

nib - Núcleo de Ingeniería Biomédica de
las Facultades de Medicina e Ingeniería

UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA _ URUGUAY

SIMVENT

Desarrollo de un simulador pulmonar de
paciente para ensayar ventiladores
mecánicos, realizado para satisfacer los
requerimientos de la materia "**Proyecto**" del
Instituto de Ingeniería Eléctrica IIE

DOCUMENTACIÓN 1.0 30/05/2011

FEDERICO BLIMAN

JUAN PABLO BRAGA

JORGE MARTÍN CÁCERES

VALENTINA RAMÍREZ

TUTOR: DANIEL GEIDO

CO-TUTOR: FRANCO SIMINI

Agradecimientos.

A nuestras familias y amigos, Franco Simini, Daniel Geido, Emmanuel Romano, Raúl Arbiza, Daniel Menéndez, Andrés Merello, Michel Hakas, Rafael Canetti, Diego Apa, Ernesto López, Cristina Santos, Pedro Alzugaray, Daniel Moretti, Antonio Sáez y a los Payasos Medicinales.

Resumen .

En este documento se describe el diseño de **SIMVENT**, banco de prueba de ventiladores artificiales. Se relata el origen, los objetivos y el alcance del proyecto.

SIMVENT fue concebido en base a necesidades de control de calidad de los ventiladores en uso en las instituciones del país, por iniciativa multidisciplinaria del Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Departamento de Medicina Intensiva, del Departamento de Fisiopatología y del nib, que le da forma mediante un estudio de factibilidad.

Este proyecto consiste en el diseño y elaboración de una herramienta capaz de probar los ventiladores mecánicos, de esta forma **SIMVENT** es un banco de prueba al cual se conectan los ventiladores para evaluarlos y compararlos. Para poder lograr el objetivo, **SIMVENT** debe simular la mecánica ventilatoria de un pulmón. Además el dispositivo es capaz de variar parámetros del modelo para simular distintos pacientes de edad, tamaño y patologías diferentes.

El "cerebro" del dispositivo es una plataforma que cuenta con un micro controlador, PIC18F2553, puertos de comunicación así como sensores de presión.

El usuario de SIMVENT define parámetros y lo opera mediante un programa interactivo, parte integrante del instrumento desarrollado.

El programa permite modificar los parámetros característicos del pulmón, la complacencia y resistencia, además ver las curvas de presión, flujo y volumen, lo que permite comparar con las gráficas mostradas en los ventiladores mecánicos (VM). Otra función importante de **SIMVENT** es que permite simular intentos de inspiración espontánea del paciente para determinar en qué medida son detectados por los VM en prueba.

Índice

1. Introducción.....	6
1.1. Antecedentes.....	6
1.2. Marco del proyecto.....	6
1.3. Objetivo general.....	7
1.3.1 Criterios de éxito.....	8
1.4. Actores, supuestos y restricciones.....	8
1.5. Especificaciones de SIMVENT.....	9
1.5.1 Funcionamiento.....	9
1.5.2 Módulos.....	10
1.5.3 Plan del proyecto.....	11
1.6. Equipos similares en el mercado.....	12
 2. Fundamentos teóricos e implementación.....	 14
2.1. Ventiladores mecánicos.....	14
2.1.1. Introducción.....	14
2.1.2. Bloques básicos.....	16
2.1.3. Modos ventilatorios.....	18
2.2. Modelo del pulmón.....	21
2.2.1. Resistencia vías aéreas.....	21
2.2.2. Complacencia.....	22
2.2.3. Rango de valores.....	22
2.3. Implementación.....	24
2.3.1. Complacencia variable.....	24
2.3.2. Resistencia vías aéreas variable.....	28
 3. Hardware.....	 30
3.1. Descripción general.....	30
3.2. Microcontrolador.....	31
3.3. Sensores de presión.....	35
3.4. Encoder lineal.....	36
3.4.1 Encoder.....	36
3.4.2 Switches de comienzo y final de carrera.....	38
3.5. Motores paso a paso (PaP).....	39
3.5.1. Fundamento teórico.....	39

3.5.2.	Principios de funcionamiento.....	39
3.5.3.	Parámetros de los motores PaP.....	42
3.5.4.	Control de los motores PaP.....	42
3.5.5.	Etapas de control: integrado L297.....	43
3.5.6.	Motor PaP utilizado en simulación de resistencia vías aéreas.....	44
3.5.7.	Motor PaP utilizado en simulación de complacencia.....	45
3.6.	Controladores de motores PaP.....	46
3.6.1.	Controlador motor PaP resistencia.....	46
3.6.2.	Controlador motor PaP complacencia.....	49
3.7.	Vibración y resonancia en motor PaP utilizado en simulación de complacencia.....	55
3.8.	Alimentación.....	57
3.9.	Diagrama de conexión.....	58
3.10.	Implementación mecánica.....	59
4.	Firmware.....	66
4.1.	Diagrama general y extendido de flujo.....	66
4.2.	Conversión analógica digital.....	69
4.3.	Calibración de sensores y filtros.....	70
4.4.	Cálculo del volumen.....	71
4.5.	Calculo de flujo.....	72
4.6.	Control de resistencia.....	73
4.7.	Control de complacencia.....	74
4.8.	Espontánea.....	75
4.9.	Recepción de datos desde el PIC.....	76
4.10.	Recepción de datos desde PC.....	77
5.	Interfaz de usuario.....	78
5.1	Lenguaje de desarrollo.....	78
5.2	Funcionalidades.....	78
5.3	Aspectos generales.....	80
5.4	Modo de operación.....	81
5.4.1	Modo visualización de datos.....	82
5.4.2	Modo ensayo del VM.....	84

5.5 Configuración de características del pulmón simulado.....	86
5.6 Inspiración espontánea.....	86
5.7 Informe automático.....	87
6. Procesamiento de datos.....	89
6.1 Análisis de ventiladores mecánicos.....	89
7. Pruebas y resultados.....	92
7.1. Pruebas sobre SIMVENT.....	92
7.1.1. Validación del prototipo. Simulación de complacencia.....	93
7.1.2. Validación del prototipo. Simulación de resistencia.....	99
7.1.3. Error promedio.....	101
7.2. Pruebas sobre Ventiladores mecánicos.....	102
7.2.1. Validación del VM. Comparación de parámetros.....	102
7.2.2. Validación del VM. Testeo del funcionamiento de intentos de respiración espontánea.....	106
8. Tiempo y costos del proyecto.....	112
8.1. Tiempos.....	112
8.2. Costos.....	115
9. Conclusiones.....	119
Anexo A. Hojas de datos.....	121
Anexo B. Esquemáticos.....	127
Anexo C. Resultado de pruebas.....	130
Anexo D. Informe tipo.....	139
Manual de usuario del software.....	144

Capítulo 1.

Introducción.

Los equipos de ventilación mecánica para la insuficiencia respiratoria suplen las necesidades específicas de cada paciente. Es necesario contar con una herramienta de prueba de ventiladores para poderlos comparar antes de ser usados en pacientes. Además de ser una herramienta de entrenamiento pre clínico para el manejo de ventiladores. El desarrollo de **SIMVENT** fue concebido en el marco de la cooperación entre el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Departamento de Medicina Intensiva (CTI) del Hospital de Clínicas (HC) y el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB).

1.1 Antecedentes.

Como antecedentes de este proyecto se encuentran los dispositivos **MONICLI** y **MONRES**, proyectos similares realizados en el NIB.

MONICLI.

MONICLI (Monitor No Invasivo Clínico) es una herramienta de monitoreo no invasivo basada en PC, que integra el registro de diferentes señales permitiendo la visualización actualizada de parámetros de interés para el clínico, así como su almacenamiento y su análisis posterior.

MONRES.

MONRES Monitor sensible al tacto para señales respiratorias. Este prototipo permite la adquisición, despliegue y análisis en tiempo real de señales respiratorias. Está pensado para ser usado en terapia intensiva con un diseño compacto basado en un SBC-PC (single board computer) y un monitor sensible al tacto de tipo resistivo.

1.2 Marco del proyecto.

El proyecto fue impulsado por el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB), que brindó las facilidades de laboratorios y financió las compras necesarias, además de proveer la dirección del Proyecto.

Debido a los objetivos planteados era necesario un importante respaldo humano así como material, herramientas e instrumentación. Se tuvo acceso a osciloscopios digitales, fuentes de DC, soldadores, generadores de señales, PCs así como un lugar físico donde reunirnos.

El financiamiento del proyecto estuvo a cargo del NIB. Aquellos materiales específicos que no estaban disponibles en el Uruguay se importaron. Algunas partes demoraron por su especificidad, pero en general los plazos de importación resultaron dentro de lo esperado.

En el desarrollo del proyecto se debió re programar el Microprocesador con la rutina de control del sistema, para esto se modificó el firmware que ya tenía pre cargado. En el comienzo de esta etapa se tuvo que estudiar la forma de programación en lenguaje C de la plataforma. El ambiente de desarrollo utilizado fue el MPLAB.

El Hardware incluyó una parte del desarrollo del proyecto no menor, ya que fue necesario proyectar e implementar un dispositivo que modele el pulmón.

Además se diseñó una interface gráfica para el usuario, realizada utilizándose el lenguaje de programación Visual Basic.

1.3 Objetivo general.

El objetivo del proyecto es proyectar, construir, documentar y probar **SIMVENT**, banco de prueba al cual se conectan los ventiladores para evaluarlos y compararlos.

SIMVENT tiene distintos modos de operación que simulan pacientes de edad y tamaño diferentes con una o más patologías. Las patologías son determinadas por parámetros como la frecuencia respiratoria, la complacencia pulmonar, la resistencia de vías aéreas, entre otros. El usuario elige el tipo de paciente con su patología y ajusta sus parámetros mediante la interfaz. **SIMVENT**, en caso sea programado para esta función, también simula los intentos de inspiración espontánea del paciente, para evaluar el ventilador en la situación de destete del paciente crítico.

1.3.1 Criterios de éxito.

Se considerará exitoso el proyecto si se realiza un prototipo que cumpla con lo siguiente:

1. Se deben poder variar los parámetros respiratorios (complacencia y resistencia) de forma continua dentro del rango de valores normales.
2. Se debe poder monitorear y ver en tiempo continuo en pantalla los valores de flujo, presión y volumen de las vías respiratorias.
3. Debe poder simular intentos de respiración espontánea de magnitud y duración programables.
4. Todas las acciones del prototipo deben ser configurables por software.
5. Se debe poder obtener un documento resumido con el resultado de la prueba del ventilador

Se probará con al menos 2 ventiladores distintos, que se sepan en buen estado, para cuantificar su funcionamiento comparándolo con **SIMVENT**.

1.4 Actores, supuestos y restricciones.

A continuación se presentan los actores relacionados de forma directa o indirecta con el proyecto y se especifica su rol en el mismo.

Personas relacionadas al proyecto:

Federico Bliman, Estudiante.

Juan Pablo Braga, Estudiante.

Jorge Martín Cáceres, Estudiante.

Valentina Ramírez, Estudiante.

Daniel Geido, Tutor.

Franco Simini, Co-Tutor.

Cristina Santos, Directora del Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria (LEFR) del HC.

Personas no relacionadas al proyecto:

Pacientes con necesidad de apoyo ventilatorio.

Médicos y Enfermeros que utilizan los ventiladores.

Los supuestos asumidos en el transcurso del proyecto fueron que los fondos iban a ser provistos por el NIB. Además se contaría con las instalaciones del NIB, donde se proveerían herramientas básicas de electrónica para trabajar en el prototipo.

Todos estos supuestos fueron una realidad durante el transcurso del proyecto.

En cuanto a las restricciones se tenía que el proyecto, prototipo y documentación debería ser realizado antes del 31 de abril del 2011 para cumplir con los plazos de la materia proyecto. El presupuesto estimado fue entre 1500 y 2000 dólares americanos.

1.5 Especificaciones de SIMVENT.

Inicialmente definido por el NIB y el LEFR como necesidad en 1998, las primeras especificaciones de **SIMVENT** fueron tomadas con vistas a su realización en mayo del 2010. Estas especificaciones comprendían una aproximación a lo que debía hacer el dispositivo. Durante el transcurso del proyecto se llegaron al conjunto final de especificaciones.

1.5.1 Funcionamiento.

El equipo simula el comportamiento de un paciente con dificultades respiratorias, comandado por un programa que determina las patologías de acuerdo a las indicaciones del usuario. **SIMVENT** registra además las variables de presión, flujo, y volumen en todo momento para generar un informe de cada ensayo, comparando parámetros creados por **SIMVENT** con los mismos parámetros medidos por el ventilador en prueba. Del contraste entre lo que presenta el paciente con la respuesta del ventilador surge su evaluación como elemento capaz de apoyar la ventilación.

1.5.2 Módulos.

El proyecto se divide en cinco módulos principales:

1. Módulo de Monitorización de Presión y Flujo.

- Monitorizar la Presión de las vías aéreas en tiempo real.
- Monitorizar el Flujo inspirado y expirado en tiempo real.

Para esto se debió definir la sensibilidad y el tipo de sensores, estudiar la posición conveniente para su colocación, realizar la compra, implementar la interfaz física entre los sensores y el microprocesador y calibrarlos.

2. Módulo de Complacencia y Resistencia variable (CRV).

- Simular la Resistencia de las vías aéreas.
- Simular la Complacencia Pulmonar.
- Controlar los parámetros anteriores de forma eléctrica.

En cuanto al módulo CRV se debieron definir los valores máximos y mínimos de complacencia y resistencia, definir tipos de parámetros (continuos o discretos), especificar materiales a utilizar y diseñar los métodos para variar los parámetros, realizar la compra de los materiales y ensamblar el dispositivo.

3. Módulo de Respiración Espontánea (RE).

- Simular el intento de respiración.
- Variar eléctricamente los parámetros, tales como, frecuencia e intensidad del intento de respiración.

En el módulo RE se debieron definir los parámetros que se podrán variar en la respiración espontánea, definir el método para realizarla, diseñar el dispositivo, comprar los materiales, ensamblar y probar el dispositivo.

4. Módulo de CPU y Alimentación de Energía.

- Implementar Microprocesador para control y el sensado de las señales ventilatorias.

- Implementar el Bloque de alimentación de energía.

En este módulo se definió el microprocesador, se debió implementar la comunicación con el módulo de monitorización y realizar los dispositivos de complacencia y resistencia variable. Además se implementó la comunicación con el módulo de respiración espontánea y se implementó el bloque de suministro de energía.

5. Módulo de Interfaz de Usuario.

- Implementar la Interfaz gráfica de usuario (GUI).
- Implementar comunicación con el Microprocesador.

En cuanto a este módulo se definió la plataforma a utilizar, el alcance del desarrollo de la GUI, y se implementó comunicación con el microprocesador.

