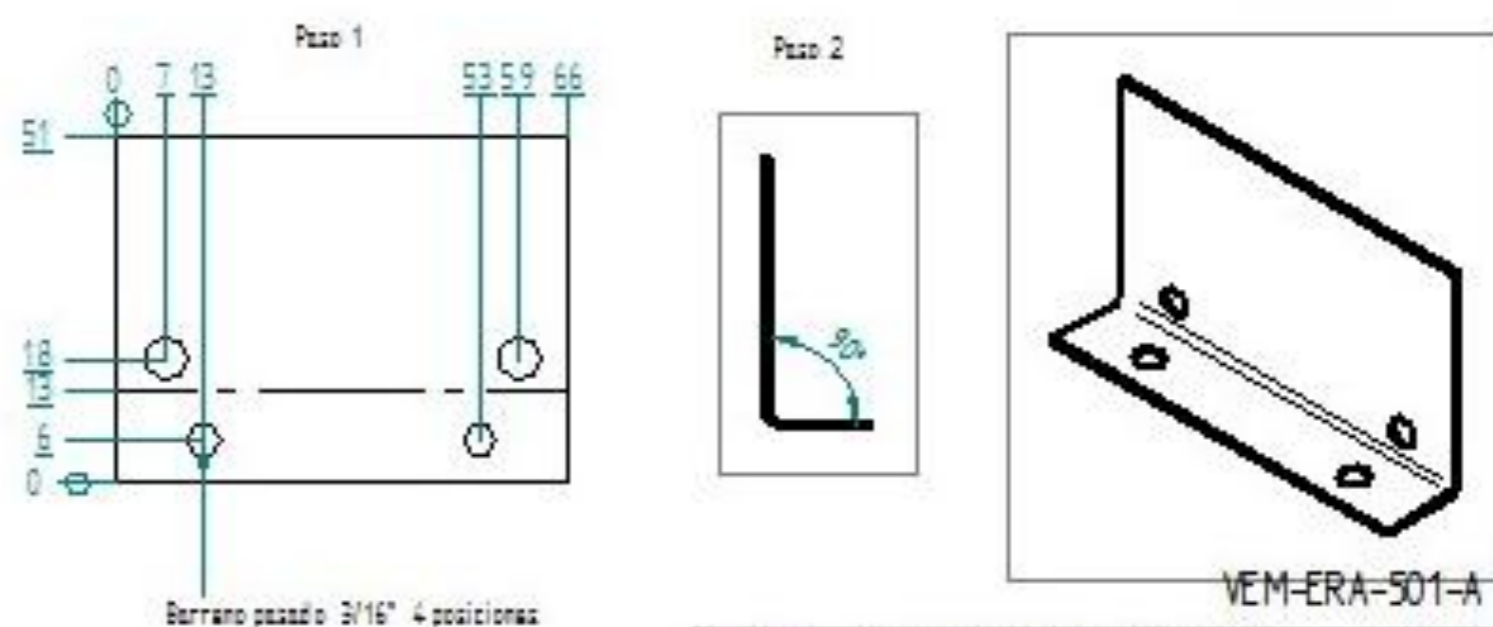
NUMERO	REFERENCIA	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD
7	T3/16	TUERCA 3/16		2
6	T3/16x3"	TORNILLO 3/16x3"		2
5	RA	REGULADOR DE AIRE		1
4	RC1/4IPT-12	RACOR 1/4 IPT 12 mm		2
3	VE-M-ENI-505-A	CONECTOR ENTRADA BASES	ACERO INOXIDABLE	1
2	VE-M-ERA-501-A	RESPALDO REGULADOR AIRE	LAMINA ACERO CALIBRE 22	1
1	VE-M-ENI-504-A	CONECTOR EN L	ACERO INOXIDABLE	2



VEM-ENI-504-A



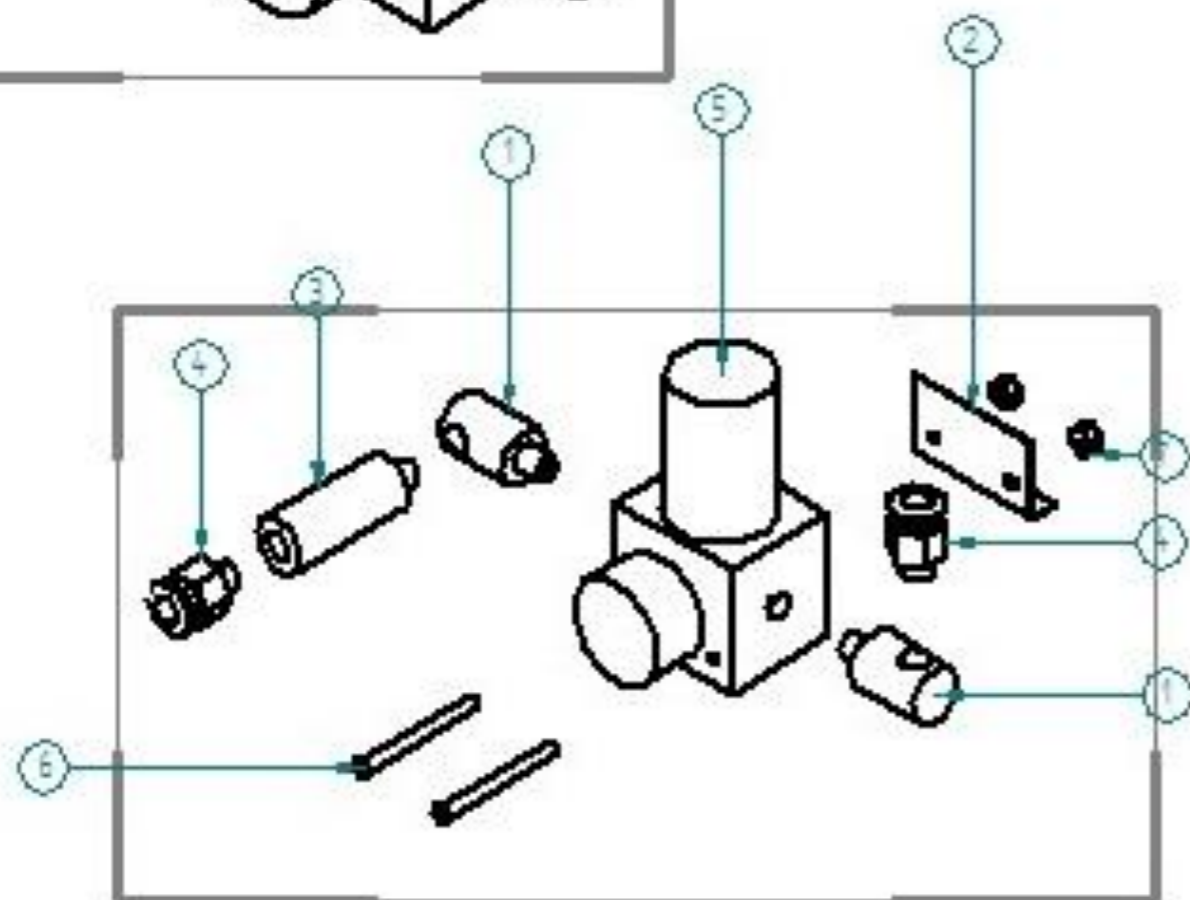
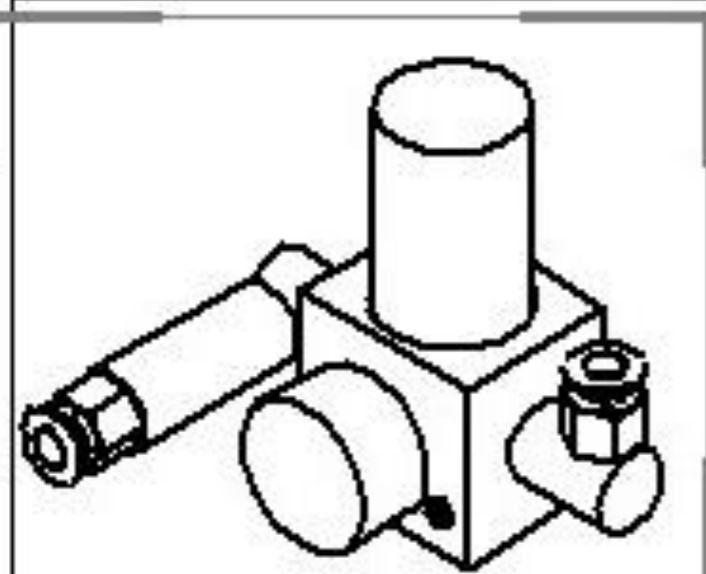
VEM-ENI-505-A