1.5.3 Plan del proyecto.

Los Objetivos específicos del Proyecto eran cumplir cada una de las funcionalidades de cada módulo, las cuales se detallaron anteriormente. Se definieron cuatro entregables:

1. Entregable número cero (15/07/10):
 - 1.1 Documentación sobre los sensores a utilizar en el proyecto.
2. Entregable número uno (15/09/10):
 - 2.1 Documentación sobre los sensores a utilizar en el proyecto.
 - 2.2 Documentación sobre el dispositivo de complacencia y resistencia variable.
 - 2.3 Módulo de Monitorización y CRV, funcionando.
 - 2.3.1 Avance de proyecto.
 - 2.3.2 Balance sobre los resultados obtenidos.
 - 2.3.3 Presentación que resuma los puntos anteriores.
3. Entregable número dos (01/11/10):
 - 3.1 Documentación sobre el dispositivo de respiración espontánea.

3.2 Módulo RE funcionando e integrado al de Monitorización y CRV.

4. Entregable número tres (15/02/11):

4.1 Documentación Final.

4.2 Presentación de prototipo.

4.3 Documentación que presente:

4.3.1 Avance de proyecto.

4.3.2 Balance sobre resultados obtenidos.

4.3.3 Presentación que resuma los puntos anteriores.

1.6 Equipos similares en el mercado.

Previo a la realización del proyecto se realizó una investigación de mercado para saber si existen equipos similares. El equipo más parecido que se encontró fue el ASL5000 de Ingmarmed. También se encontraron muchos modelos de simuladores pasivos con parámetros fijos. Además, el Prof. Ing. Guillermo Avenaño, docente de la Universidad de Valparaíso, Chile, invitado por el nib a dar una conferencia sobre SIMULADORES, aportó los detalles del simulador de pulmón que está desarrollando su equipo. En la tabla 1.1 se comparan el ASL5000, un modelo de pulmón pasivo y el simulador chileno, con las especificaciones de **SIMVENT**.

ESPECIFICACIONES	SIMVENT	ASL 5000	LINEAR TEST LUNG	Simulador Chileno
Valor de Complacencia	Programable por software	Programable por software	Fijo	Programable
Valor de Resistencia	Programable por software	Programable por software	Fijo	Programable
Curva de complacencia	Constante a tramos	Curvas no lineales	Constante	Constante a tramo
Rango de valores de complacencia	Continuo en el rango humano	0.5 - 1000 cm ³ /cmH ₂ O	30, 60, 120	7.7 a 38.5
Curva de resistencia	Constante	Lineal o Parabólica	Constante	Lineal o Parabólica
Rango de valores de resistencia	Continuo en el rango humano	3 - 500 cmH ₂ O/l/s	s/datos	5 a 50

Volumen Máximo	2.0 litros	3.1 Litros	1 Litro	0.5 Litros
Precisión de movimiento	Sin datos	0.014 cm ³	No aplica	1 cm ³
Monitoreo en tiempo real de curvas ventilatorias	Si	Si	No	No
Intentos de inspiración espontánea. Trigger por flujo	Si	Si	No	No
Intentos de inspiración espontánea. Trigger por Presión	Si	Si	No	Si
Reportes pdf , txt u otro tipo de formato	Si	Si	No	No
Frecuencias de muestreo	Sin datos	500Hz	No corresponde	No corresponde
Independiente del ventilador	Si	No	Si	Si
Interacción con LabView	No	Si	No	No
Modos de Operación	Pasivo, Espontáneo	Pasivo, Espontáneo, combinado, Generador de ondas	Pasivo	Pasivo, Espontáneo
Peso	Sin datos	10Kg	1Kg	2kg
Dimensiones	Sin datos	425 x 219 x 315 mm	250 x 120 x 30 mm	400 x 240 x 250 mm
Precio (US\$)	No corresponde	30.000	500	No corresponde

Tabla 1.1

Luego de realizada esta investigación se llega a la conclusión de que la realización de **SIMVENT** se justifica debido a que solo existe un producto similar en el mercado. Además se considera que el precio de la competencia es bastante elevado y por lo tanto existe la posibilidad de competir en el mercado. Por otra parte dado que el proyecto se realiza dentro del marco de la Universidad y del HC, al ser un desarrollo propio de la facultad existe la posibilidad de la constante mejora en colaboración con los médicos del HC y del resto de los hospitales que lo utilicen.

Capítulo 2.

Fundamentos teóricos e implementación.

En este capítulo se estudia y profundiza el tema de ventiladores artificiales, sus bloques principales y modos de funcionamiento. Además se estudia el modelo del pulmón, para comprender el problema que se desea resolver.

2.1 Ventiladores mecánicos.

2.1.1 Introducción.

La mecánica ventilatoria, describe la entrada de aire hacia el aparato respiratorio y su salida, sin describir el intercambio gaseoso que se realiza dentro de los alvéolos.

A grandes rasgos, el aire llega desde la atmósfera hacia el interior de los alvéolos. Para que esto suceda los músculos realizan el esfuerzo necesario para lograr una presión por debajo de la atmosférica y de esta forma lograr un flujo de aire hacia el interior del aparato respiratorio, a esto se le llama inspiración. Para lograr este flujo entrante el paciente debe vencer fuerzas viscoelásticas y vencer la resistencia de las vías aéreas. Las fuerzas viscoelásticas surgen de la distensión de los músculos implicados en la mecánica y de la oposición de los pulmones a la deformación que sufren al inspirar. La resistencia de las vías aéreas se debe a la fricción del aire contra las paredes internas de los bronquios y de todo el árbol pulmonar.

Los ventiladores son necesarios cuando el paciente no puede vencer estas fuerzas debido a una patología que haga que estas aumenten o debido a la imposibilidad física del paciente, por ejemplo, que se encuentre en coma o anestesiado. Estos dispositivos realizan o apoyan la función ventilatoria del paciente.

En pocas palabras, un ventilador es un dispositivo capaz de suplir el control de ventilación del paciente para posibilitar el intercambio gaseoso. Además no debe ser capaz solo de suplir enteramente la función ventilatoria sino también debe poder

reducir el trabajo respiratorio, logrando de esta forma la recuperación muscular del paciente.

Se pueden separar los ventiladores en dos grandes categorías, los ventiladores de presión negativa y los ventiladores de presión positiva. El **ventilador de presión negativa** o mejor conocido como "pulmón de acero", es un tanque cilíndrico de acero que encierra el cuerpo del paciente exceptuando el cuello y la cabeza, este cilindro es un compartimiento hermético. Periódicamente se bombea un flujo de aire que reduce o incrementa la presión dentro del cilindro, cambiando de esta forma la presión sobre el pecho del paciente. Cuando el ciclo se encuentra en la etapa inspiratoria, dentro del cilindro se genera una presión por debajo de la atmosférica, haciendo que los pulmones se expandan y el aire del exterior de la cámara ingrese a través de la nariz. En la etapa de exhalación la presión dentro del cilindro vuelve a ser la atmosférica haciendo que el paciente exhale el aire inspirado en la etapa anterior.

Los **ventiladores de presión positiva** son dispositivos que mediante un ducto conectado a las vías aéreas del paciente, "bombean" aire a presión superior a la atmosférica, realizando de esta forma la etapa de inspiración. Para lograr la etapa de espiración lo que hace este dispositivo es dejar las vías aéreas liberadas a la atmósfera, de esta forma la diferencia de presión entre los pulmones y la atmosfera hace que se expela el aire.

El siguiente documento se centra en los ventiladores de presión positiva, ya que son los más comunes y contemporáneo: el proyecto **SIMVENT** está dedicado a poner a prueba este tipo de ventiladores, de presión positiva.

entrada de oxígeno. Estos entran a presión, la presión a la que se le deben inyectar estos gases a los ventiladores es entre 2 a 5 bar. La mezcla del oxígeno y el aire se realiza en un dispositivo llamado Blender. Este puede ser externo al ventilador o estar dentro de este, el mismo es necesario para enriquecer de oxígeno el aire que se le suministra al paciente. Es posible entregarle desde una concentración oxígeno del 23% (concentración en el aire normal) al 100%.

El blender es parte del sistema de bloque de suministro de gases, aparte del blender el ventilador tiene que lograr controlar el flujo de aire que se le insufla al paciente, esto se realiza mediante válvulas de flujo. No se ahondará en detalles en los tipos de válvulas, ya que lo que realmente importa es que estas dan el flujo adecuado de acuerdo a lo que le indique el sistema de control al sistema de suministro de gases.

El sistema de monitorización (4) es el encargado de monitorizar todos los parámetros de relevancia para tener un buen control de la ventilación del paciente. Este sistema le brinda los datos al sistema de control para este poder tomar decisiones de forma tal de lograr el funcionamiento deseado por el usuario y la detección de eventos anómalos que puedan afectar al paciente. Los parámetros que se monitorizan siempre son los de flujo y volumen del aire insuflado al paciente, además de la presión de las vías aéreas. Otros parámetros son monitorizados pero ya dependen del ventilador en particular. Estos parámetros son: temperatura del aire, presión del suministro de gases, concentración de oxígeno, entre otros.

La medición del flujo puede realizarse en diversos puntos del sistema. Existen ventiladores que realizan la medida de flujo en la salida de la válvula de flujo (flujo inspiratorio), y/o en la salida de la válvula de exhalación (flujo espiratorio). Otros utilizan un sensor junto al paciente (en la Y), midiendo tanto el flujo inspiratorio como el espiratorio. Los transductores de flujo más utilizados para medición del flujo son neumotacógrafos, ultrasonido, anemómetros de hilo caliente y turbinas.

Al igual que se realizan mediciones de flujo también se mide la presión, para esto se utilizan transductores que pueden estar ubicados en la salida de la "Y" del circuito respiratorio, donde es conectado el tubo endotraqueal, que constituye la interfaz con el paciente. Cuanto más cerca estos transductores se encuentren de las vías aéreas más representativa va ser la medida. El gran inconveniente es que el paciente puede expulsar fluidos por el tubo endotraqueal hacia el circuito respiratorio "ensuciando" los transductores. Dado este problema algunos

fabricantes optan por colocar los transductores a la salida de la válvula de control de flujo y la de exhalación, pero se debe tener en cuenta la caída de presión en los tubos del circuito respiratorio. Los transductores de presión más utilizados son los piezoresistivos.

Para la medición de concertación de oxígeno se utilizan celdas de oxígeno y para la temperatura del aire se utilizan tanto RTDs como termistores.

La interfaz con el operador (5) es el dispositivo encargado de la comunicación bidireccional entre el usuario y sistema de control del ventilador. Con este dispositivo es posible "configurar" los diferentes parámetros que se necesitan para lograr la ventilación del paciente deseada por el usuario. Los parámetros principales que se programan son: la frecuencia respiratoria (f), el tiempo de inspiración (T_i), la relación entre el tiempo de inspiración y el de espiración ($I:E$), el volumen corriente (V_c), la Presión máxima admitida ($P_{m\acute{a}x}$), la presión espiratoria positiva (PEEP²), el trigger, etc. Además despliega en pantalla las curvas de presión, flujo y volumen en función del tiempo y los valores "setados" por el usuario. También con este dispositivos es posible la programación de los niveles para el disparo de alarmas, tanto de forma visual como auditiva. Finalmente y no menos importante con la interfaz de usuario se selecciona el modo ventilatorio con el cual el ventilador desarrollará su tarea.

2.1.3 Modos ventilatorios³.

Los modos ventilatorios pueden clasificarse en:

Tipos de ciclos disponibles por la modalidad: Modos Básicos.

Tipos de control ejercido sobre los ciclos: Modos de Control.

En los modos básicos los ventiladores presentan cuatro modos posibles de ventilación, basados en los tipos de ciclos disponibles por el ventilador: Controlado, Asistido, SIMV, CPAP.

En el modo controlado el ventilador solo dispone de ciclos controlados, basados en la frecuencia respiratoria. Es el modo

²Positive End Expiratory Pressure - Esta es la presión alveolar al final de la espiración, se utiliza para mantener los alveolos "inflados" luego de la espiración. Es muy útil para impedir el colapso de estos.

³ La sección 2.1.3 se baso en el documento Principios Básicos de los Ventiladores Artificiales, autor Jorge Bonassa.

más básico de todos, y el que siempre estuvo implementado en los ventiladores. En este modo, el ventilador inicia cada ciclo controlado por cada ventana de tiempo, definida a partir de la frecuencia respiratoria programada.

En la figura 2.2 se muestra un ejemplo de modo controlado.

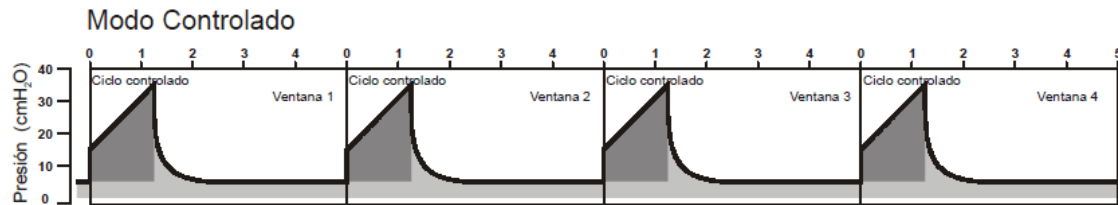


Figura 2.2 - Ejemplo del modo controlado - fuente Principios de Ventiladores Artificiales de Jorge Bonassa.

En el modo asistido, el ventilador dispone de ciclos controlados y asistidos. En falta de esfuerzo inspiratorio del paciente puede mantener los ciclos controlados a la frecuencia programada. Es necesario programar el nivel de sensibilidad asistida para de esta manera reconocer el esfuerzo inspiratorio. En este modo el ventilador define las ventanas de tiempo basadas en la frecuencia respiratoria programada.

En la figura 2.3 se muestra un ejemplo de modo asistido, en la misma se puede comprender de forma más profunda este modo ventilatorio.

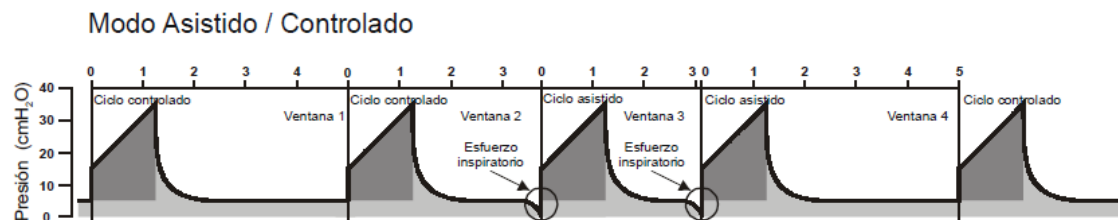


Figura 2.3 - Ejemplo del modo asistido
- fuente Principios de Ventiladores Artificiales de Jorge Bonassa.

En modo SIMV, la ventilación es intermitente y sincronizada. En este modo el ventilador mantiene las ventanas fijas y permite sólo un ciclo asistido por ventana, atendiendo los demás esfuerzos inspiratorios con ciclos espontáneos. El ciclo controlado ocurre sólo después de una ventana de apnea⁴ o después de una ventana donde ocurrió un solo ciclo controlado.

El ventilador deja disponible los ciclos controlados, asistidos y espontáneos. El recuento de la ventana de tiempo no es reiniciado a cada ciclo, con esto se logra mantener fijo la

⁴ Cese completo de la señal respiratoria de al menos 10 segundos de duración

duración de la ventana. En la figura 2.4 se aprecia un ejemplo de este modo.

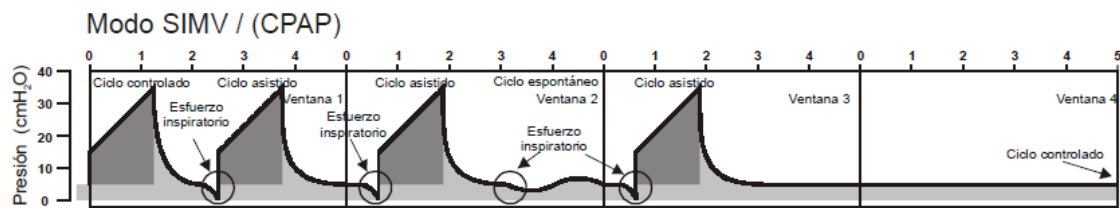


Figura 2.4 - Ejemplo del modo SIMV -
fuente Principios de Ventiladores Artificiales de Jorge Bonassa.

El modo CPAP es un caso particular del SIMV, donde la frecuencia respiratoria es ajustada en cero, permitiendo sólo ciclos espontáneos.

En cuanto a los modos de control, cabe la pena mencionar que son modos más específicos. Entre los modos que pertenecen a este grupo se encuentran Volumen Controlado, Presión Controlada, Presión Soporte, VAPS.

El modo de control Volumen controlado se aplica a los ciclos controlados asistidos, en los modos básicos Controlado, Asistido/Controlado y SIMV. Este modo controla la válvula de flujo, con esto logra mantener el flujo programado durante la fase inspiratoria. De este modo el flujo es el parámetro fijo y la presión en las vías aéreas es libre.

En cuanto al modo Presión Controlada, esta es aplicable a los ciclos controlados y asistidos en los modos básicos Controlado, Asistido/Controlado y SIMV. Al contrario que el modo Volumen Controlado el parámetro que se fija es la presión en las vías aéreas, esto se logra controlando la válvula de flujo.

El modo de control Presión Soporte se aplica solamente a los ciclos espontáneos en los modos básicos SIMV y CPAP. El tipo de control ejercido sobre los ciclos espontáneos es igual al ejercido sobre los ciclos asistidos durante el modo de Presión Control. La presión es el parámetro controlado. La diferencia entre este modo y el modo de Presión Controlada radica en que en el modo de Presión Soporte el ventilador continuamente controla el valor del flujo inspiratorio y termina el ciclo cuando se alcanza un determinado valor mínimo. Este valor de flujo mínimo es fijado como un valor o porcentaje de flujo inicial.

Por último el modo VAPS se aplica a los modos controlados y asistidos, en los modos básicos Controlado, Asistido y SIMV. El modo VAPS es el modo de ventilación volumétrica asistida con Presión Soporte.

2.2 Modelo del Pulmón⁵.

A esta altura del documento se expondrá y estudiará el modelado del pulmón. Innumerables modelos mecánicos pueden ser representativos del aparato respiratorio.

El modelo del pulmón queda definido a partir de la resistencia al flujo aéreo y la complacencia. El más simple es el modelo lineal, donde la resistencia aérea y la complacencia permanecen constantes para cualquier valor de flujo. La aplicación de este modelo para situaciones patológicas no es el más adecuado. Por lo que si lo que se desea es reflejar comportamientos anómalos o asimétricos se debe recurrir al modelo lineal bi-compartimental, en donde los parámetros del modelo no pueden ser considerados constantes a lo largo del ciclo y tampoco a lo largo de la fase inspiratoria o espiratoria. La resistencia de las vías aéreas y la complacencia varían con los cambios de flujo.

En lo que respecta a este proyecto se trabajara con un modelo de pulmón en donde la complacencia puede variar a tramos de manera lineal a lo largo de la simulación. La resistencia de las vías aéreas permanece constante durante la simulación.

2.2.1 Resistencia vías aéreas.

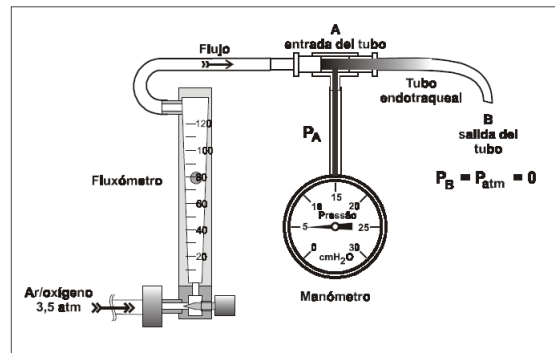
En el sistema respiratorio el flujo de gas que entra o sale durante una respiración debe vencer fuerzas que se le oponen. Se define como resistencia de las vías aéreas a la relación entre la diferencia de presión aplicada sobre el flujo aéreo.

Las presiones que la definen son (teniendo en cuenta que estamos simulando un paciente conectado al ventilador de forma invasiva) la traqueal (presión en la tráquea) y la alveolar (presión en los alveolos)

$$R_{va} = P_{tr} - P_{alv} * Flujo \quad (ec.2.1)$$

En la figura 2.5 se muestra un experimento y las relaciones entre las presiones, flujo y resistencia. La intención del mismo es facilitar la comprensión del concepto de resistencia de las vías aéreas. Éste se obtuvo de Principios Básicos de los Ventiladores Artificiales escrito por Jorge Bonassa.

⁵ La sección 2.2 se baso en el documento Principios Básicos de los Ventiladores Artificiales del autor Jorge Bonassa y en el capítulo 8 del libro Ingeniería Biomédica Perspectivas desde el Uruguay autor Franco Simini, entre otros.



Flujo (L/min)	$P_A - P_B$ (cmH ₂ O)	Flujo (L/min)	R_{va} (cmH ₂ O/L/s)
20	0,5	20	1,50
40	1,5	40	2,25
60	3,0	60	3,00
80	5,0	80	3,75
100	8,0	100	4,8
120	11	120	5,5

Figura 2.5 - fuente Principios Básicos de los Ventiladores Artificiales autor Jorge Bonassa

Como se puede observar en las tablas de la figura 2.5, a medida que aumenta el flujo también lo hace la diferencia ($P_A - P_B$), al igual que la resistencia. Se verifica que la resistencia calculada no es constante y aumenta con la elevación del flujo.

2.2.2 Complacencia.

Se define a la complacencia, como la magnitud que representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. Se determina estimando el cambio de volumen producido por un cambio de presión.

En la presencia de presión espiratoria positiva PEEP, la variación de presión resultante del aumento de volumen, es la presión alveolar sustraída del PEEP.

$$C = \text{Volumen}(P_{alv} - PEEP) \quad (\text{ec.4.2})$$

2.2.3 Rango de valores.

A continuación se procede a especificar los rangos de valores de trabajo de los distintos parámetros que se tienen en cuenta a la hora del diseño del dispositivo.

Volumen.

Dado que los ventiladores mecánicos tienen una capacidad máxima de ingreso de aire al paciente de un volumen de 2 litros, se decidió que el dispositivo que emulara al volumen del pulmón (cilindro) tuviera un volumen de 2 litros.

Los volúmenes pulmonares habituales son los siguientes:

Volumen de ventilación pulmonar (VVP): Cantidad de aire que entra a los pulmones en cada respiración, aproximadamente 500ml.

Volumen de reserva inspiratoria (VRI): Volumen máximo que se puede absorber en una inspiración profunda aproximadamente 2 a 2.5 litros.

Volumen de reserva espiratoria (VRE): Volumen máximo que se puede espirar mediante una espiración forzada luego de una espiración corriente normal en una respiración normal. De 100ml a 1500ml

Se desprende de estos valores que la elección de un volumen máximo del cilindro de 2 litros, es acertada.

Flujo.

El rango de trabajo de flujos máximos es de 80 a 100 l/m y los mínimos oscilan entre 20 a 25 l/m. El rango de trabajo normal se encuentra entre 40 y 60 l/m.

Resistencias vías aéreas.

El valor de la resistencia de las vías aéreas suele ser medida en la fase de inspiración del ciclo respiratorio. La resistencia de las vías aéreas en esta fase es mayor que en la espiración. El rango de valores es de 5 a 35 cmH₂O/l/s.

Complacencia.

El rango de valores de complacencia es de 15 - 80 cm³/cmH₂O.

Presión.

Debido a lo expuesto en la definición de la resistencia de las vías aéreas y lo mostrado en los experimentos, se concluye que la máxima diferencia de presión de las vías aéreas y alveolar se da cuando la resistencia de las vías aéreas y el flujo son los máximos.

$$P_{vias_{max}} - P_{alv_{max}} = R_{vias_{max}} \cdot Flujo_{max} = 40 \frac{cmH_2O}{l/s} \cdot 2 \frac{l}{s} = 80 cmH_2O \quad (ec.2.3)$$

Por otro lado, la máxima diferencia de presión entre la alveolar y PEEP se da cuando el volumen es máximo y la complacencia es mínima.

$$P_{alv} - PEEP = \frac{Vol_{max}}{C_{min}} = \frac{2000ml}{15 \frac{ml}{cmH_2O}} = 133.3 \text{ cmH}_2\text{O} \quad (\text{ec. 2.4})$$

Teniendo en cuenta que la PEEP es un valor de presión de referencia, y tomándolo igual a cero, se obtiene que la presión alveolar máxima es de 133.3 cmH₂O. Esto implica que la presión de las vías aéreas máxima es de 213.3 cmH₂O.

A modo de resumen en la siguiente tabla se muestra los rangos de valores para los diferentes parámetros.

Parámetro	Valor Máximo	Valor Mínimo
Volumen	2 litros	0.1 litros
Resistencia Vías Aéreas	5 cmH ₂ O/l/s	35 cmH ₂ O/l/s
Complacencia	15 ml/cmH ₂ O	80 ml/cmH ₂ O
Presión Vías Aéreas	213.3 cmH ₂ O	0 cmH ₂ O
Flujo	20 l/m	100 l/m
Frecuencia Respiratoria	12 resp/m	25 resp/m

Tabla 2.1

2.3 Implementación.

2.3.1 Complacencia variable.

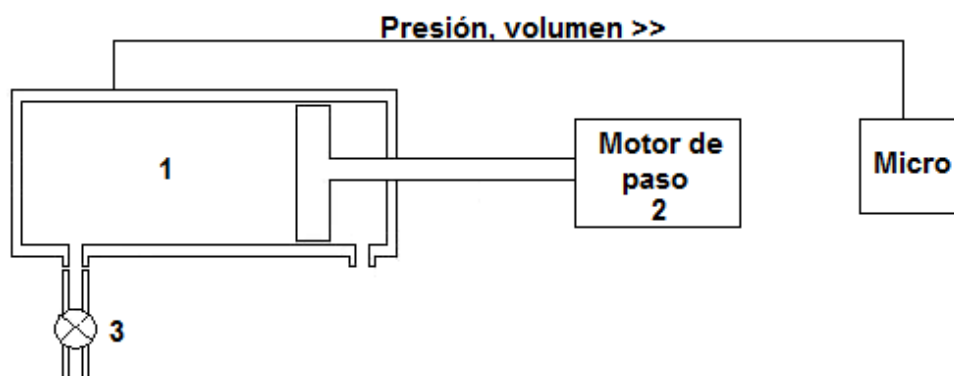


Figura 2.6 - Solución Complacencia Variable - fuente SIMVENT.

La solución que finalmente se implementó, fue una solución mecánica. La misma se basó en algunas ideas expuestas en el trabajo de A. F. M. Verbraak et al.

De la observación de que con un resorte se podía simular una complacencia específica, se trató de lograr un dispositivo que

pudiera tomar varios valores de complacencia, simular resortes de diferentes constantes.

El resorte verifica la ley de Hooke. Ésta relaciona la fuerza ejercida sobre el resorte con la elongación o alargamiento producido en éste. Por lo que de manera indirecta se podría relacionar el volumen que este desplazaría con la presión que ejerce.

Esto se puede ver en las siguientes ecuaciones:

Ley de Hook:

$$F = k.d \text{ (ec.4.5)}$$

Recordando la relación entre fuerza y presión se tiene:

$$P.A = k.d \text{ (ec.4.6)}$$

De la ecuación 4.6 se desprende que el valor de la complacencia depende de la presión y la distancia del pistón. Esto nos permite controlar el valor de la complacencia aplicando el criterio que se desee.

Se diseñó un dispositivo donde el volumen se controla en función de la presión interna medida y de la complacencia. El sistema mecánico se compone por un cilindro neumático con vástago, un motor de pasos, sensores de presión y encoder.

El sistema funciona de manera realimentada. Mediante un sensor de presión colocado en el cilindro se mide la presión interna del mismo. Se mide el volumen que tiene éste a partir de su posición, por medio de un encoder. Estas medidas obtenidas se envían al microprocesador y se realizan cálculos que se explicarán en el siguiente párrafo. Con el valor de la presión interna del cilindro más el de la complacencia se obtiene un valor de volumen. Se compara el volumen medido con el volumen que se obtiene de la relación presión-complacencia. Si el valor de volumen medido es diferente que el valor de volumen que se obtuvo de la relación, se toman acciones sobre el motor PaP el cual mueve el vástago del cilindro neumático variando el volumen dentro del mismo (Ver figura 2.6).

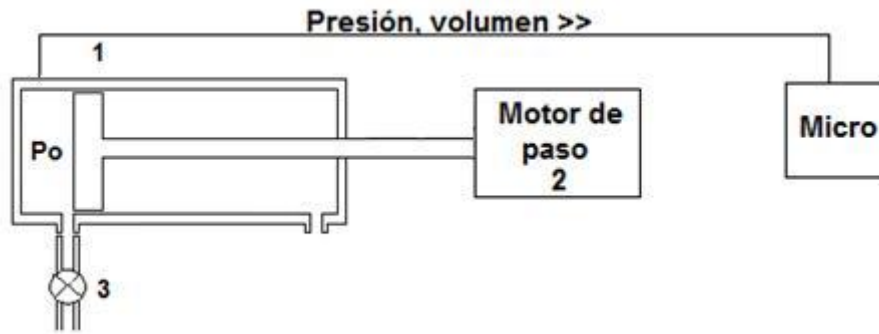


Figura 2.7 - Sistema un momento antes de inspiración - fuente SIMVENT.

En el momento en que comienza la inspiración (figura 2.7) la presión aumenta, apartándose de la curva que se desea seguir. El sistema de control detecta la sobrepresión y manda la señal correspondiente al motor para corregirla. En la figura 2.8 se muestra el comportamiento estimado del dispositivo en la inspiración.