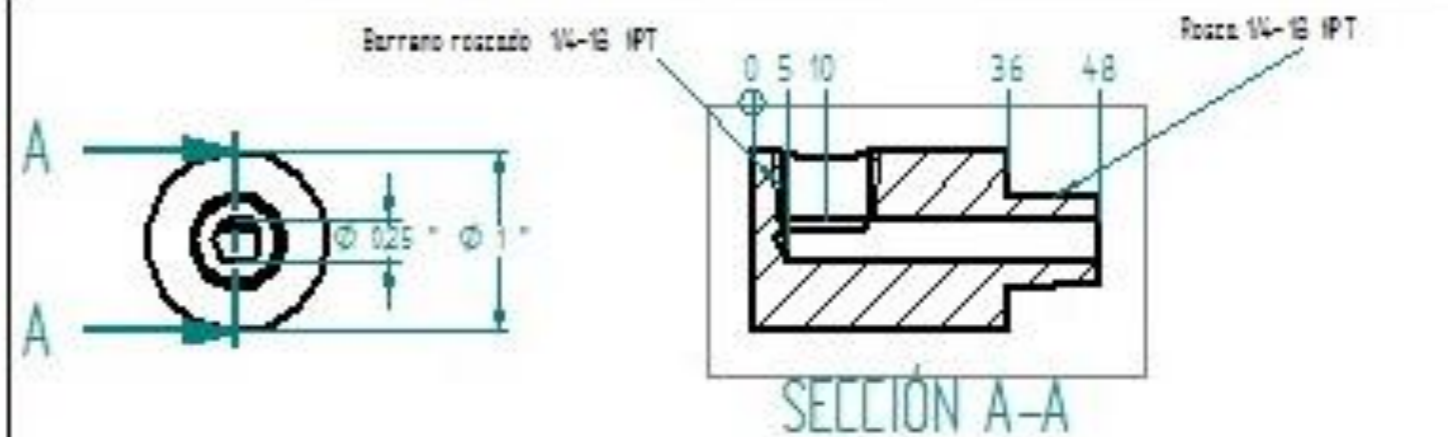
VEM-ERA-501-A



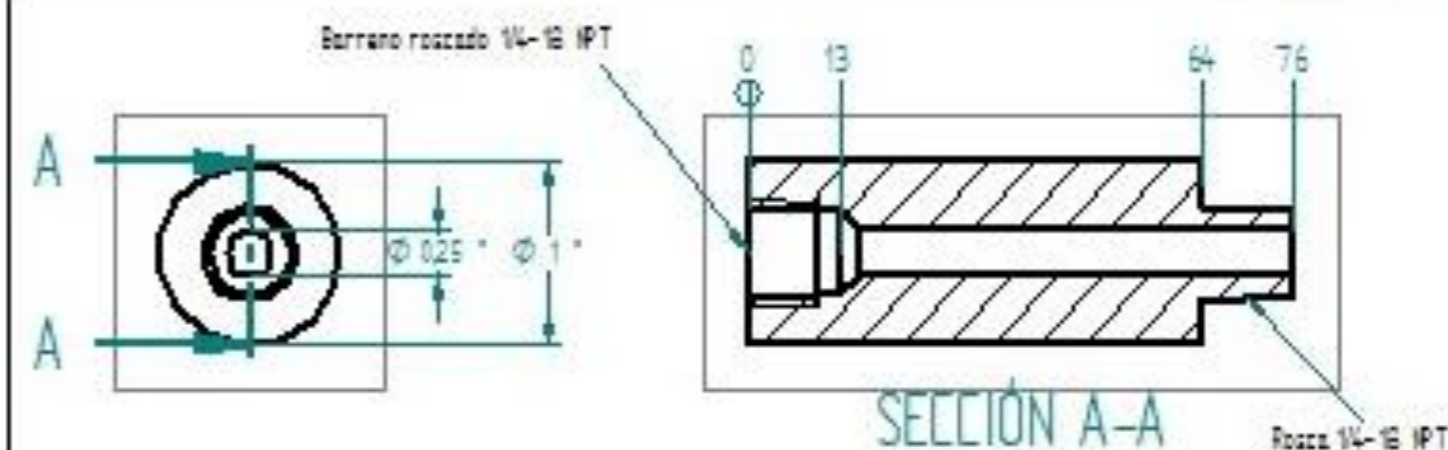
Departamento de Ingeniería Mecánica Diseño Mecánico	Rev:	Diseño: 12
TITULO ENSAMBLE REGULADOR AIRE	Dibujó: J.M. Revisó: H.M.A. Aprobó: J.L.L.	Usos: mm Cantidad: 1 Material:
	ONGI A	Dib. No.: VEM-ERA-501-A



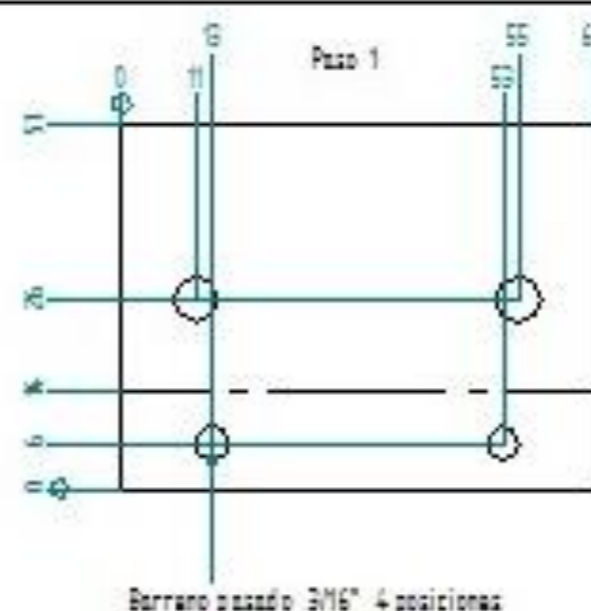
7	TU3/16	TUERCA 3/16x3"		2
6	T3/16x3"	TORNILLO 3/16x3"		2
5	RO	REGULADOR OXIGENO		1
4	RC1/4 NPT-12	RAZOR 1/4 IPT 12 mm	ACERO INOXIDABLE	2
3	VE-M-ENI-505-A	CONECTOR ENTRADA BASES	ACERO INOXIDABLE	1
2	VE-M-ERO-501-A	RESPALDO REGULADOR OXIGENO	LAMINA ACERO CALIBRE 22	1
1	VE-M-ENI-504-A	CONECTOR EN L	ACERO INOXIDABLE	2
NUMERO	REFERENCIA	TITULO	MATERIAL	CANTIDAD



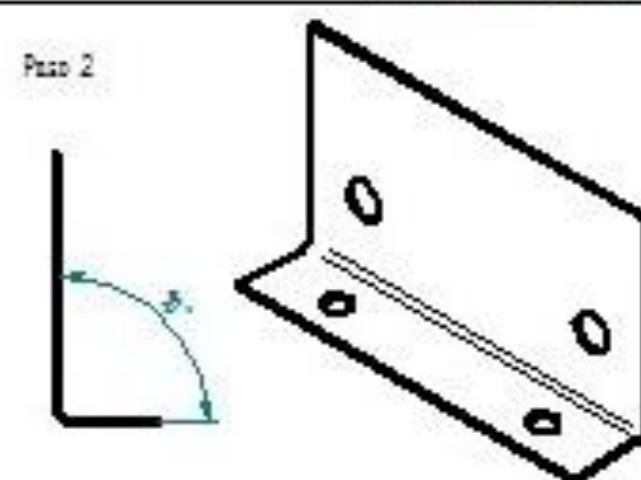
VEM-ENI-504-A



VEM-ENI-505-A



Barrano pasado 3/16" 4 posiciones

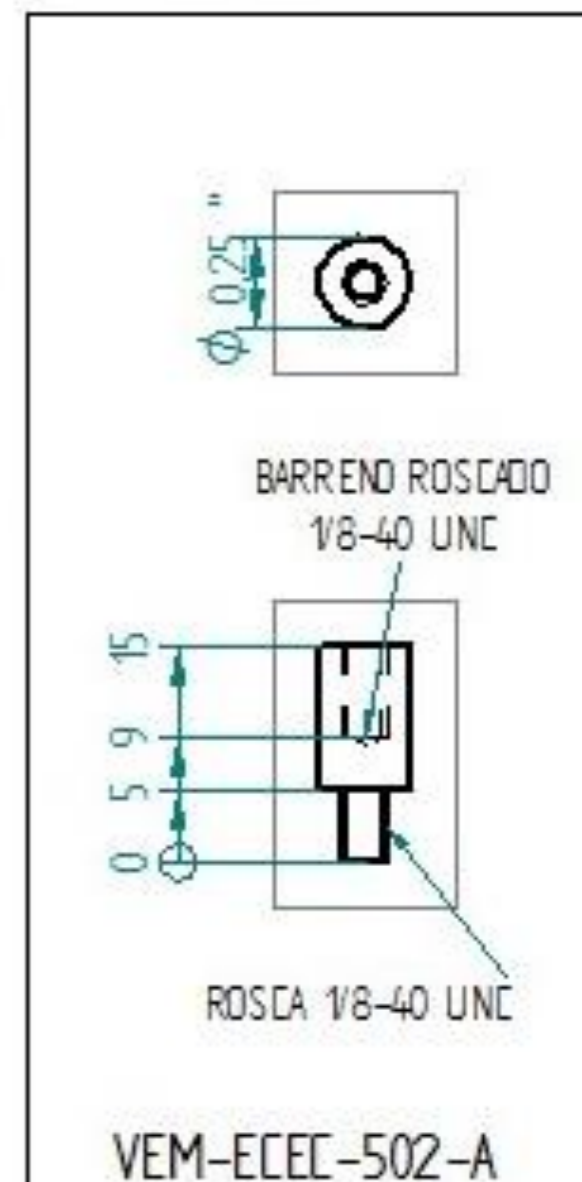
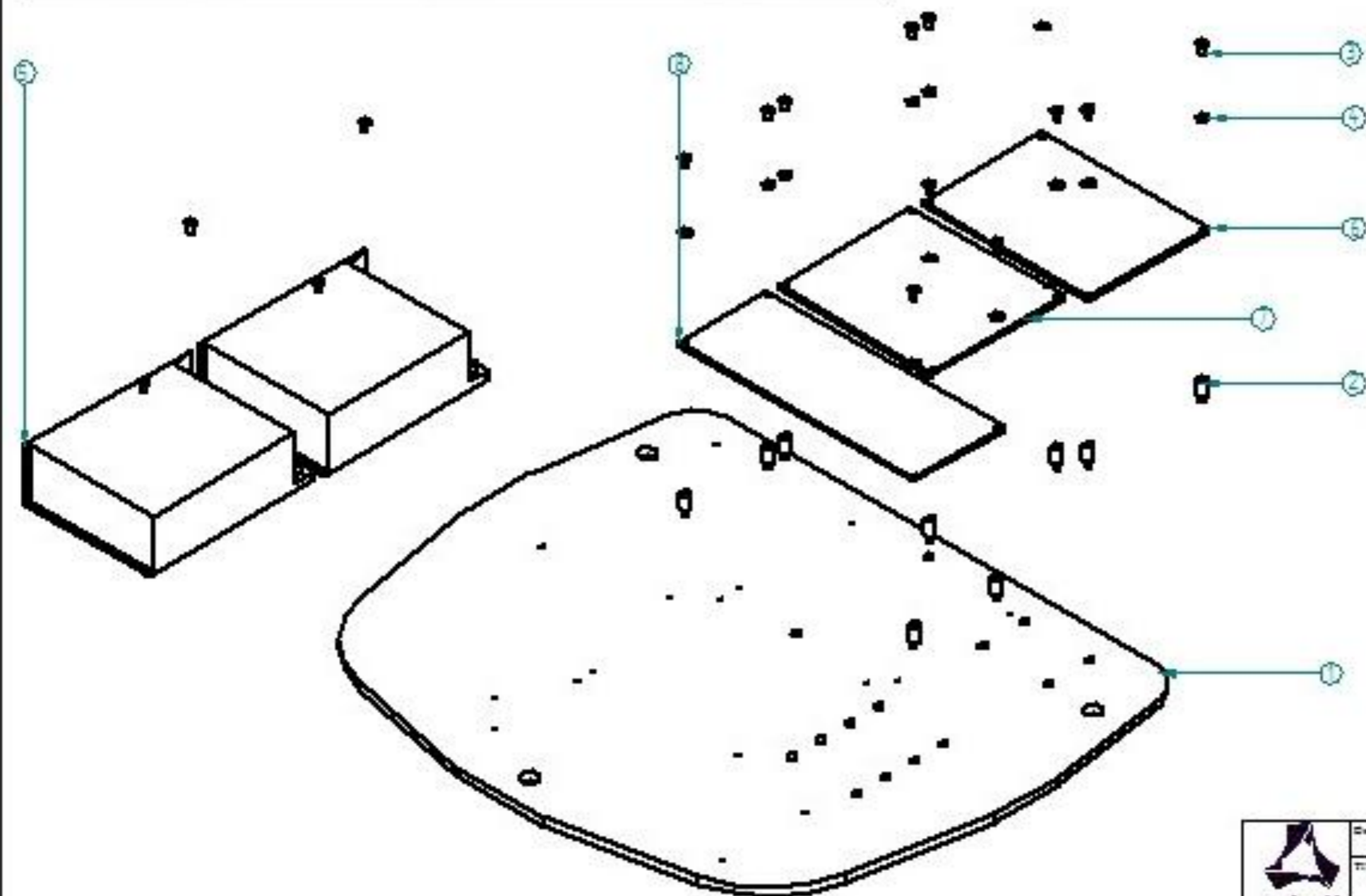
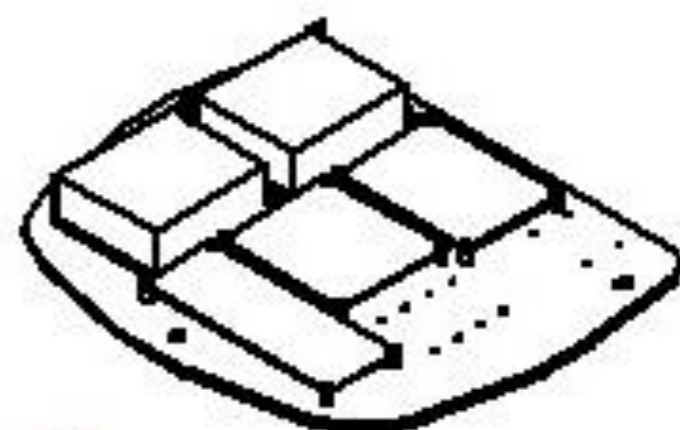


VEM-ERO-501-A



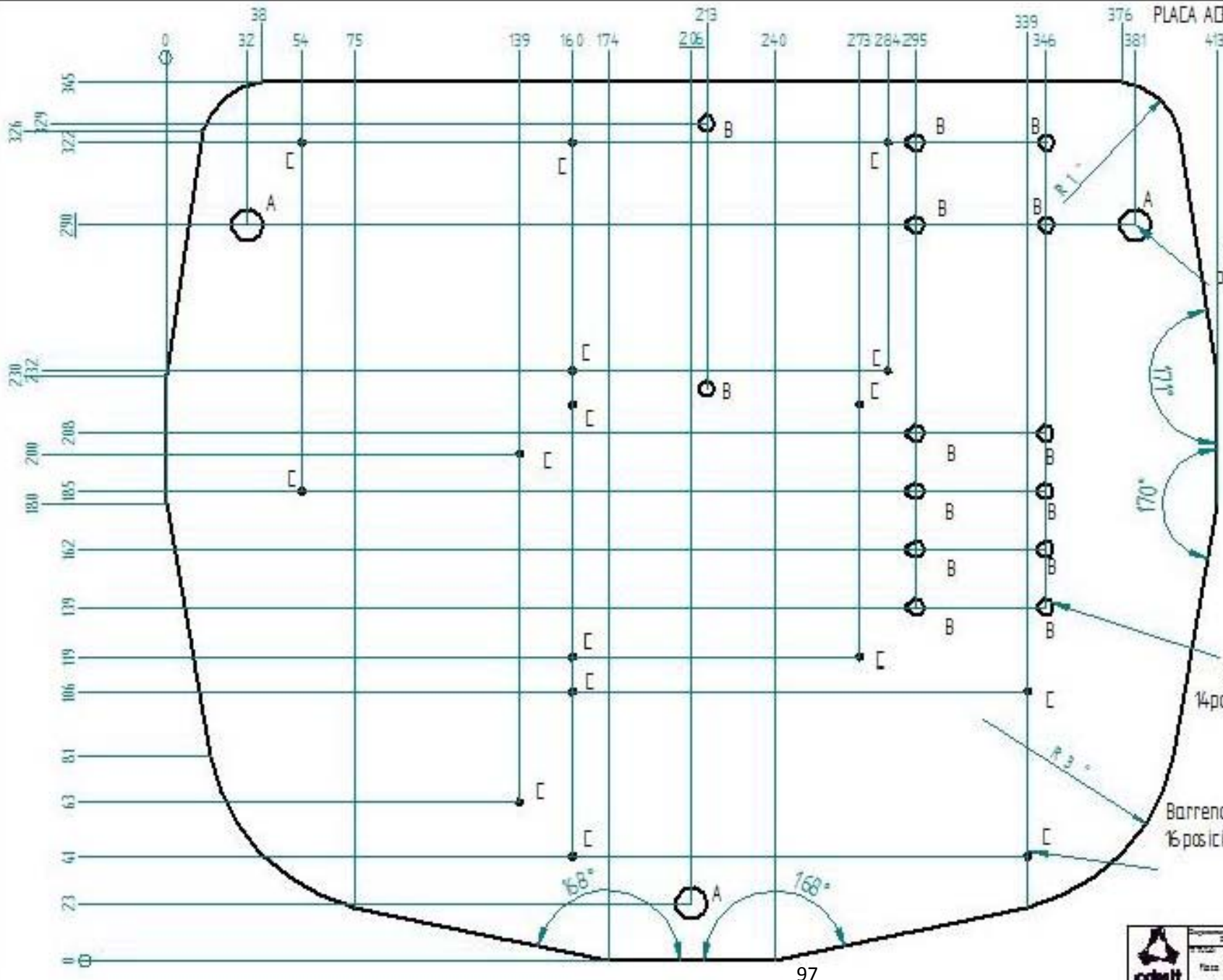
Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev.	Hoja 12
Código Mecánica	Fecha 30/08/07	Escala mm
TITULO	Diseño L.M.	Cantidad 1
ENSAMBLE REGULADOR OXIGENO	Revisión H.M.A.	Materiales
	Aprobado S.C.	
	Dib. No. VEM-ERO-500-A	

8	CEP	CIRCUITO ELECTRONICO PRESION AIRE-OXIGENO		1
7	CES	CIRCUITO ELECTRONICO SERVOVALVULAS		1
6	CEP	CIRCUITO FLUJO-OXIGENO-ELECTROVALVULAS-PRESION		1
5	FP24V	FUENTE DE PODER 24 V		3
4	R1/8	RONDANA 1/8		12
3	T1/8	TORNILLO 1/8x1/4"		16
2	VE-M-ELEC-502-A	POSTE SEPARADOR CIRCUITOS	LATON	12
1	VE-M-ELEC-501-A	PLACA BASE CIRCUITOS ELECTRICOS	ACRILICO 6mm	1
Número	Referencia	Título	Materia	Cantidad



Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Hoja:	12
Diseño Mecánico	Fecha: 02/09/07	Escala:	1:1
Dibujado: J.C.M.	Revisado: R.M.A.	Material:	
Aprobado: J.C.C.	Elab. por:	VE-M-ELEC-500	

PLACA ACRILIO 6mm DE ESPESOR



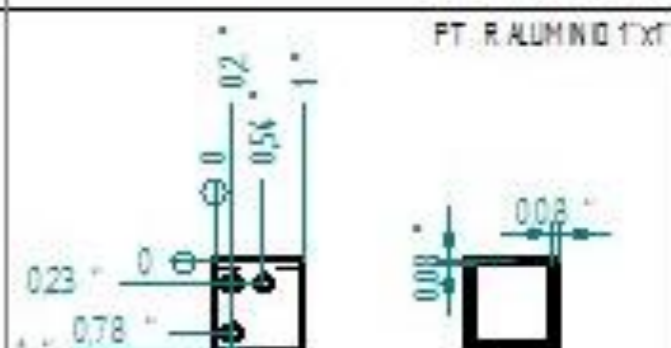
Barreno pasado 0.5" 3 posiciones marcadas con A

Barreno pasado 1/4" 14 posiciones marcadas con B

Barreno roscado 1/8-40 UNC 16 posiciones marcadas con C

	Programa de la planta Universitaria Diseño Industrial	Autor: Profesor Asistente	Fecha: 2018
	Título: Circuito	Proyecto:	Fecha: 2018