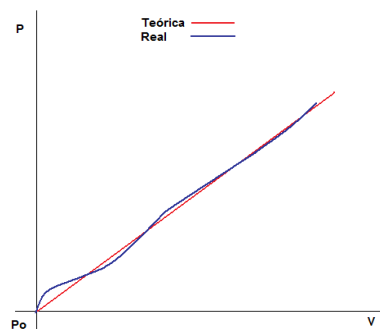


Figura 2.8 - Comportamiento del Sistema en la inspiración - fuente SIMVENT.

Cuando se llega al final de la inspiración el cilindro queda en un estado similar al que se muestra en la figura 2.9, el cilindro no tiene porque recorrer toda la carrera, eso dependerá del volumen corriente que se le esté insuflando al aparato.

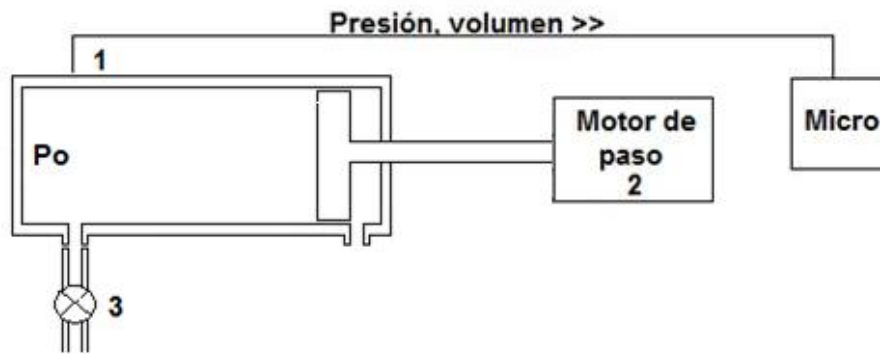


Figura 2.9 - Sistema en estado final de la inspiración - fuente SIMVENT.

A partir de este instante el motor comienza a girar en sentido contrario al que lo estaba haciendo. Ahora se debe recorrer en sentido opuesto la curva, logrando que la presión sea proporcional al volumen durante la espiración. Cuando termina esta fase termina el ciclo de la ventilación volviendo nuevamente a la fase de inspiración.

Se debe considerar la pausa inspiratoria, éste parámetro aparece cuando entre el momento inspiratorio y espiratorio aparece una pausa, un retardo entre que termina la espiración y se abre la válvula de exhalación. Este parámetro puede estar presente en el ventilador y se debe tener en cuenta a la hora de realizar el diseño de la solución.

De esta manera se obtiene un dispositivo capaz de variar su volumen de manera proporcional a su presión. Al Microprocesador se le "configura" el valor de complacencia deseado y este calcula mediante un algoritmo el valor de volumen.

Por lo que se logra un sistema robusto capaz de simular una alta gama de valores de complacencia.

Se debe tener en cuenta que esta solución tiene ciertas restricciones, el motor de pasos que se utilice debe ser lo suficientemente rápido y fuerte para lograr mover el pistón de la forma que se requiere. El motor de pasos elegido tendrá que tener valores sobredimensionados para poder ser utilizado para generar intentos de respiración espontánea.

2.3.2 Resistencia vías aéreas variable.

Para simular la resistencia de las vías aéreas se utilizó un sistema de válvula variable, dos sensores de presión y el encoder lineal.

Para generar el sistema de válvula variable se utilizó el dispositivo de la figura 2.10, un motor PaP que ocluye una tubuladura en distintos pasos. Al rotar cierto ángulo el motor PaP mueve un dispositivo en forma de tijereta el cual ocluye en menor o mayor medida la tubuladura. De esta manera con el sistema de válvula variable se logra cubrir un amplio rango de resistencias de manera continua.

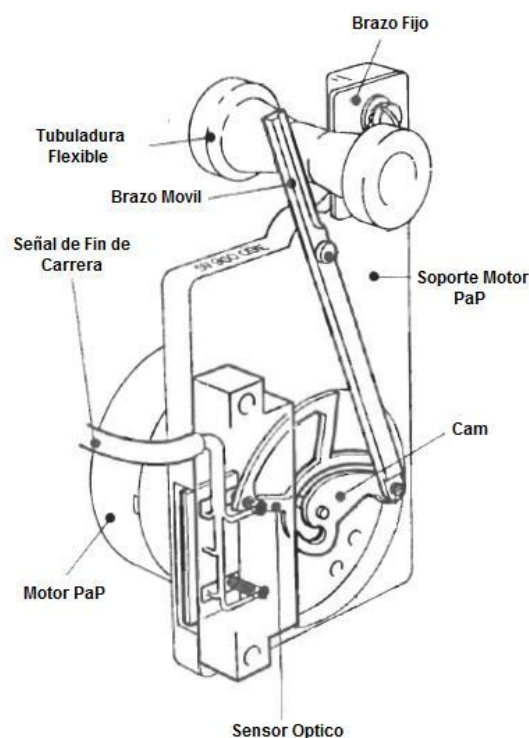


Figura 2.10 - Sistema válvula variable - fuente manual de usuario Siemens Servo Ventilator 900 C/D/E.

Al igual que la solución del sistema de la complacencia variable, este sistema funciona de manera realimentada. Mediante dos sensores de presión colocados en la entrada de la tubuladura y a la salida de la misma se mide la presión de ambos puntos. La medida del flujo se obtiene a partir de derivar el volumen corriente que ingresa al cilindro neumático. En función de los valores de presión y flujo obtenidos se calcula el valor de resistencia real. Si la resistencia calculada se aparta de la resistencia deseada (valor fijado a priori), se toma acciones sobre el motor PaP el cual obstruye en mayor o menor medida la tubuladura hasta obtener el valor de resistencia real deseado.

Esta solución tiene como principal desventaja el imponer un valor de resistencia fija mínima que depende del diámetro, del material, etc. de las tubuladuras.

Capítulo 3.

Hardware.

En los apartados anteriores se introdujo al lector en los objetivos del proyecto, sus antecedentes y sus fundamentos. En este capítulo se trata los temas relacionados con el hardware de **SIMVENT**. Primero se realiza una descripción general antes de profundizar en los bloques principales.

3.1 Descripción general.

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de bloques del hardware donde se pueden observar los principales componentes de **SIMVENT**.

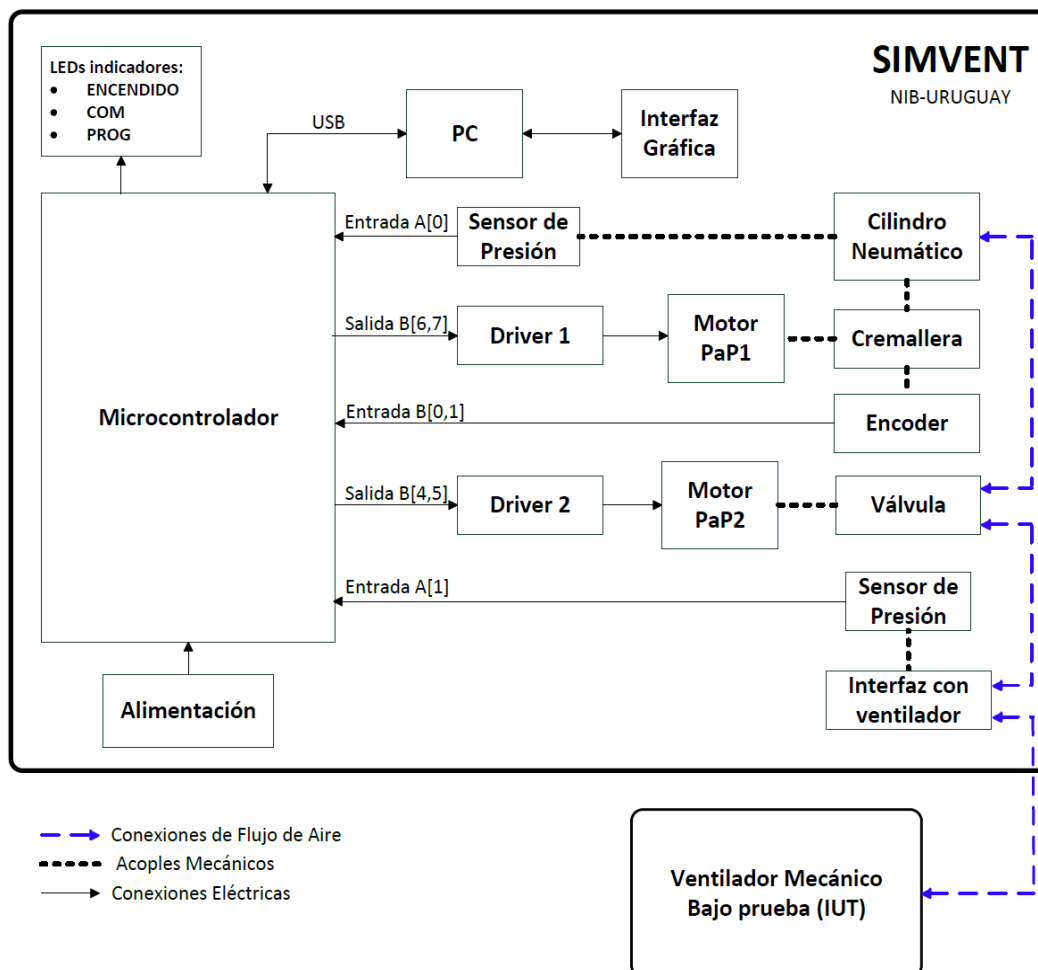


Figura 3.1 - Diagrama de Bloques de SIMVENT - fuente SIMVENT.

Para abordar el tema del hardware se comienza separándolo en los distintos bloques funcionales. De esta forma se puede profundizar en cada tema logrando así un mayor entendimiento de la globalidad.

Los bloques principales considerados son los siguientes:

- Microcontrolador
- Sensores de presión
- Encoder lineal
- Switches de comienzo y final de carrera
- Motores paso a paso (PaP)
- Controladores de motores PaP
- Alimentación

3.2 Microcontrolador.

El dispositivo para simular el pulmón precisa de un microcontrolador para poder controlar el sistema, recibir datos de los sensores y del encoder lineal, comunicarse con la computadora, entre otras muchas tareas. Se decidió utilizar el microcontrolador PIC18F2553. Éste es incluido en el kit UBW⁶. El mismo fue utilizado en varios proyectos del NIB, por lo tanto se contó con una experiencia de uso y datos fehacientes de su confiabilidad.

El PIC18F2553 es un microcontrolador de alta gama el cual tiene como principal ventaja el muy buen manejo de puertos USB 2.0, manejo de prioridades y su versatilidad.

El USB Bit Whacker es un circuito integrado que contiene un microchip PIC USB. El UBW se encuentra preparado y listo para utilizarse como puertos de entrada/salida los cuales se controlan mediante un puerto serie virtual RS-232. La conexión se realiza a través del USB, desde la PC. Asimismo el mismo puede ser reprogramado desde el puerto USB ya que posee precargado un bootloader. Además el PIC contiene un firmware para manejar los puertos desde la PC.

El bootloader es un programa sencillo que no tiene la totalidad de las funcionalidades de un sistema operativo, diseñado

⁶ <http://www.schmalzhaus.com/UBW/>.

exclusivamente para preparar todo lo que necesita el sistema operativo para funcionar. Normalmente se utilizan los cargadores de arranque multietapas, en los que varios programas pequeños se suman los unos a los otros, hasta que el último de ellos carga el sistema operativo.

El firmware es un bloque de instrucciones de programa para propósitos específicos, grabado en una memoria de tipo no volátil, que establece la lógica de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo.

El microcontrolador funciona con la alimentación del USB, 5V. Las señales lógicas que maneja son del mismo voltaje, siendo 0V el cero lógico y 5V el uno lógico. Además el micro admite señales analógicas y cuenta con un conversor A/D de 12 bits lineal, siendo 0V=0000 y 5V=4095. El mismo también cuenta con una entrada que permite cambiar el nivel de referencia de voltaje para estas señales.

El firmware viene precargado de fábrica. La última versión es la 1.4.8⁷. Este firmware es más avanzado que las versiones anteriores disponibles, permitiendo un mejor manejo del envío y recepción de datos desde y hacia la PC.

Este firmware permite manejar los puertos de entrada/salida, leer y escribir la memoria, configurar los timers, entre otras cosas, desde un puerto serie virtual en la PC. Resulta muy práctico para realizar rutinas simples ya que no hay que programar el micro, pero tiene unas cuantas desventajas a la hora de realizar aplicaciones rápidas (se ve limitado por la velocidad del puerto serie) o que necesiten gran exactitud de tiempo, ya que no se puede controlar el tiempo de comunicación con la computadora.

Es importante recalcar que se utilizó este firmware como base para la estructura del software. Se implementaron las rutinas de control en el microprocesador. La computadora fue utilizada para leer los datos de presión, volumen y para configurar los parámetros.

Para transferir el código firmware de la computadora al PIC se utilizó el puerto USB. Además se utilizó el entorno de desarrollo freeware **MPLAB**⁸, que además incluye el software y un ensamblador.

Se decidió implementar la rutina de control en el PIC debido a que esta rutina debe tomar decisiones en tiempo real, por lo que se priorizó la velocidad de envío y recepción de datos a las

⁷ http://www.schmalzhaus.com/UBW/Doc/FirmwareDDocumentation_v148.html.

⁸ http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1406&docName=en019469&part=SW007002

interfaces conectadas. Por otro lado si la implementación de la rutina se hubiese realizado en la computadora, el envío y recepción de datos desde y hacia el PIC hubiese tardado más de 6 milisegundos. Esto se debe a que en promedio cada vez que se envía información desde el PIC a la Pc y viceversa se envían 30 bytes. El puerto rs232 tiene una velocidad de 9600 bytes/s. Además a los 6 milisegundos de envío de información desde y hacia el PIC se le debe sumar el tiempo en que los datos llegan efectivamente al software donde se realiza la rutina de control. Este tiempo es variable y no es despreciable. Por lo expuesto en este párrafo se decidió implementar la rutina de control directamente en el microprocesador.

Más adelante en esta documentación (Capítulo 4) se comenta sobre las rutinas de control que se modificaron y crearon, así como también se mostrará el código que se implemento.

En la figura 3.2 se puede observar un diagrama de pines del PIC. En éste se muestra el mapeo de pines que se eligió utilizar para conectar al PIC el sensor de presión, el encoder, el driver.