15	T4mm x 15"	TORNILLO 4mm x 15"		4
14	T1/4x15"CP	TORNILLO DE 1/4"x15" DE CABEZA PLANA		2
13	VE-M-ETP-506-A	BLOQUE HORIZONTAL PANTALLA	ALUMINIO	1
12	VE-M-ETP-505-A	BLOQUE VERTICAL PANTALLA	ALUMINIO	1
11	TORNILLO 1/4x1"CP	TORNILLO DE 1/4"x1" DE CABEZA PLANA		2
10	VE-M-ETP-504-A	SOPORTE TRASERO TECLADO	ACERO INOXIDABLE CALBRE 16	2
9	VE-M-ETP-503-A	SOPORTE FRONTAL TECLADO	ACERO INOXIDABLE CALBRE 16	2
8	TU1/8	TUERCA DE 1/8"		4
7	T1/8x0.75"CP	TORNILLO 1/8x0.75" DE CABEZA PLANA		4
6	T3/16x0.5"CP	TORNILLO 3/16x0.5" DE CABEZA PLANA		3
5	R4mm	RONDANA 4mm		4
4	SC	SOPORTE CENTRAL	ACERO	1
3	VE-M-ETP-502-A	CUBO SOPORTE	ALUMINIO	2
2	M15 15"	MONITOR TOUCH SCREEN 15"		1
1	VE-M-ETP-501-A	PLACA TECLADO	ALUMINIO	1
Número	Referencia	Título	Materia	Cantidad

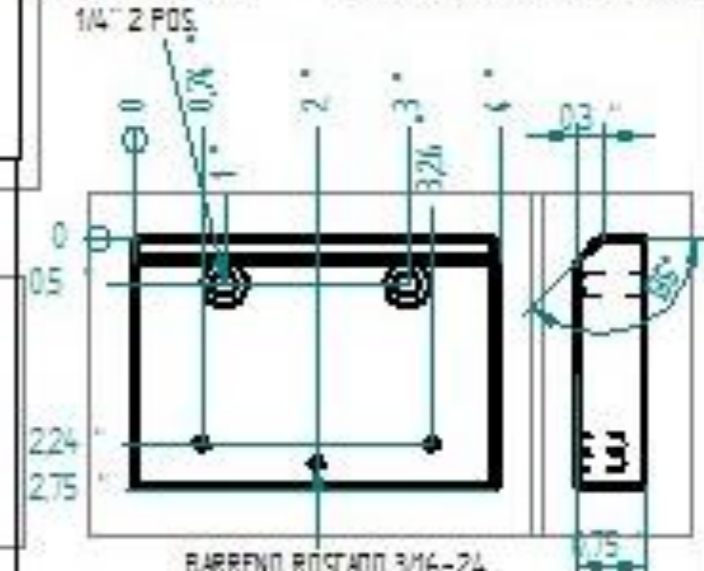


PT. R ALUMINIO 1"x1"

BARREND PAGADO 3/16" 3 POSICIONES

VE-M-ETP-502-A

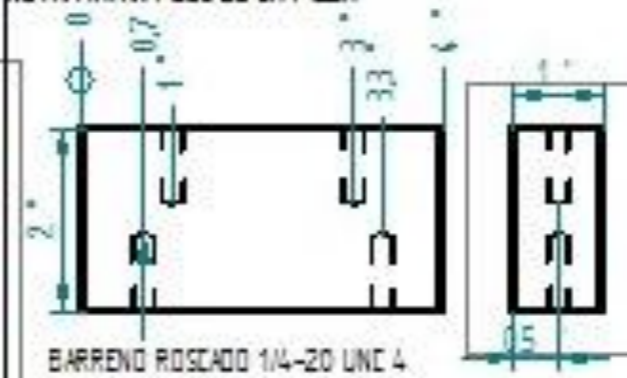
BARREND AVELLANADO 1/4" 2 POS. NOTA MATAR FILOS DE LA PIEZA



BARREND ROSCADO 3/16-24 PROFUNDIDAD 0.5" 3 POS.

VE-M-ETP-506-A

NOTA MATAR FILOS DE LA PIEZA



BARREND ROSCADO 1/4-20 UNC 4 POSICIONES PROFUNDIDAD 0.800"

VE-M-ETP-505-A



BARREND PAGADO 1/8"

VE-M-ETP-504-A

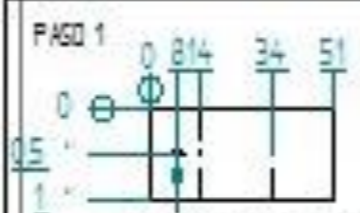
PASO 2



PASO 3



VE-M-ETP-503-A



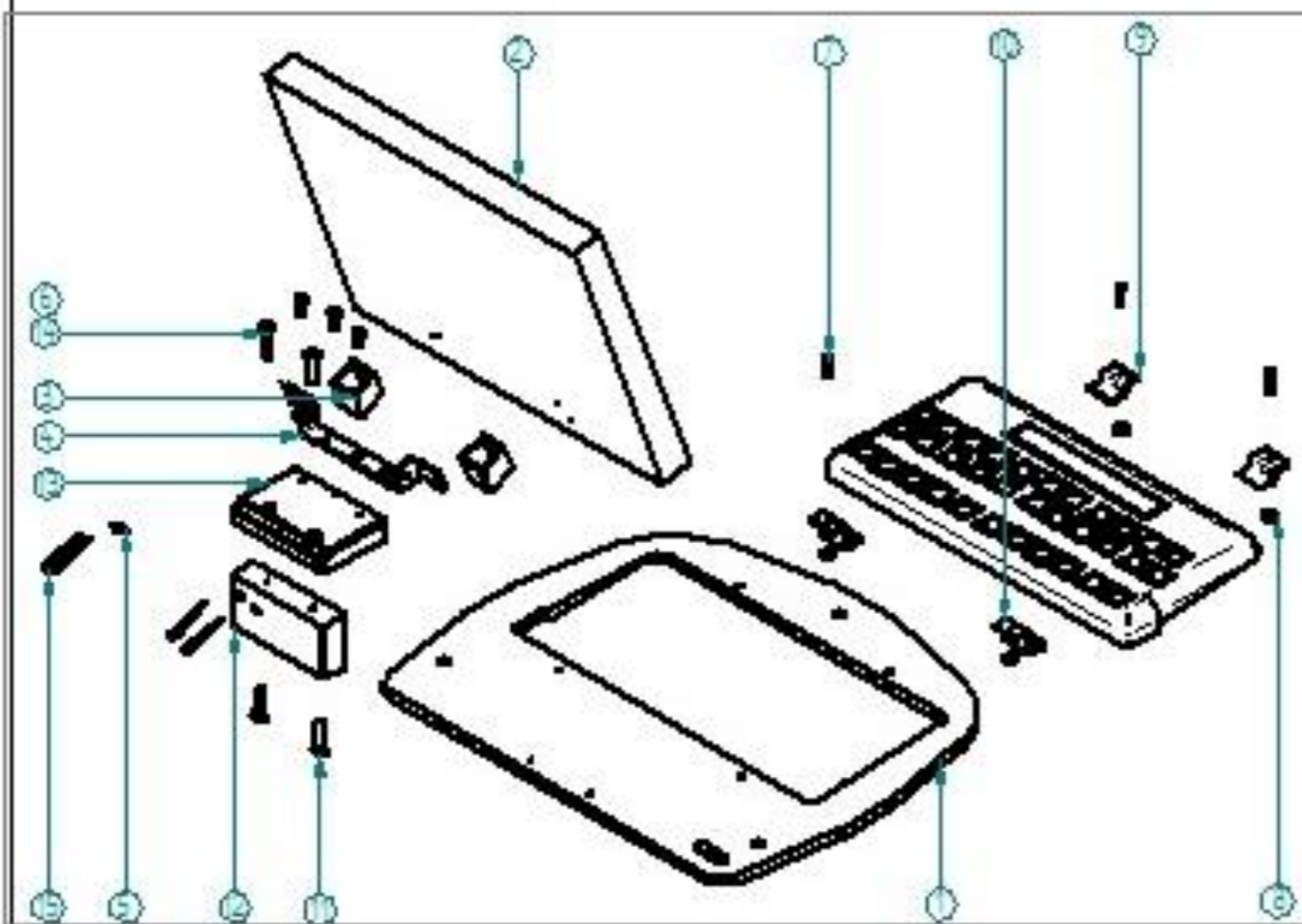
BARREND PAGADO 1/8"