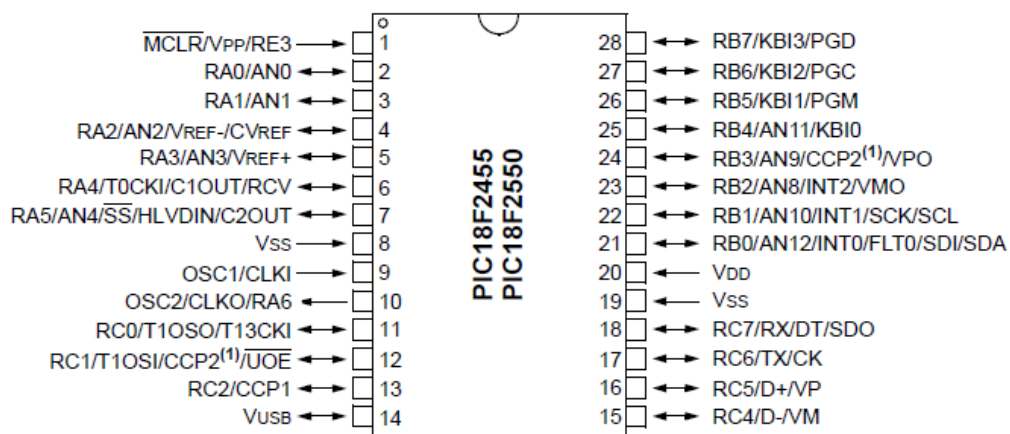


Figura 3.2 - Diagrama del PIC - fuente Hoja de datos PIC.

Puertos utilizados en el PIC:

RA0	Presión 1
RA1	Presión 2
RA3	Posición inicial válvula
RA4	Posición final válvula
RB0	Encoder 1, canal A
RB1	Encoder 1, canal B
RB2	Switch de fin de carrera de encoder
RB3	Switch de comienzo de carrera de encoder
RB4	Clk válvula. (Señal de onda cuadrada enviada al driver de la válvula)
RB5	Sentido válvula
RB6	Clk pistón. (Señal de onda cuadrada enviada al driver que maneja el pistón)
RB7	Sentido pistón

Tabla 3.1

3.3 Sensores de presión.

Para medir el valor de presión de las vías aéreas y la presión interna del pistón (presión alveolar) se utilizó un sensor de presión diferencial. Un sensor es un dispositivo diseñado para recibir información de una magnitud del exterior y transformarla en otra magnitud, normalmente eléctrica, ya que este tipo de magnitudes se pueden cuantificar y manipular. Un sensor de presión generalmente actúa como un transductor, que genera una señal en función de la presión impuesta.

Para obtener las medidas de presión se utilizó sensores de presión diferencial ASDXRRX005PDAA5 Honeywell de ± 5 psi, que equivale a un presión diferencial de $\pm 351,54$ cmH₂O sobre la presión atmosférica (En el [anexo A](#) se adjunta hoja de datos de sensor de presión).

La nomenclatura ASXRRX identifica que el tipo de sensor es de presión diferencial, 005PD indica que el rango de trabajo es de ± 5 psi, AA5 indica que la salida es analógica, que el límite de la función transferencia es A (se explica más adelante) y que el voltaje de alimentación es de 5VDC.

La función de transferencia es del tipo A, esto implica que la calibración está dada dentro del rango 10% a 90% del valor máximo de voltaje (figura 3.3).

A Calibration, 10% to 90%

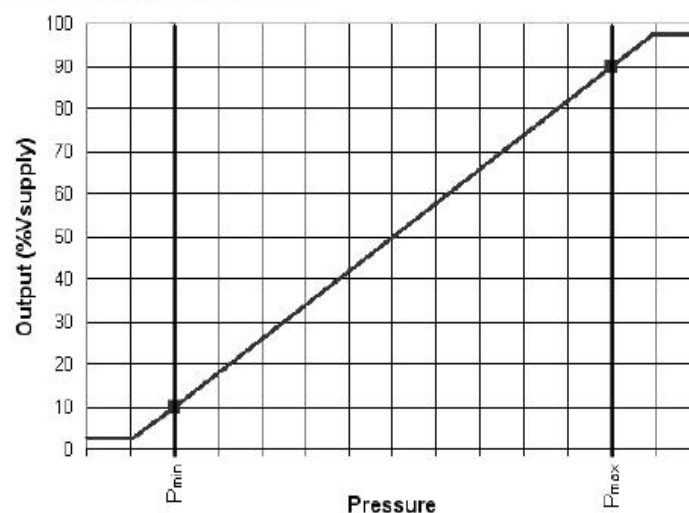


Figura 3.3. Función de transferencia sensor de presión - fuente Hoja de datos sensor.

La salida analógica está dada por la siguiente ecuación:

$$\text{Output(Volts)} = \frac{0.8V_{\text{Supply}}}{P_{\text{max}} - P_{\text{min}}} (P_{\text{ressure applied}} - P_{\text{min}}) + 0.10V_{\text{Supply}} \quad (\text{ec. 3.1})$$

Donde $P_{\text{max}} = 5\text{psi}$ y $P_{\text{min}} = -5\text{psi}$.

En la figura 3.4 se aprecia la disposición de los pines del sensor de presión. El pin 1 se conecta a la fuente de voltaje, el pin 2 se lee la salida del sensor y el pin 3 se conecta a tierra. Además en esta figura se puede apreciar las dimensiones del sensor.

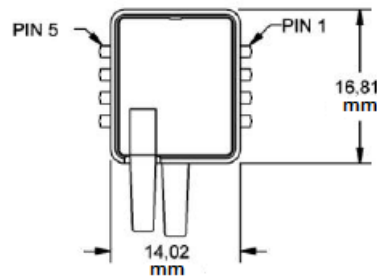


Figura 3.4. Pines y dimensiones del sensor de presión - fuente Hoja de datos sensor.

3.4 Encoder lineal.

3.4.1 Encoder

El dispositivo que simula la complacencia del pulmón es un cilindro neumático como se mencionó en el capítulo 2 Fundamentos Teóricos e Implementación. Es muy importante para lograr una buena simulación de la complacencia saber la posición exacta del pistón en todo momento. Para lograr satisfacer esta necesidad se utilizó un encoder lineal. Éstos son de excelente exactitud y tiempo de respuesta.

La serie HEDS-974x es una serie de encoders de alta performance, bajo costo y del tipo incremental. Por medio de la "tira de plástico ranurada" se detecta la posición de forma lineal. Todo el modulo del encoder consiste en una fuente emisora de luz LED, un fotodetector y dos salidas digitales, canales A y B (ver figura 3.5). El encoder se conecta a una fuente de alimentación de 5V.

Como opción de encoder se utilizó el enconder Agilent HEDS-974x (Hoja de datos en [anexo A](#)). Este encoder cumple con todas las

prestaciones que se requirieron. Éste tiene un largo de 36 cm y una exactitud de 24 pasos por mm.

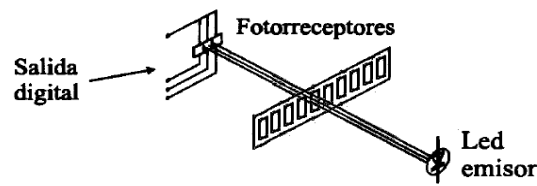


Figura 3.5. Componentes internos del encoder - fuente SIMVENT.

El principio de funcionamiento de estos encoders se basa en la emisión y recepción de una señal a través de LED's y fotodiodos. La "tira de plástico ranurada" se mueve entre los sensores ópticos. El dispositivo contiene un LED como fuente de luz. Opuesto al emisor se encuentra el circuito detector, este circuito contiene múltiples fotodetectores y el circuito necesario para producir la señal de onda digital a la salida. La "tira de plástico" se mueve entre el emisor y detector, causando que el haz de luz sea interrumpido debido al patrón de espacios y barras de la tira. El fotodiodo detecta estas interrupciones y las dispone en otro patrón que corresponde a la densidad de pasos que ha contado hasta el momento. La cantidad de pasos que ha contado hasta el momento es la cantidad de líneas negras o barras que han sido detectadas por el fotodiodo. Este patrón es enviado a dos comparadores, los cuales reciben esta señal y producen la salida final en los canales A y B.

Los encoders de incremento proveen un número específico de pulsos equitativamente espaciados por milímetro de movimiento lineal. Un solo canal (A) es utilizado en aplicaciones donde el sentido de la dirección de movimiento no es importante (unidireccional). En el caso de que el sentido del movimiento sea importante, como en este caso, se utiliza la salida de cuadratura (bidireccional) con dos canales desfasados 90 grados (figura 3.6).

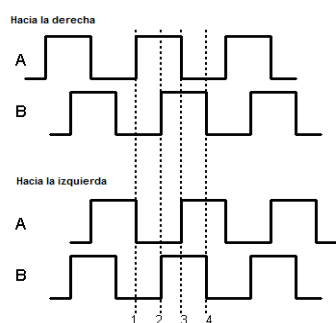


Figura 3.6. Salidas de los canales y movimiento del encoder - fuente SIMVENT.

Si la "tira de plástico" se mueve hacia la izquierda se tiene la secuencia 00, 01, 11, 10, 00...y así sucesivamente.

Si la tira se mueve hacia la derecha se tiene la secuencia 10, 11, 01, 00... y así sucesivamente.

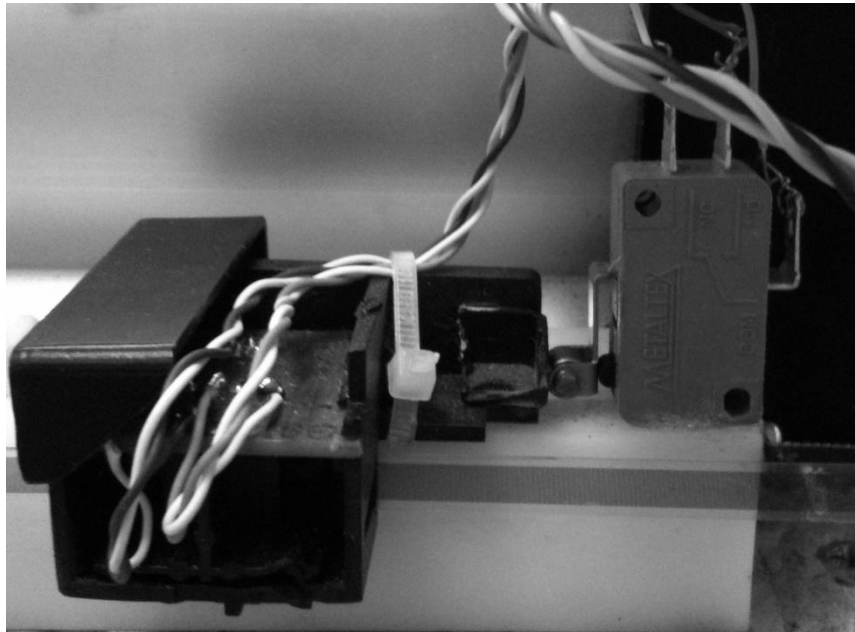


Figura 3.7. Encoder lineal junto a microswich de referencia de origen - fuente SIMVENT.

3.4.2 Switches de comienzo y final de carrera.

La posición del encoder se calcula contando la cantidad de pulsos que se han leído, para esto se necesita un punto de referencia. Como referencia del origen se utilizó un microswich, el cual tiene dos salidas posibles 0V o 5V. Si el embolo es presionado el microswich genera una salida de 5V, mientras que si el embolo no se encuentra presionado la salida de este dispositivo es de 0V. Una vez que el micro detecta la señal proveniente del microswich, reconfigura la posición a 0 y empieza a contar los pulsos provenientes del encoder (figura 3.7).

Otro microswich se colocó al final de la carrera del encoder, de modo que cuando este es accionado el motor deje de moverse. Este microswich funciona como dispositivo de seguridad, cada vez que el encoder llega a esa posición (volumen máximo permitido) el sistema se detiene por completo.

3.5 Motores paso a paso (PaP) .

3.5.1 Fundamentos teóricos.

Los motores paso a paso son ideales a la hora de construir mecanismos donde se requiere movimientos muy precisos. La característica fundamental es el hecho de poder mover un paso a la vez por cada pulso que se le aplica. El paso varía dependiendo del tipo de motor de paso que se utilice. Estos motores pueden ser vistos como motores eléctricos sin sistema de conmutación. Generalmente, todas las bobinas del motor están en el estator y el rotor es un imán permanente o un bloque de algún material magnéticamente blando. Toda la conmutación debe ser manejada externamente por el controlador del motor, habitualmente los motores y controladores están diseñados para que el motor pueda ser mantenido en una posición o rotar en un uno u otro sentido.

3.5.2 Principio de funcionamiento.

Los motores PaP poseen dos formas distintas de conexión (figuras 3.8 y 3.9)

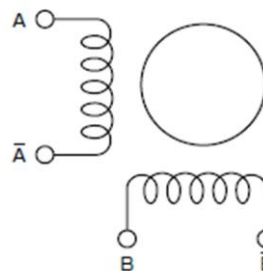


Figura 3.8. Diagrama de conexión bipolar - fuente Catalogo de motores <http://www.nmbtc.com/step-motors/engineering/vibration-and-resonance.html>

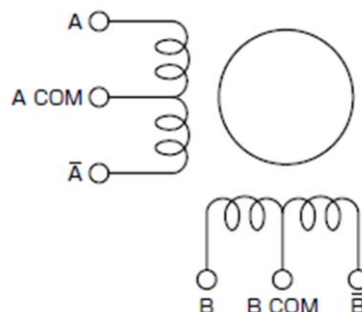


Figura 3.9. Diagrama de conexión unipolar - fuente Catalogo de motores <http://www.nmbtc.com/step-motors/engineering/vibration-and-resonance.html>

Bipolar: Este tipo de motor lleva dos bobinados independientes el uno del otro, para controlar este motor se necesita invertir la polaridad de cada una de las bobinas en la secuencia adecuada, para esto se necesita usar un puente en "H" o driver tipo L298 para cada bobina y de este modo se obtiene una tabla de secuencias como la que se muestra a continuación:

Paso	A	B	C	D
1	+Vcc	Gnd	+Vcc	Gnd
2	+Vcc	Gnd	Gnd	+Vcc
3	Gnd	+Vcc	Gnd	+Vcc
4	Gnd	+Vcc	+Vcc	Gnd

Tabla 3.2 - Full Step 2 fases

Cada inversión en la polaridad provoca el movimiento del eje, avanzando este un paso, la dirección de giro se corresponde con la dirección de la secuencia de pasos, por ejemplo para avanzar el sentido horario la secuencia seria 1-2-3-4-1-2-3-4.... y para sentido anti-horario seria; 4-3-2-1-4-3-2-1...

Unipolar: El motor unipolar normalmente dispone de 5 ,6 u 8 cables dependiendo si el común esta unido internamente o no, para controlar este tipo de motores existen tres métodos con sus correspondientes secuencias de encendido de bobinas, el común se conecta a +Vcc o tierra según el circuito de control usado. Luego sólo se debe alimentar la bobina correcta para que avance o retroceda el motor según se avance o retroceda en la secuencia.

Tabla de secuencias:

Paso	A	B	C	D
1	1	0	0	0
2	0	1	0	0
3	0	0	1	0
4	0	0	0	1

Tabla 3.3 - Full Step 1 fase

Paso	A	B	C	D
1	1	1	0	0
2	0	1	1	0
3	0	0	1	1
4	1	0	0	1

Tabla 3.4 - Full Step 2 fases

Paso	A	B	C	D
1	1	0	0	0
2	1	1	0	0
3	0	1	0	0
4	0	1	1	0
5	0	0	1	0
6	0	0	1	1
7	0	0	0	1
8	1	0	0	1

Tabla 3.5 - Half Step

3.5.3 Parámetros de los motores PaP.

Desde el punto de vista mecánico y eléctrico, es conveniente conocer el significado de algunas de las principales características y parámetros que se definen sobre un motor paso a paso:

- Par dinámico de trabajo (Working Torque): Depende de sus características dinámicas y es el momento máximo que el motor es capaz de desarrollar sin perder paso, es decir, sin dejar de responder a algún impulso de excitación del estator y dependiendo, evidentemente, de la carga.
- Par de mantenimiento (Holding Torque): Es el par requerido para desviar, en régimen de excitación, un paso el rotor cuando la posición anterior es estable.
- Par de detención (Detention Torque): Es una par de freno que siendo propio de los motores de imán permanente, es debida a la acción del rotor cuando los devanados del estator están desactivados.
- Angulo de paso (Step angle): Se define como el avance angular que se produce en el motor por cada impulso de excitación.
- Número de pasos por vuelta: Es la cantidad de pasos que ha de efectuar el rotor para realizar una revolución completa.
- Frecuencia de paso máximo (Maximum pull-in/out): Se define como el máximo número de pasos por segundo que puede recibir el motor funcionando adecuadamente.
- Momento de inercia del rotor: Es su momento de inercia asociado que se expresa en gramos por centímetro cuadrado.
- Par de mantenimiento, de detención y dinámico: Definidos anteriormente y expresados en mN por metro.

3.5.4 Control de los motores PaP.

Para realizar el control de los motores paso a paso, es necesario generar una secuencia determinada de impulsos. Además es necesario que estos impulsos sean capaces de entregar la corriente necesaria para que las bobinas del motor se exciten, el diagrama de bloques de un sistema con motores paso a paso es como el que se muestra en la figura 3.10.

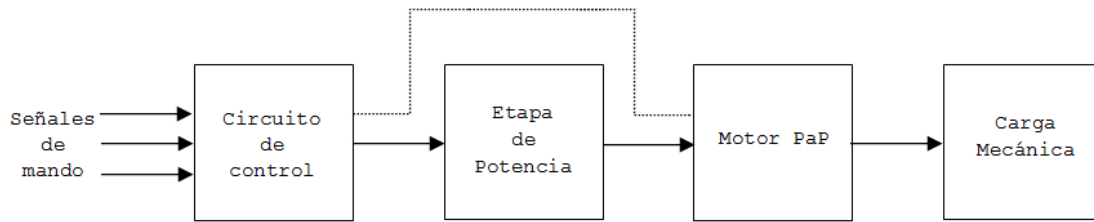


Figura 3.10. Controlador de motores PaP - fuente SIMVENT.

Para controlar un motor paso a paso unipolar se debe alimentar el común del motor con Vcc y conmutar con Tierra en los cables del devanado correspondiente. Con esto se logra una correcta corriente por la bobina, la cual genera un campo electromagnético que atrae el polo magnetizado del rotor lo que provoca que el eje del motor gire.

Para conseguir controlar el motor se utiliza un circuito de potencia (mosfet discretos) y el integrado L297. En el siguiente párrafo se profundiza en el controlador de los motores PaP.

3.5.5 Etapa de Control: integrado L297.

El integrado L297 genera cuatro señales de control tanto para los motores bipolares como los unipolares. El motor puede ser controlado con un pulso de medio paso (half step) o con un pulso normal (full step). Una característica de este dispositivo es que solo requiere de una señal de reloj (Clk), dirección (CW) y el modo de trabajo (full/half step).

El L297 está diseñado para usarse con una etapa de potencia. El integrado de la etapa de control recibe pulsos de reloj, dirección y modo de la señal del sistema controlador, producido por un microcontrolador, y genera señales de control para la etapa de potencia. El funcionamiento principal del L297 es generar las secuencias de fase del motor. Además con un interruptor de PWM se logra regular la corriente que circula por las bobinas del motor. Esta corriente se puede regular mediante un voltaje de control en la entrada V_{ref} , a la cual se le conecta un preset para calibrar, el cual se compara con las entradas SENS1 y SENS2 que miden la corriente. El transductor es el encargado de generar las diferentes secuencias de fase, genera tres secuencias distintas. Las diferentes secuencias se puede seleccionar en la entrada HALF/FULL. Estas secuencias son las secuencias normales paso completo de una o dos fases y medio paso donde se energiza alternadamente una fase o dos fases.

En la figura 3.11 se muestra el diagrama de bloques del L297 para lograr un mayor entendimiento del mismo.

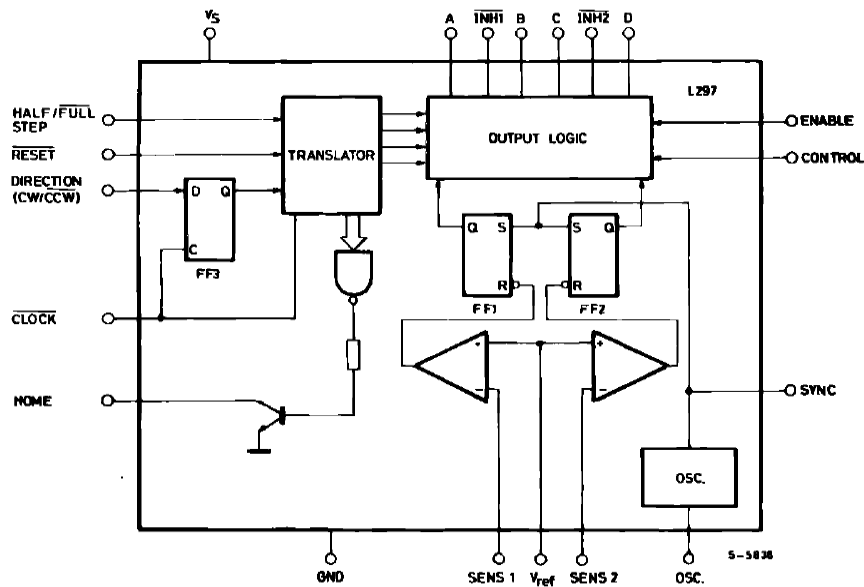


Figura 3.11. Diagrama de Bloques - fuente Hoja de datos L297.

3.5.6 Motor PaP utilizado en simulación de resistencia vías aéreas.

El motor de PaP utilizado para simular la resistencia de las vías aéreas fue el motor PaP ID31-001 de la empresa AIRPAX. Éste formaba parte de un ventilador en desuso. Este motor se encuentra adosado a un dispositivo del tipo tijereta, el cual abre o cierra de acuerdo a los pasos que el motor da.

Las características generales de este motor es que tiene un ángulo de giro mínimo de 7.5 grados, la corriente nominal de trabajo es de 0.190 amperes, resistencia interna de 62 ohms, un par de mantenimiento de 3.0Ncm y un peso de 0.200 kilogramos. El voltaje de alimentación es de 12V.

El rango de frecuencias de trabajo del motor se puede observar en la figura 3.12.

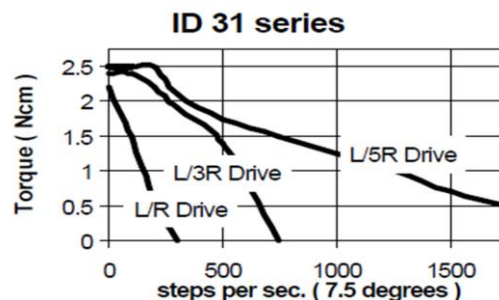


Figura 3.12. Grafica torque/frecuencia - fuente Hoja de datos Motor.

3.5.7 Motor PaP utilizado en simulación de complacencia.

El motor de Pasos que se adquirió para simular la complacencia fue el motor de pasos híbrido 34KM-K206-00W/99W de la empresa NMB-MAT. Se adquirió este motor debido al torque que puede realizar a bajas frecuencias de trabajo.

Las características generales de este motor es que tiene un ángulo de giro mínimo de 1.8 grados, la corriente nominal de trabajo es de 4.8 amperes, resistencia interna de 0.85 ohms, un par de mantenimiento de 6.7 Nm y un peso de 4 kilogramos.

El rango de trabajo de frecuencias deseadas está dentro 0 Hz a 500 Hz. Es importante recalcar que la frecuencia de trabajo de la cual se habla es cantidad de pasos del motor por segundo, 1 vuelta son 200 pasos de motor. El par máximo que debe ejercer el motor es de aproximadamente 1 Nm (par máximo que ejerce el cilindro neumático más rozamiento de cremallera). Como se puede observar en la grafica de torque en función de la frecuencia (figura 3.13), para frecuencias por debajo de los 500 Hz el par que ejerce está por encima 3Nm superior a 1 Nm requerido.

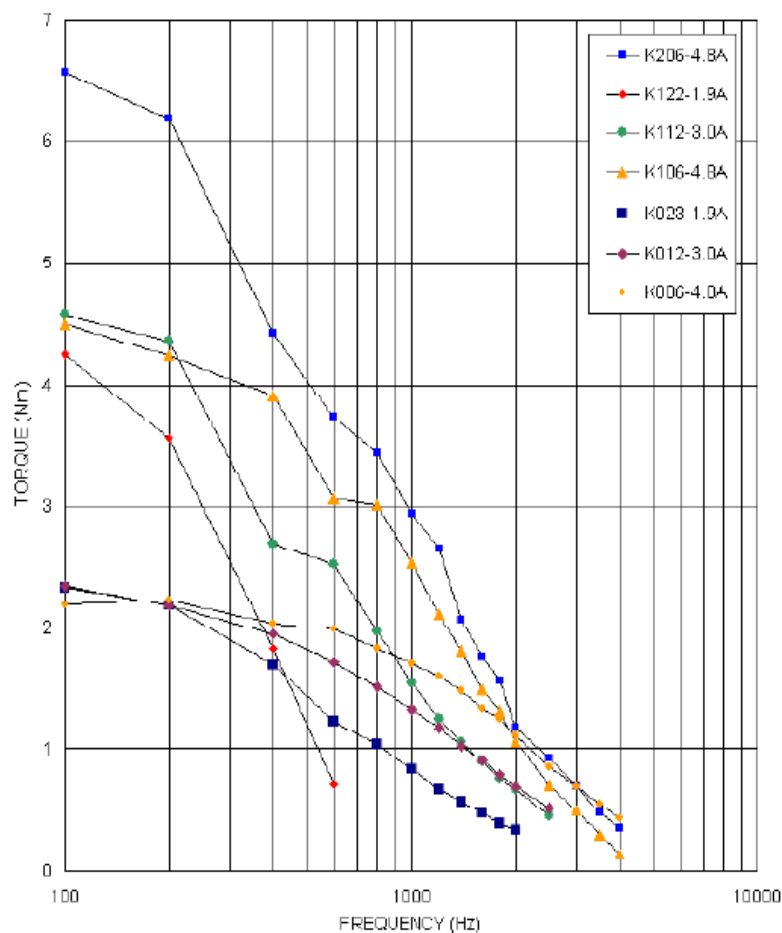


Figura 3.13. Grafico torque/frecuencia - fuente Hoja de datos Motor.

3.6 Controladores de motores PaP.

3.6.1 Controlador motor PaP resistencia.

La idea del controlador del motor PaP (utilizado en la simulación de la resistencia) diseñado se basó en el circuito recomendado en la hoja de datos del integrado de control L297. Éste driver es ampliamente utilizado y recomendado en todo tipo de aplicaciones donde se involucra a un motor PaP.

El L297 recibe las señales del microprocesador y las transforma en señales de pulsos (bloque de control). Estas señales de pulsos se envían al L298 (bloque de potencia), el cual se encarga de la etapa de potencia. El L298 es capaz de manejar corrientes de hasta 2 amperes. La corriente nominal de trabajo del motor PaP utilizado en la simulación de la resistencia es de 0.190 amperes (ver sección 3.5.6), se desprende por lo tanto que un único integrado L298 es capaz de manejar este tipo de motor.

En la figura 3.14 se muestra el esquemático del driver diseñado (realizado con el software Eagle).

L297/L298 Stepper Driver

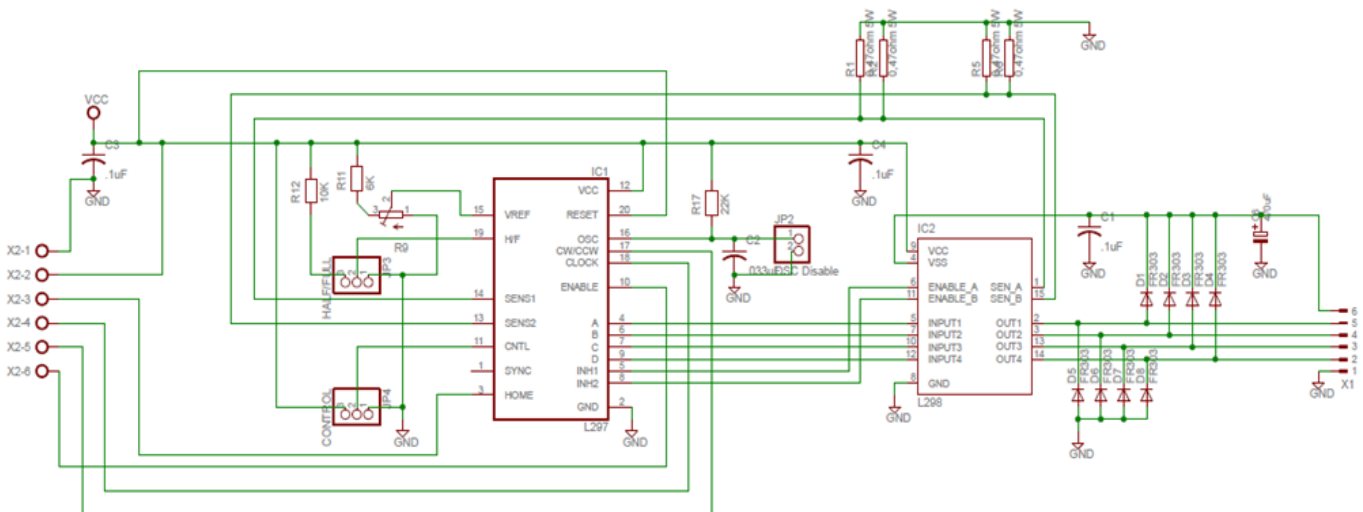


Figura 3.14. Esquemático Controlador motor tijereta - fuente SIMVENT.