VE-M-ETP-504-A

PASO 2

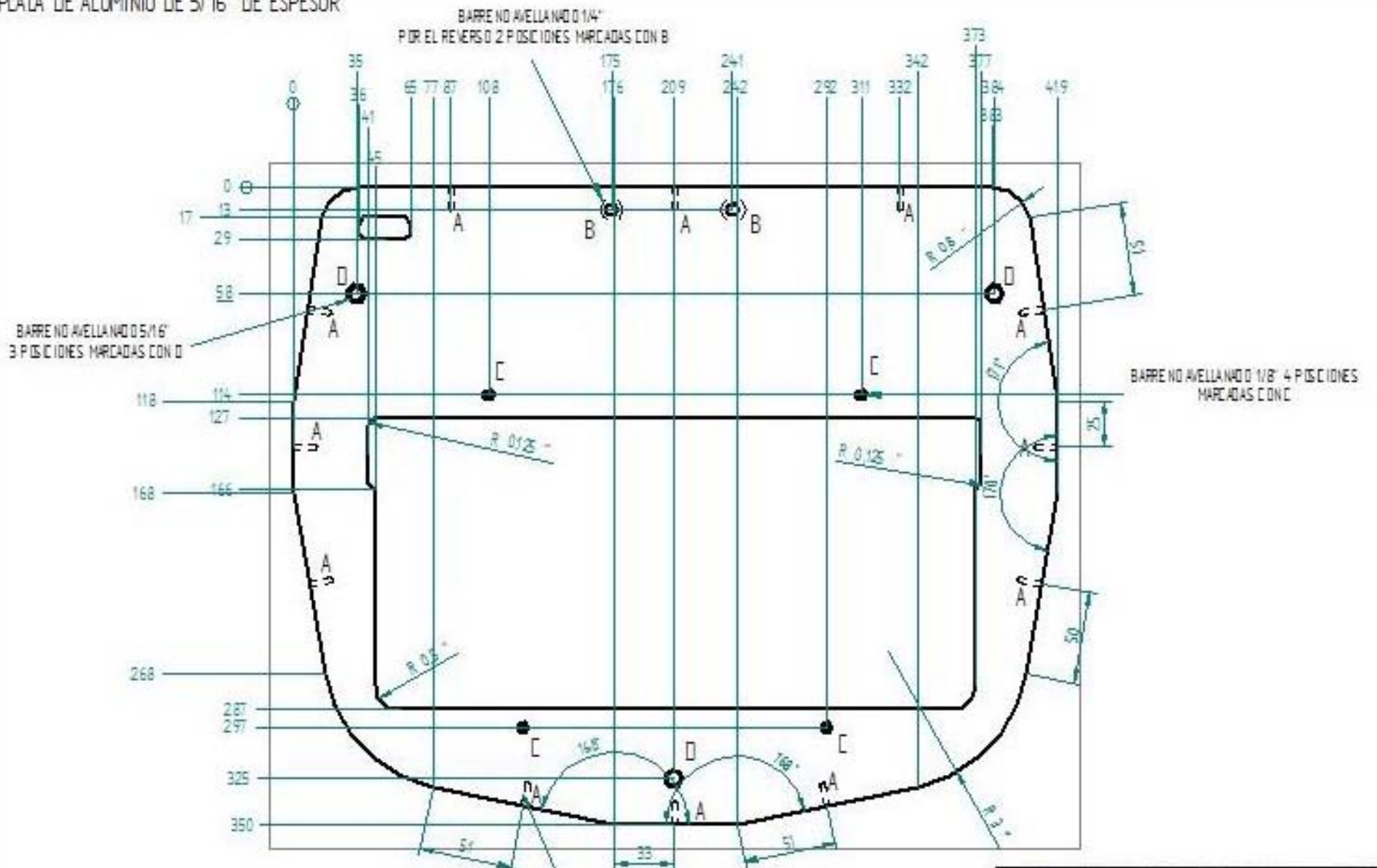


PASO 3



Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Fecha: 12
Diseño Mecánico	Diseño: S/D/S/B	Escala: mm
TÍTULO	Dibujó: J.E.M.	Controló: J.
ENSAMBLE	Revisó: R.M.A.	Materia:
TECLADO-PANTALLA	Aprobó: S.L.L.	
	Elab. por:	VE-M-ETP-500

PLACA DE ALUMINIO DE 5/16" DE ESPESOR



NOTA: MATAR FILOS DE LA PIEZA

	Departamento de Ingeniería Mecánica	Rev:	Hoja 12
	Diseño Mecánico	Fecha: 30/08/11	Acor: min
TÍTULO	PLACA TECLADO	Dibujó: L.F.M.	Cantidad: 1
		Revisó: R.M.A.	Material: ALUMINIO
		Aprobó: S.T.T.	Dib. No: 99-ME-ETP-500-A

Anexo 5

Programación

En la figura A5.1 se muestra el programa para obtener la presión en centímetros de columna de agua y en libras sobre pulgada cuadrada en función de la sensibilidad y el voltaje que entrega el sensor de presión, dicho programa esta representado por el icono mostrado del lado derecho de la misma figura.

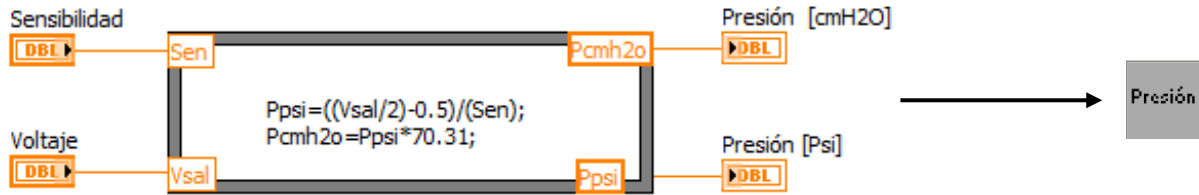


Figura A5.1 Programa para obtener la presión.

Por otro lado el programa que representa el flujo en función del voltaje entregado por el sensor de presión, el icono que lo representa se muestra en la parte derecha de la figura A5.2.

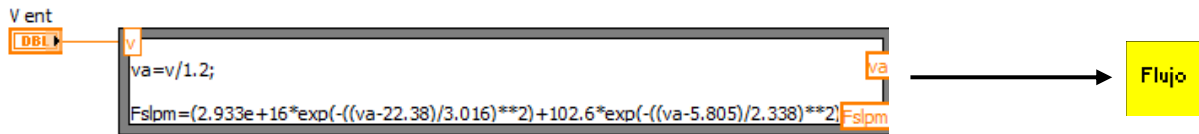


Figura A5.2 Programa para obtener el flujo.

Para estimar el porcentaje de oxígeno teórico es necesario conocer los datos almacenados durante las pruebas de validación de la válvula proporcional de aire y la válvula proporcional de oxígeno, en la figura A5.3 se muestra el programa para obtener los datos almacenados.

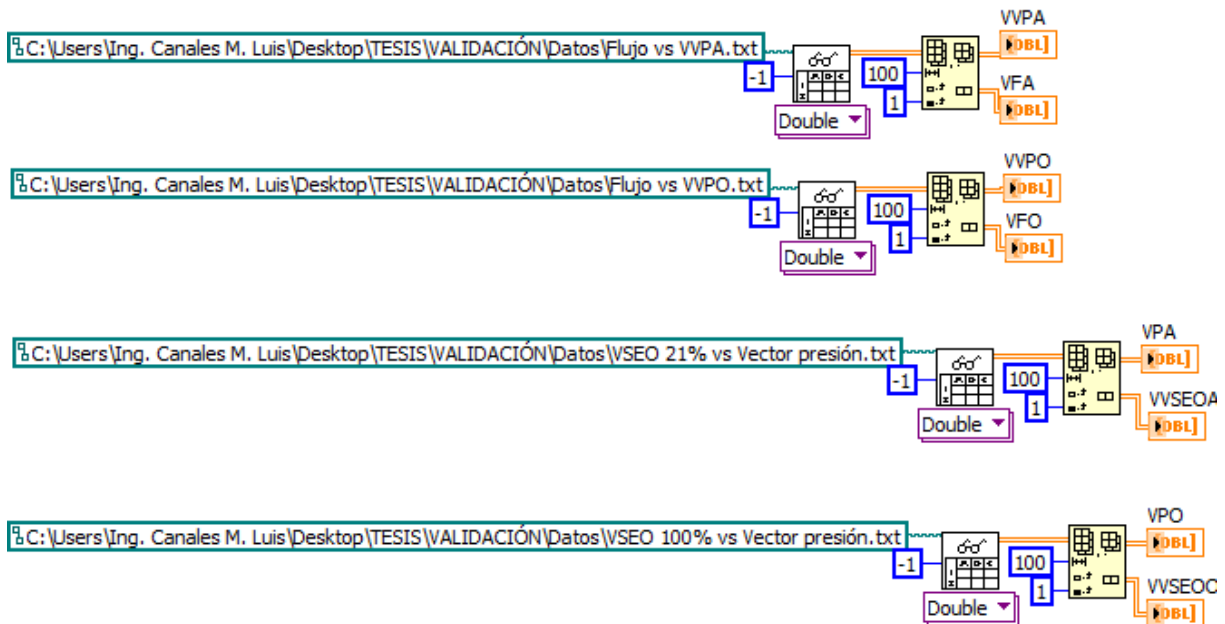


Figura A5.3 Programa para obtener los datos almacenados en las pruebas de las válvulas proporcionales.

Para obtener el porcentaje de oxígeno teórico se hace uso de los arreglos que nos relacionan el flujo que permite pasar cada válvula proporcional en función del voltaje aplicado, en la figura A5.4 se muestra la obtención de dicho valor.

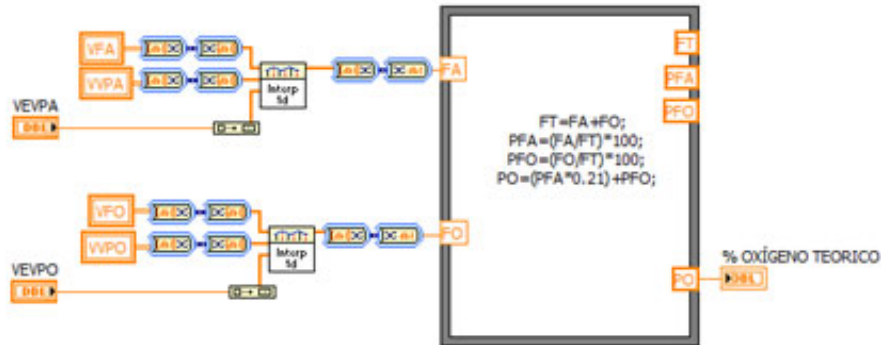


Figura A5.4 Programa para obtener del porcentaje de oxígeno teórico.

Para obtener el porcentaje de oxígeno experimental se hace uso de los arreglos de voltaje del sensor de oxígeno vs presión de entrada durante las pruebas de cada válvula proporcional. La imagen A5.5 muestra la estimación de dicho valor.

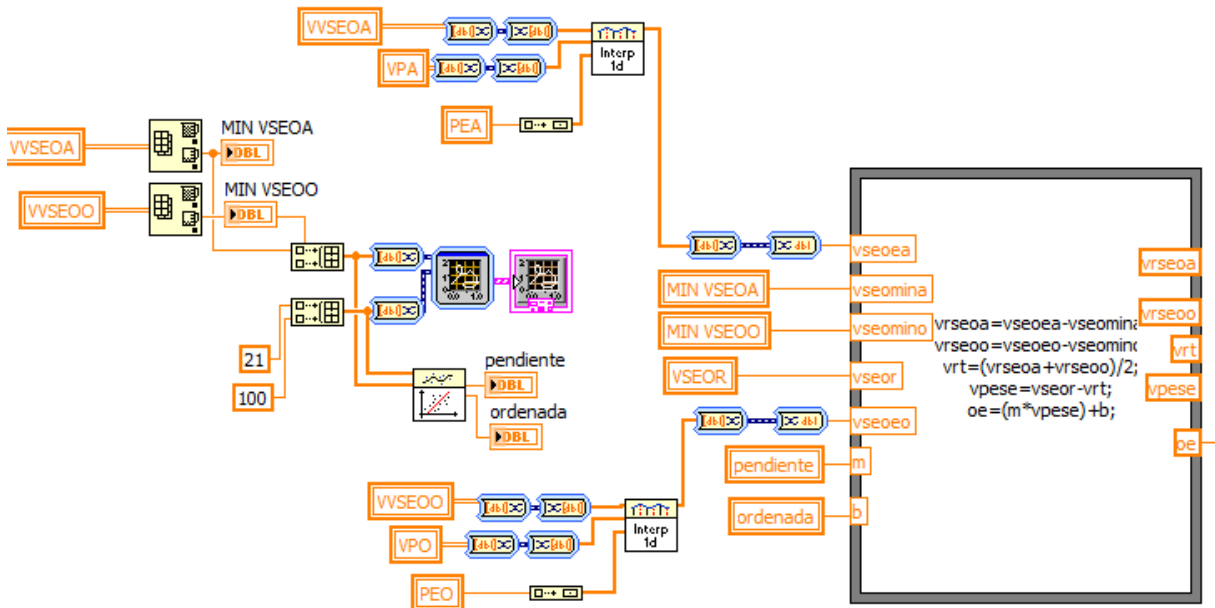


Figura A5.5 Programa para estimar el porcentaje de oxígeno experimental.