La entrada X2-2 se conecta a Vcc, en este caso 5V. La entrada X2-4 y X2-5 modifican la velocidad del pulso de corriente y el sentido de giro del motor respectivamente, estas entradas son manejadas a través del PIC18F2553. La entrada X2-6 es la entrada enable del integrado L297.

Los diodos que se encuentran a la salida del circuito protegen a los transistores del integrado L298. Al quedar el circuito abierto con las bobinas cargadas a 12V si no estuvieran estos diodos de rápida acción para permitir circular corriente, las bobinas generarían un pico de voltaje muy grande que dañaría al integrado, ya que sería la única vía posible para desenergizar las bobinas.

Las resistencias de potencia (R1, R2, R5, R6) controlan la corriente que circula por el circuito. Estas se conectan entre las entradas de sensado del L298 y tierra.

A través de la componente JP3 (jumper) se permite seleccionar el modo de operación del motor. Cuando se conecta el pin 19 del integrado L297 a tierra, se obtiene el modo de operación onda completa (full step). Cuando se conecta el pin 19 a Vcc se obtiene el modo de operación media onda (half step). El modo de operación elegido para este controlador fue half step.

El JP4 selecciona el modo de control. Si el pin 11 del integrado L297 se conecta a tierra, el recorte de la señal (el envío de pulsos) se realiza sobre las señales INH1 e INH2 del L297. Si el pin 11 se conecta a Vcc el recorte de la señal se realiza sobre las señales A, B, C, D del L297.

El JP2 no se implementó en el circuito finalmente construido. Se conectó el pin 16 a Vcc por lo que el oscilador quedó siempre habilitado.

El integrado L298 está constituido por dos puentes H, (puente A, puente B). Un puente H es un circuito electrónico que permite a un motor PaP girar en ambos sentidos, avanzar, retroceder, etc. Un puente H se construye con 4 interruptores. Cuando los interruptores S1 y S4 están cerrados y S2 y S3 se encuentran abiertos por lo que se aplica una tensión positiva al motor, haciendo que la corriente circule en un sentido. Al abrir los interruptores S1 y S4 y cerrar S2 y S3 el voltaje se invierte, logrando que la corriente circule en el sentido inverso y por lo tanto se invierte el campo magnético.

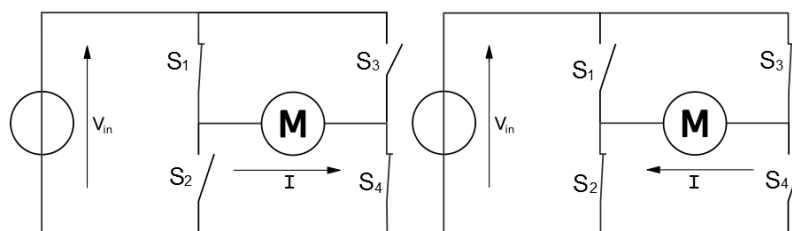


Figura 3.15. Estados básicos del sistema - fuente Wikipedia.

Las señales de salida del integrado L298 se conectan a las salidas del circuito X2-2 al X2-5.

Las salidas del circuito X1-2, X1-3, X-4, X-5 se conectan a los pines 2,4,6,8 del motor de tijereta. Los otros pines del motor de tijereta (1,3,5,7) se conectan a Vcc (12V).

El diseño impreso se realizó con el programa de diseño de layout Eagle, el cual permite definir el área de la placa, ubicar los componentes y rutear las pistas. El circuito impreso contiene dos capas de cobre. La totalidad de los componentes se ubican en la capa superior de la PCB debido a su facilidad para soldar los elementos y por su facilidad para realizar las pruebas sobre el circuito final. En la capa inferior se encuentran algunas pistas que conectan distintos componentes del driver.

La mayoría de las pistas son de 16 milésimas de pulgada (mils) de ancho. Las pistas de alimentación son de 100 mils, de este modo se permite el pasaje de corriente sin provocar grandes caídas de tensión.

En la figura 3.16 se muestra la distribución de los componentes en la placa y la vista inferior y superior del layout.

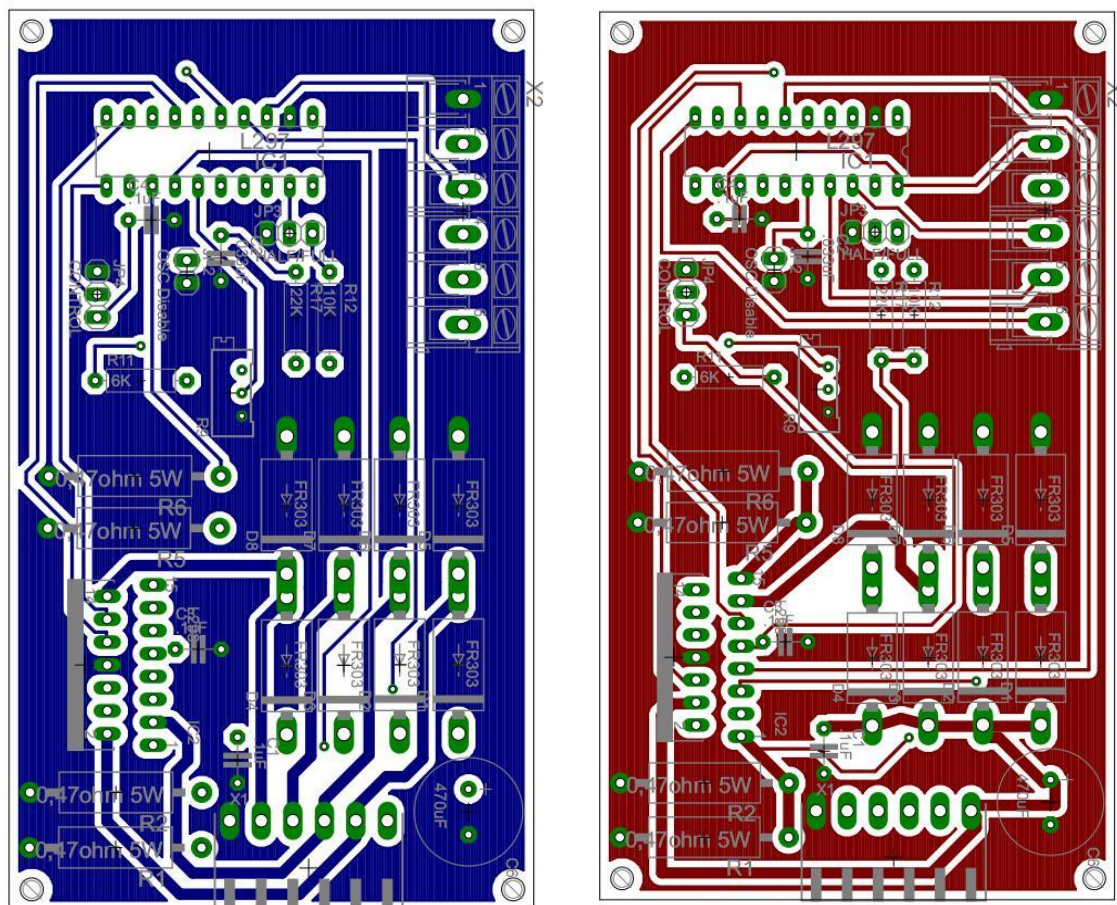


Figura 3.16. Layout del circuito impreso desarrollado para **SIMVENT** como controlador de motor tijereta. Izquierda capa inferior, derecha capa superior

El trazado de las pistas se realizó de forma manual, con esto se logra evitar posibles interferencias en las señales analógicas de baja amplitud. Además se intentó realizar el layout lo más parecido posible al esquemático, por lo que un trazado de las pistas de forma manual fue inevitable.

En la figura 3.17 se aprecia el controlador construido. El impreso se fabricó en el país. Las componentes fueron soldadas por los integrantes del proyecto.

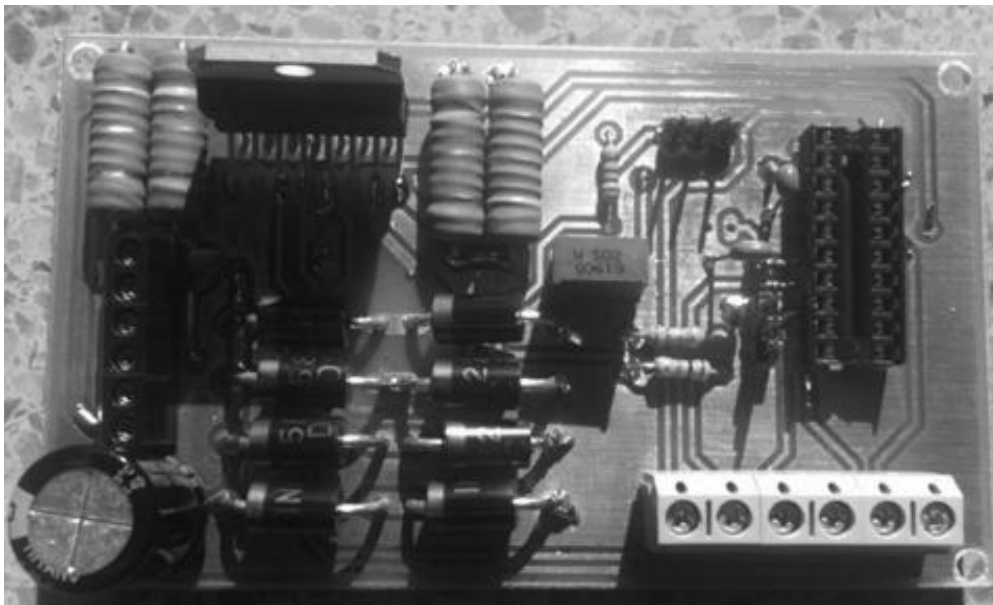


Figura 3.17. Controlador de motor simulador resistencia construido para SIMVENT.

3.6.2 Controlador motor PaP complacencia.

El diseño del controlador del motor PaP utilizado en la simulación de la complacencia se basó en el esquemático brindado por el Ing. Daniel Menéndez. En éste controlador se distinguen dos grandes bloques, el bloque de control y el de potencia. El bloque de control se implementa con el integrado L297, al igual que se implementó en el controlador de la sección 3.6.1. El bloque de potencia se realizó con mosfets discretos. Se logró un controlador más robusto.

No se diseñó un controlador como el de la sección 3.6.1 debido a que la corriente máxima brindada por este controlador es de 2 amperes. Ésta corriente es inferior a la corriente nominal de trabajo del motor 34KM-K206-00W/99W (características del motor sección 3.5.7).

La conexión del motor híbrido se realizó de tal manera que el modo de funcionamiento de éste fuese unipolar. Los cables comunes se conectan a Vcc (24V), las 4 fases del motor se conectan cada una a un mosfet, el cual tiene el source conectado a tierra. Los mosfets se utilizan como interruptores, controlados por transistores PNP los cuales trabajan en corte y saturación (figura 3.18).

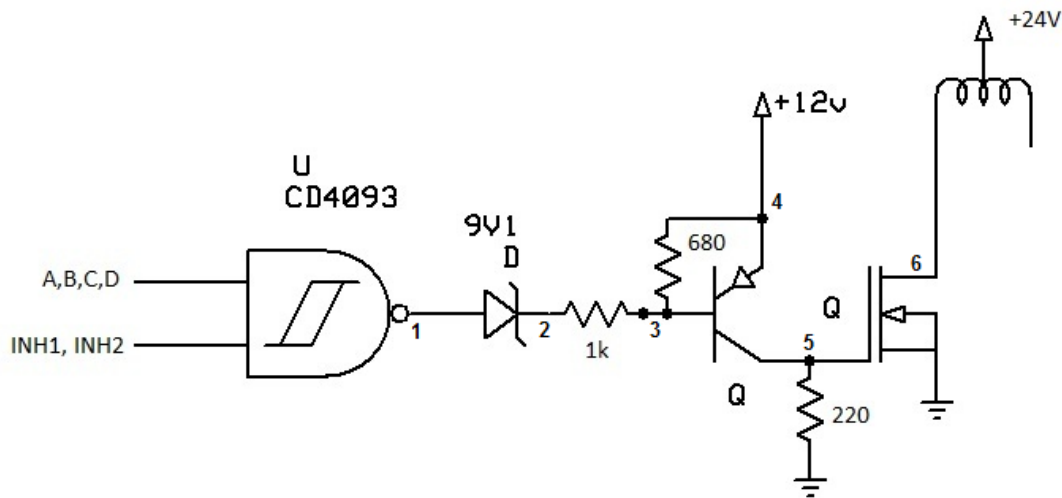


Figura 3.18. Salida a motor (Etapa de potencia) - fuente SIMVENT.

Las entradas A, B, C, D del nand son las salidas del integrado L297. Estas señales manejan la energización o des-energización de cada bobina. Las salidas del L297 se conectan a la etapa de potencia, mosfets discretos (figura 3.18).

Las entradas INH1 INH2 del nand siempre se encuentran activas, estas entradas inhiben o no el control sobre las cuatro bobinas.

A continuación se describe el funcionamiento de la etapa de potencia. Cuando alguna de las señales A, B, C, D posee un nivel lógico igual a 1 (5V), la salida del nand es un 0 lógico (las señales INH1 e INH2 están siempre en el nivel lógico 1). Por lo tanto el pto 1 (figura 3.18) se encuentra a 0V. Esto hace que por el diodo circule corriente inversa dejando el pto 2 a una tensión de 9.1V. La caída de tensión entre el pto 4 y pto 3 es de 0.7V (caída de tensión entre emisor y base transistor PNP), por lo que el pto 3 se encuentra a una tensión de 11.3V. De lo anterior se concluye que la caída de tensión en la resistencia de 1kΩ es de 2.2V.

Aplicando la ley Kirchhoff referida a la corriente se obtiene que:

$$\frac{2.2V}{1K\Omega} = \frac{0.7V}{680\Omega} + I_B \quad (\text{ec. 3.2})$$

De la ecuación 3.2 se obtiene que la corriente que circula por la base del transistor PNP I_B es de 1.2mA, la cual satura al transistor en esta configuración ya que la corriente de colector no puede superar los 54mA. De lo contrario el voltaje en el mismo sería mayor que en el emisor. Se desprende que transistor PNP se encuentra saturado. Esto implica que el pto 5 (figura 3.18) se encuentre a un potencial de 12V y permite que el mosfet conduzca. El transistor mosfet, que actúa como interruptor, conecta a tierra el pto 6 (figura 3.18). De esto se concluye que la bobina se encuentra a una tensión de 24V y circula corriente por la misma. La bobina está energizada.

Realizando un estudio similar al anterior pero con una de las señales A, B, C, D en el nivel lógico 0 (0V), se tiene que el pto 1 (figura 3.18) se encuentra a 5V de potencial y por lo tanto el diodo zenner no se activa ya que la caída entre el pto 1 y 4 no supera los 9.1V. De esta manera el transistor PNP queda en corte y el gate del mosfet queda a tierra, dejando a este en estado de corte también, por lo que la bobina se encuentra a una tensión de 0V y no circula corriente por la misma. Se tiene la bobina desenergizada.