Para realizar las pruebas se han seleccionado las entradas y salidas de sistema, la figura A5.6 muestra el diagrama de conexiones bajo el cual trabaja el dispositivo.

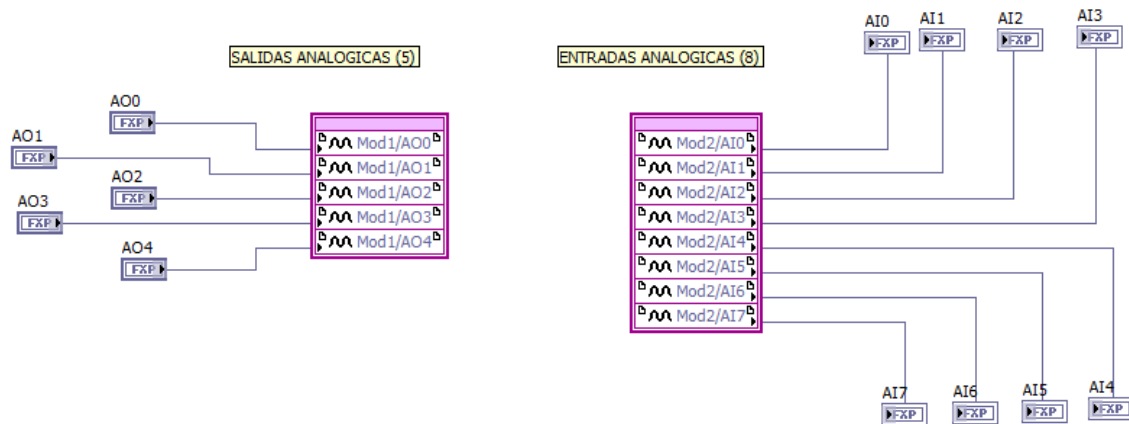


Figura A5.6 Diagrama de conexiones para el sistema de adquisición y envío de datos.

En la tabla A5.1 se observa asignación de los elementos a cada una de las entradas y salidas del sistema.

Tabla 0.1Asignación de entradas y salidas.

Variable	Entrada/Salida	Elemento
AO0	SALIDA	Válvula proporcional de aire
AO1	SALIDA	Válvula proporcional de oxígeno
AO2	SALIDA	Electroválvula nebulizador
AO3	SALIDA	Electroválvula principal
A04	SALIDA	Válvula proporcional de espiración
AI0	ENTRADA	Presión de entrada aire
AI1	ENTRADA	Presión de entrada oxígeno
AI2	ENTRADA	Presión en vías aéreas
AI3	ENTRADA	Flujo principal
AI4	ENTRADA	Sensor de oxígeno
AI5	ENTRADA	Flujo nebulizador

A continuación se muestra cada uno de los estados que representan la máquina de estados que realiza la validación de la válvula proporcional de aire. En la figura A5.7 se muestra el primer estado para esta prueba.

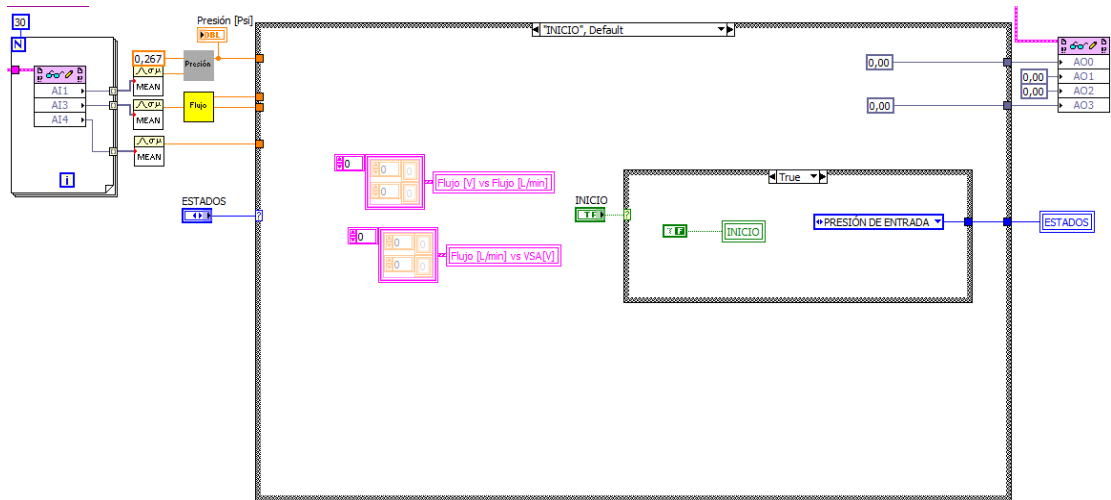


Figura A5.7 Estado 1 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

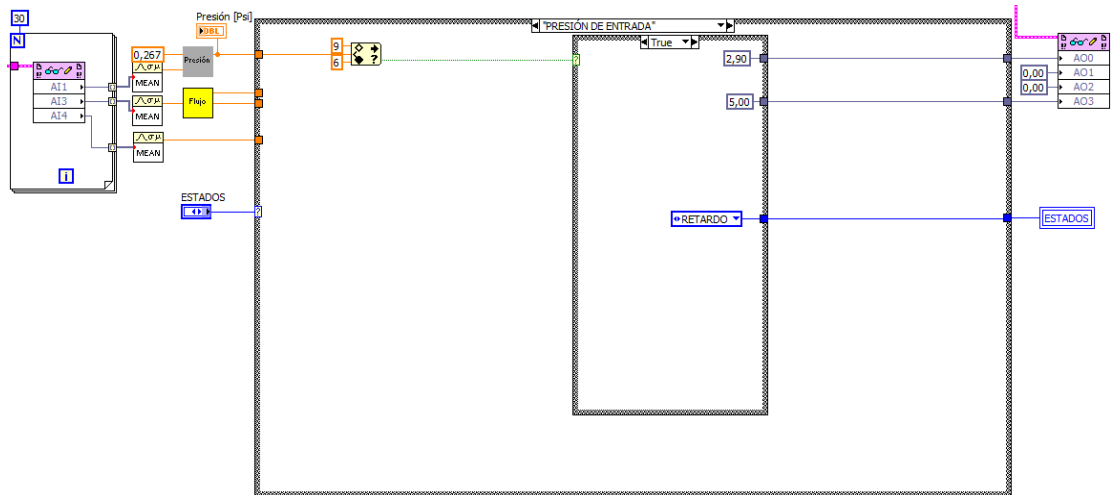


Figura A5.8 Estado 2 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

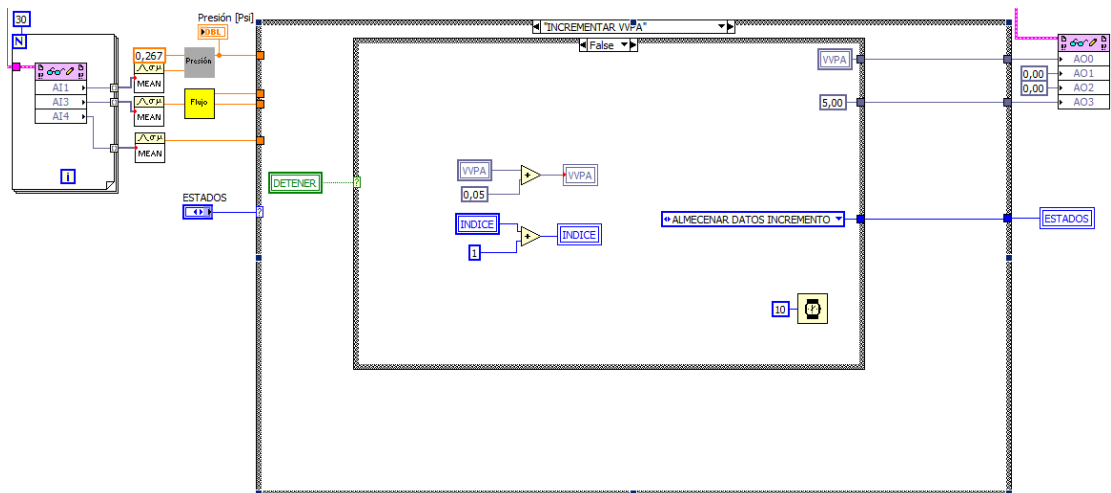


Figura A5.9 Estado 3 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

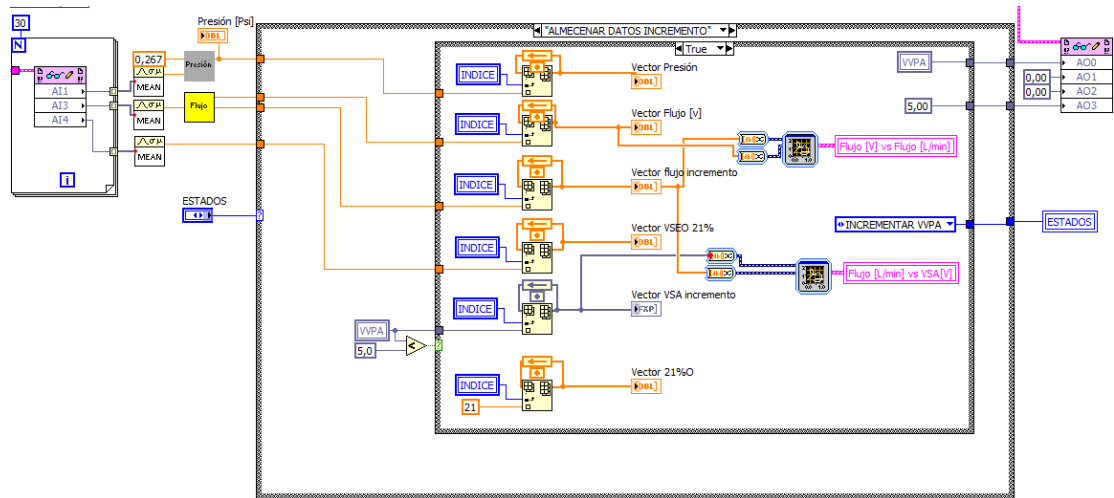


Figura A5.10 Estado 4 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

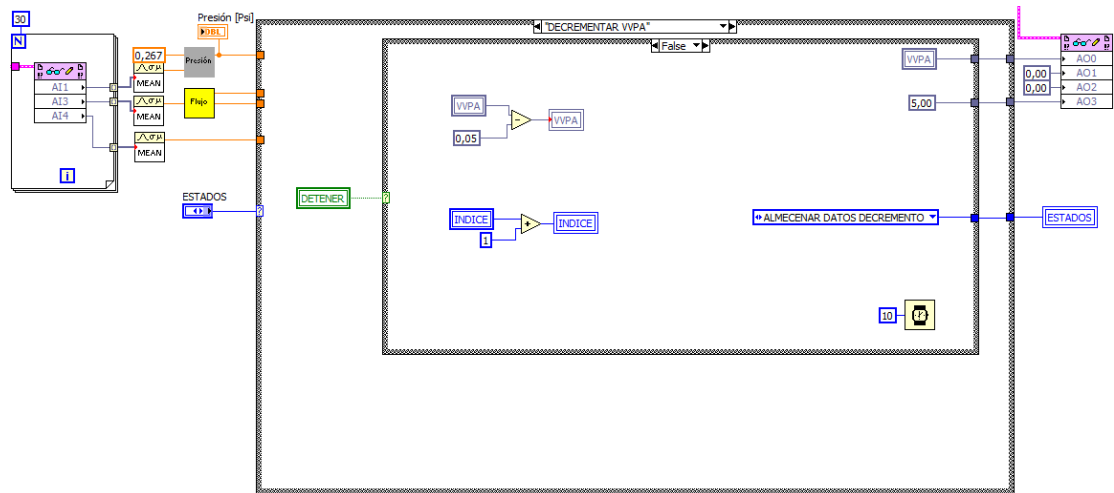


Figura A5.11 Estado 5 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

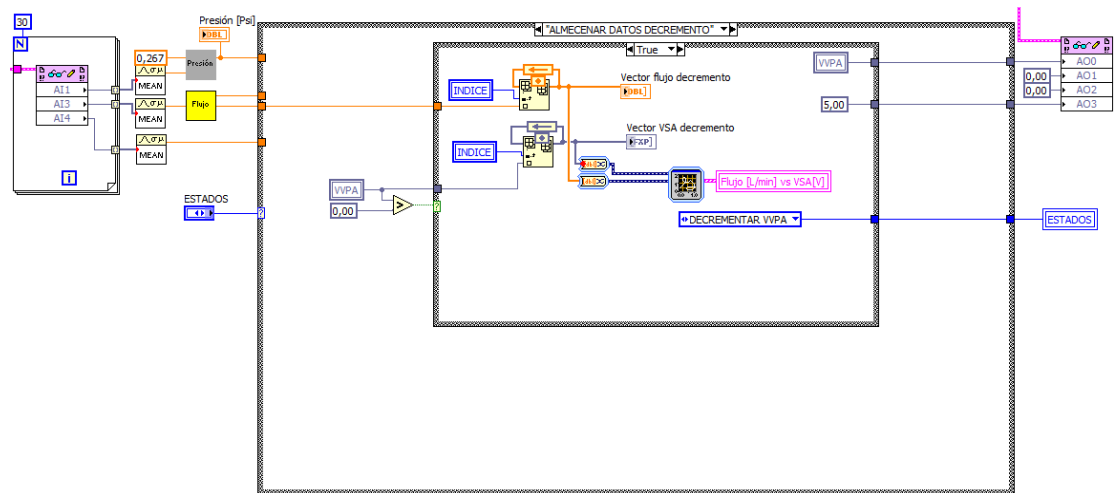


Figura A5.12 Estado 6 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

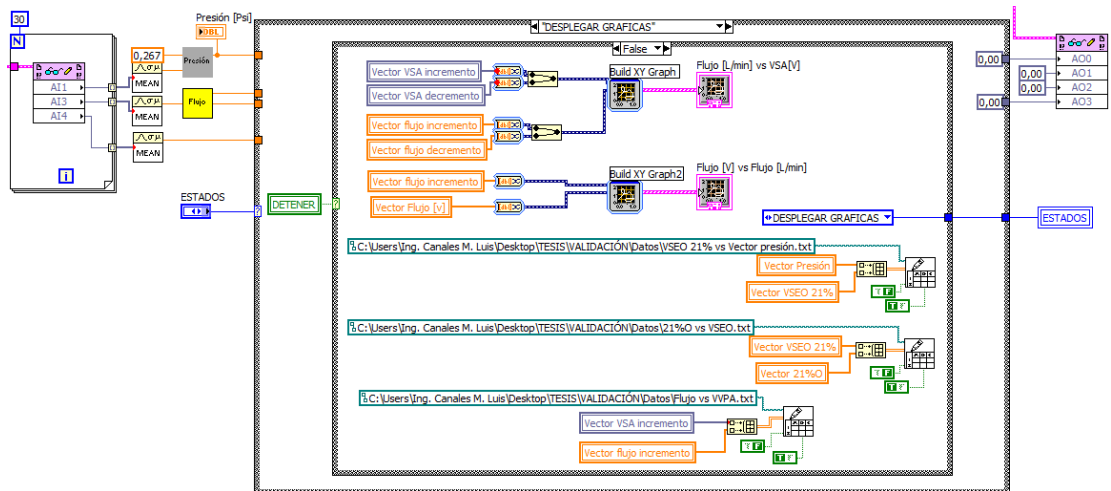


Figura A5.13 Estado 7 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

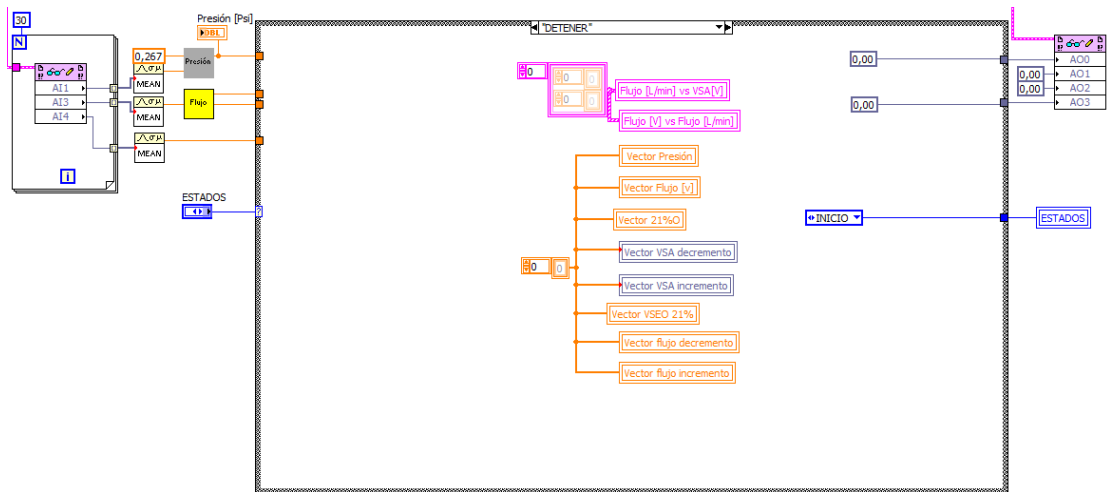


Figura A5.14 Estado 8 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

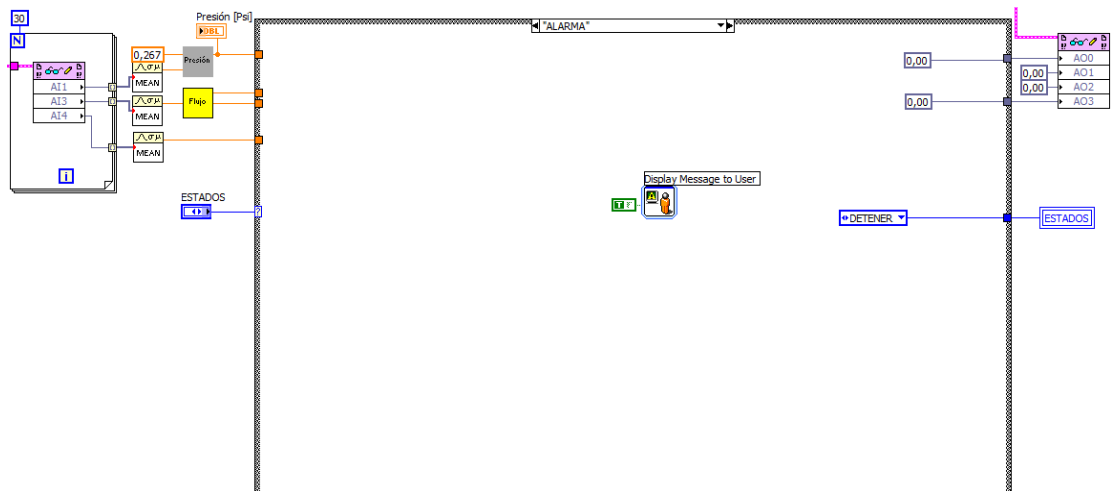


Figura A5.15 Estado 9 de la prueba de validación de la válvula proporcional de aire.

Finalmente se mostrará los estados que representan la máquina de estados para la prueba de validación del sensor de vías aéreas.

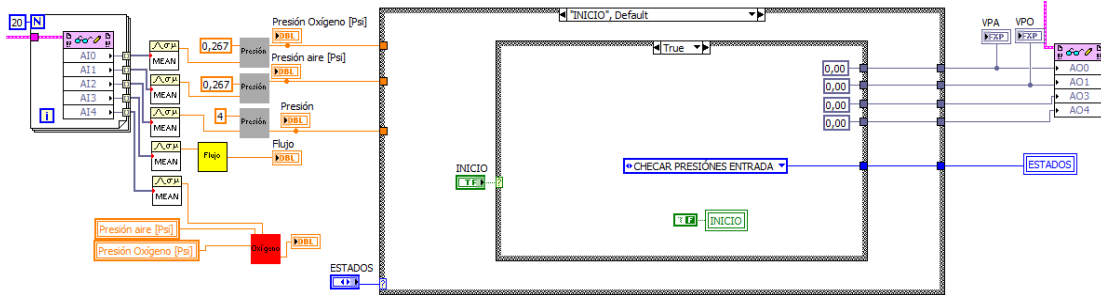


Figura A5.16 Estado 1 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

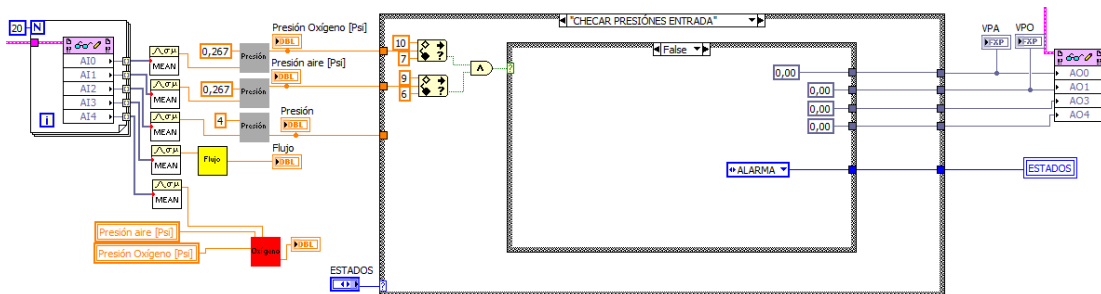


Figura A5.17 Estado 2 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

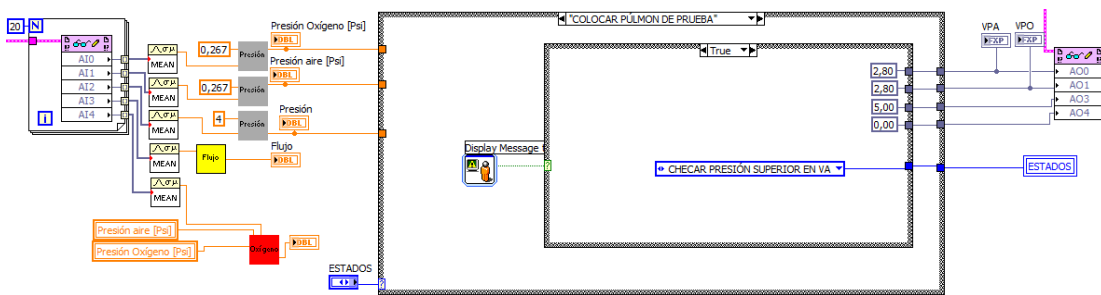


Figura A5.18 Estado 3 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

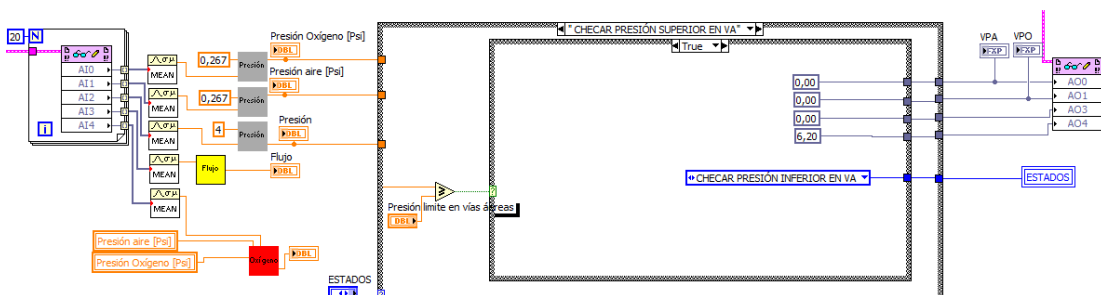


Figura A5.19 Estado 5 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

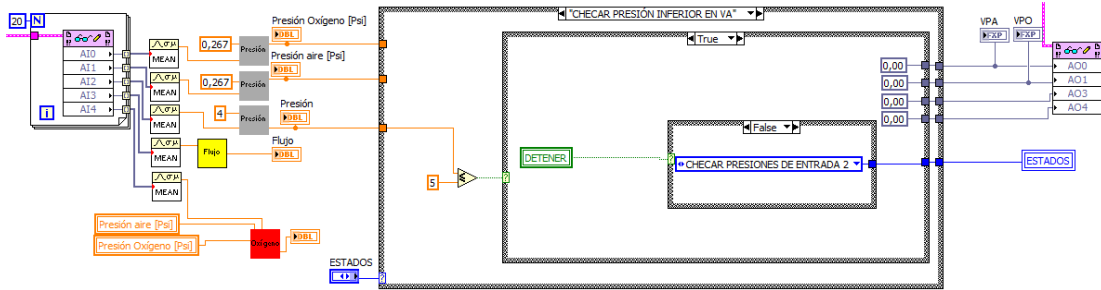


Figura A5.20 Estado 7 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

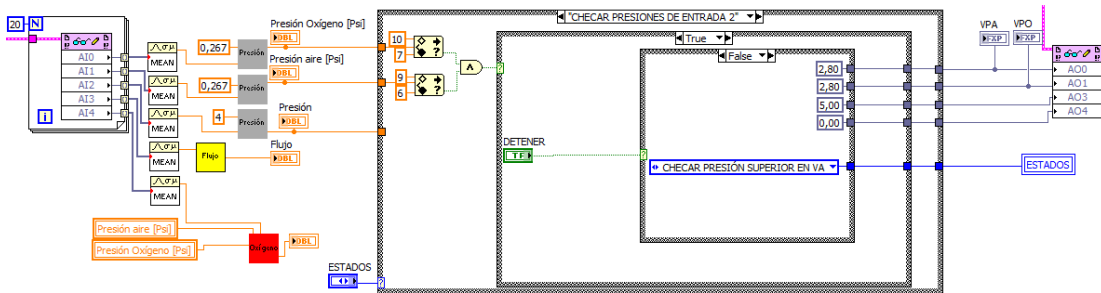


Figura A5.21 Estado 8 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

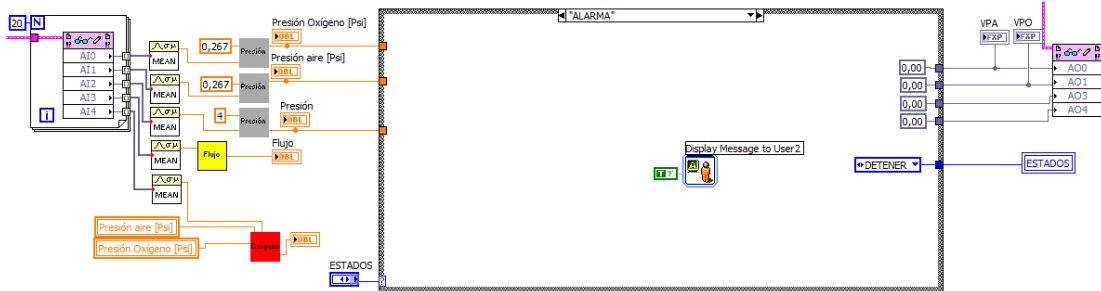


Figura A5.22 Estado 9 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

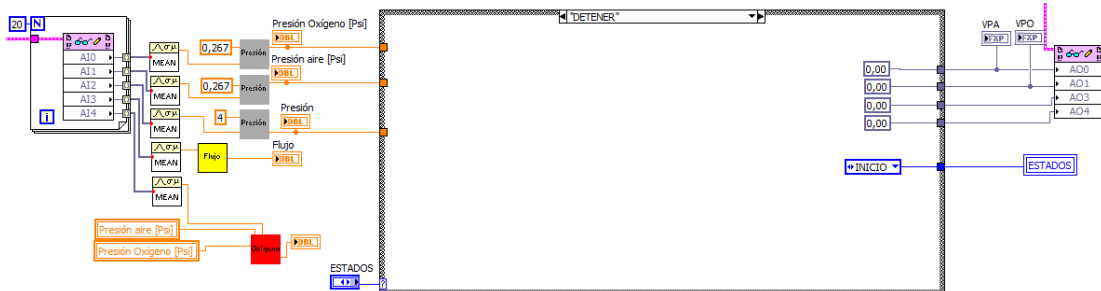


Figura A5.23 Estado 10 de la prueba de validación del sensor de presión en vías aéreas.

Bibliografía.

[1] Meyer T, Hill N. No Invasive Positive Pressure Ventilation to Treat Respiratory Failure. *Ann Inter Med* 1994; 120:760-770.

[2] Mehta S, Hill N. Noninvasive Ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163:540- 577.

[3] MacIntyre N, Branson Richard. *Ventilación Mecánica*. McGraw-Hill 2002.

[4] Ernesto Aguilar Trujillo, Jose Ortiz Castillo, Sistema Mecatrónico para Ventilador Pulmonar, Diciembre 2006.

[5] Frank M. White, *Mecánica de Fluidos*. Mac Graw Hill 1985; 347-368.

[6] Robert L. Norton, *Diseño de Máquinas*. Prentice Hall 1999; 175-182.

[7] Kurt Gieck, Reiner Gieck, *Manual de Fórmulas Técnicas*. Alfaomega 2000; B3.