En la figura 3.19, se muestra el esquemático del controlador (realizado con el software Eagle) utilizado para controlar el motor híbrido. En esta figura se aprecia de forma clara el conexionado entre el integrado controlador (L297) y la etapa de potencia.

Los diodos a la salida del circuito protegen a los transistores mosfet en el momento que las bobinas se descargan. Al quedar el circuito abierto con las bobinas cargadas a 24V si no estuvieran estos diodos de rápida acción para permitir circular corriente, las bobinas generarían un pico de voltaje muy grande que dañaría los transistores, ya que serían la única vía posible para desenergizar las bobinas.

Al igual que en el controlador del motor que simula la resistencia variable, las resistencias de potencia se usan para controlar la corriente que circula por el circuito.

Una novedad interesante que surge de este esquemático, es la etapa del circuito anterior al L297. Esta etapa detecta si el motor está en movimiento o no, dependiendo de lo que detecta manda más o menos corriente a la etapa de potencia. Para detectar si el motor está en movimiento o no, se implementa un filtro pasabajos, éste detecta si el PIC está enviando pulsos. Una vez que se sabe en qué estado se encuentra el motor se elige que circule por la etapa de potencia una corriente de 5A o de 2A. Para disminuir la corriente que circula por la etapa de potencia se agrega en paralelo al divisor de tensión que fija el

voltaje de referencia una nueva resistencia (figura 3.19). Con esta etapa se logra consumir menos potencia, además se tiene un menor desgaste por las bobinas ya que cuando el motor no se encuentra en movimiento, una corriente menor circula por las mismas.

A través del JP1 se elige si se desea habilitar o no la etapa explicada en el párrafo anterior. Se eligió trabajar con esta etapa deshabilitada debido a que ésta era una novedad por lo que no había mucha experiencia de uso.

A través de la componente JP2 se permite seleccionar el modo de operación del motor. Cuando se conecta el pin 19 del integrado L297 a tierra se obtiene el modo de operación onda completa (full step). Cuando se conecta el pin 19 a Vcc se obtiene el modo de operación media onda (half step). El modo de operación elegido para este controlador fue half step.

Como se observa en la figura 3.18, las entradas del controlador X2-1, X2-2, X2-4 se conectan a la señal de clock (CLK) del L297, a la señal de sentido (CLW) y a tierra respectivamente. Las entradas son controladas por el PIC18F2553.

Las señales de salida del controlador X1-1, X1-2, X1-3, X1-4, X1-5, X1-6, X1-7, X1-8 se conecta a la bobina A , a la bobina $\bar{A}$, a V_{cc} , a V_{cc} , a la bobina $\bar{B}$, a la bobina B y a tierra respectivamente.

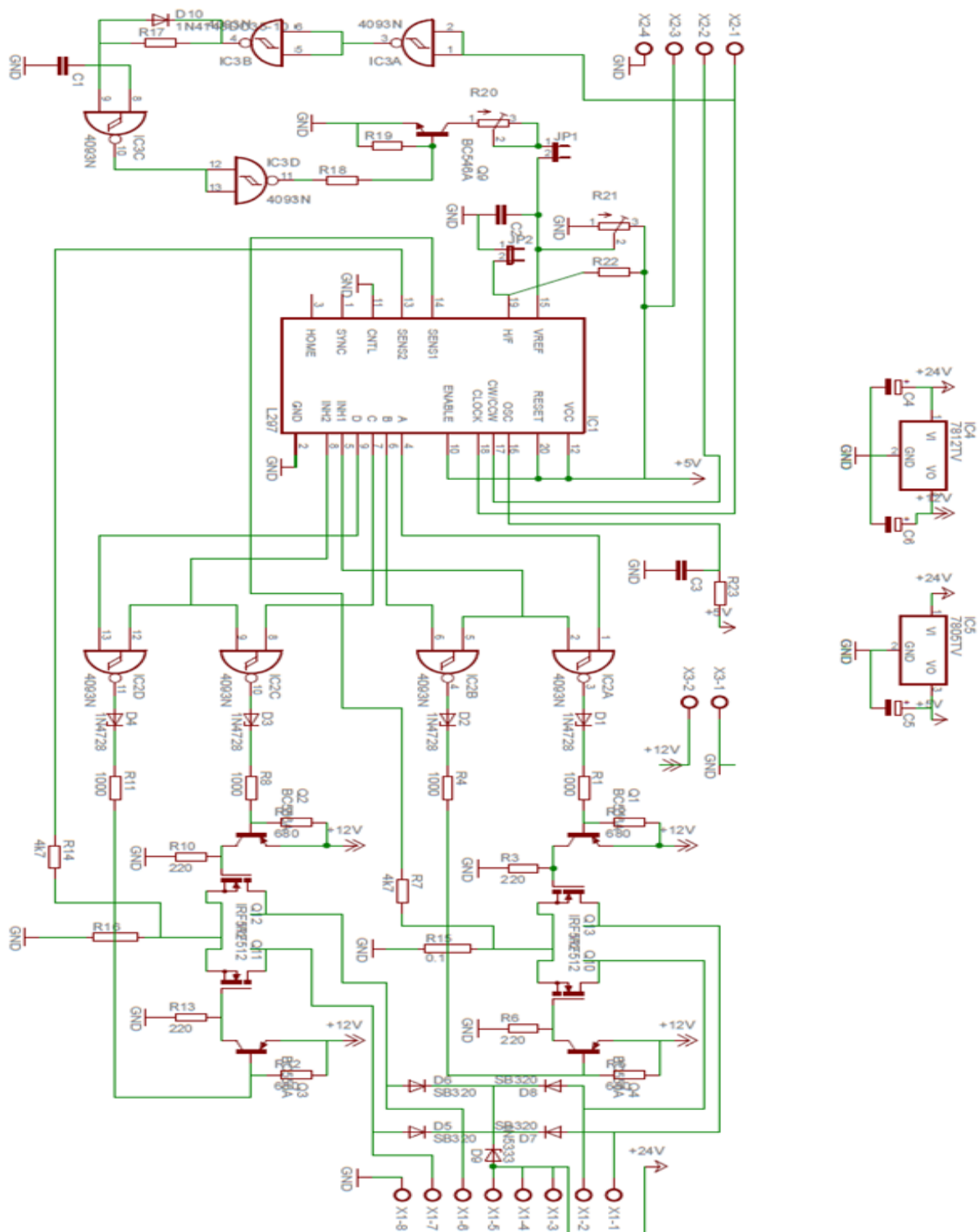


Figura 3.19. Esquemático controlador motor Complacencia - fuente SIMVENT.

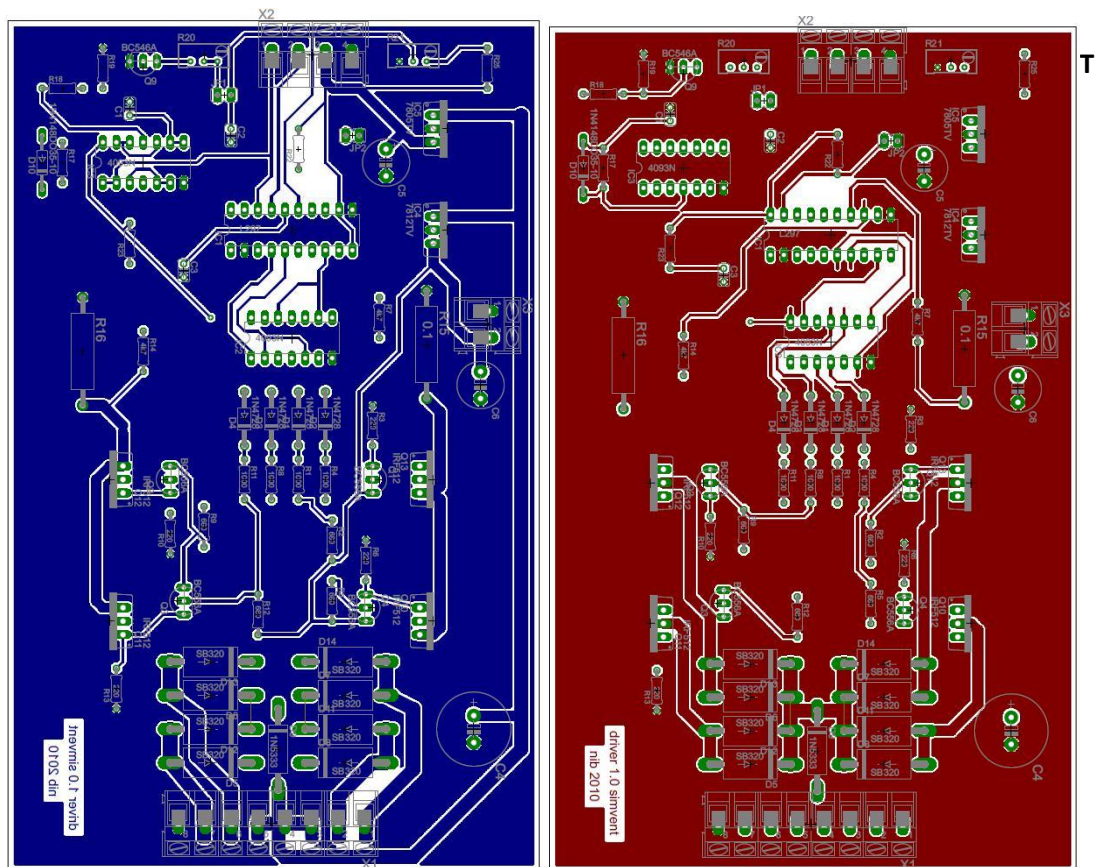


Figura 3.20. Layout controlador de motor complacencia, layout fondo azul capa inferior, layout rojo capa superior - fuente SIMVENT.

Al igual que el controlador de la sección 3.6.1 el diseño impreso se realizó con el programa de diseño de layout Eagle.

Tanto en el esquemático como en el layout se puede observar que se implementaron los reguladores de voltajes 7812 y 7805. En la sección alimentación se explicara el porqué de la implementación de estos reguladores.

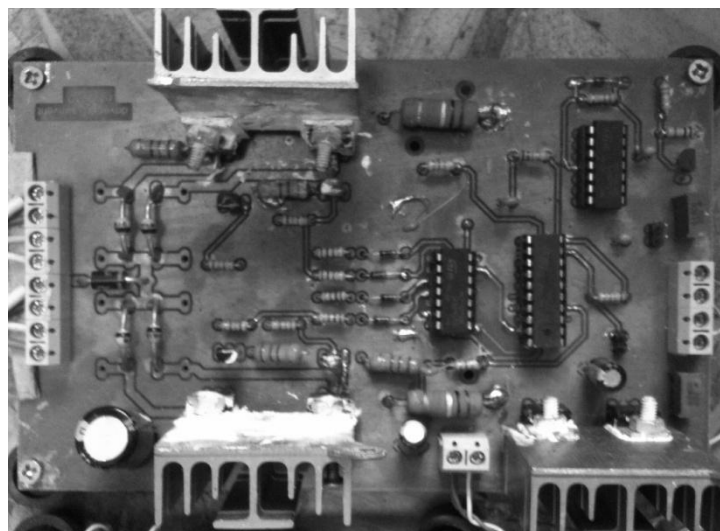


Figura 3.21. Controlador motor complacencia variable - fuente SIMVENT

3.7 Vibración y resonancia en motor PaP utilizado en simulación de complacencia.

Debido a la inercia del motor, cuando éste realiza un movimiento de un paso a otro el rotor no se detiene inmediatamente. El rotor se pasa de su posición final (overshoots), luego pasa por la posición final en la dirección opuesta (undershoots). Este proceso se repite hasta que finalmente el rotor se detiene. Este hecho ocurre cada vez que el motor realiza un paso. En la mayoría de los casos el rotor no se termina de detener cuando el motor le envía la orden de realizar otro paso. Éste fenómeno se traduce en una vibración del motor. Esta vibración produce una pérdida de sincronismo. A medida que se carga el motor las vibraciones disminuyen. Se debe tener en cuenta que el motor de pasos exhibirá vibraciones bastante mayores cuando la frecuencia del pulso de entrada sea similar a la frecuencia natural del motor (resonancia). Generalmente existe resonancia cuando la velocidad de pulsos de entrada al motor se encuentra en la región de 100 a 200 pps. Cuando se encuentra bajo el fenómeno de resonancia el overshooting y undershooting se vuelven mucho mayores, debiendo agregar un factor de amortiguamiento externo. Otra forma de combatir este fenómeno es usando el motor en el modo half step o microstepping. Al reducir el tamaño de cada paso, el ángulo de giro es menor por lo que el motor vibrara menos.

El tema de las vibraciones y resonancia se presentó en el motor utilizado para simular la complacencia. Una de las causas se debió a que la frecuencia de pulso de entrada al motor ocupaba la región 0pps a 500pps. Para apaliar este problema se recurrieron a ambas soluciones propuestas en el párrafo anterior.

El primer recurso que se utilizó fue el de cambiar el modo a half step ya que este cambio se podía realizar de forma muy sencilla dado que se previó en el driver un jumper que permite cambiar de un modo al otro, y el cambio en el firmware también era sencillo. Este cambio redujo sensiblemente las vibraciones y sobre todo la resonancia, pero de todos modos el motor transmitía demasiadas vibraciones al resto del prototipo.

El segundo paliativo que se realizó fue el de amortiguar el soporte del motor para evitar la transferencia de vibraciones. El sistema de amortiguación se realizó de tal manera que reduzca las vibraciones en las 3 dimensiones. Para poder lograr esto se aisló completamente a los tornillos que fijan al motor a la tabla de manera que todo el contacto sea por medio de goma. Para realizar esto se utilizaron dos clases de arandelas de gomas. Para eliminar las vibraciones verticales se armó un sistema con

dos arandelas cóncavas enfrentadas con una arandela metálica en el medio (figura 3.27). Se utilizaron 8 amortiguadores de este tipo, dos en cada tornillo, uno arriba y otro debajo de la tabla. El problema con las vibraciones horizontales es un poco más complejo de combatir. Para reducir las mismas se ampliaron los agujeros por donde pasan los tornillos de fijación y se relleno el espacio entremedio con dos arandelas de tal manera que quede fijo pero no tan rígido.

Luego de ensamblado el motor con el sistema de amortiguación se vio que las vibraciones se volvieron a reducir significativamente, pero también apareció un pequeño movimiento que se intensificaba en los cambios de sentido del motor. Para eliminar este movimiento se le agregaron dos fijaciones a los lados, también aisladas con goma, de manera de evitar el "coleteo" del motor.

Estos paliativos solucionaron de manera significativa el problema de vibraciones y resonancia, obteniendo un funcionamiento correcto del motor.

3.8 Alimentación.

En la figura 3.22 se observa el esquema del circuito de alimentación de **SIMVENT**. La idea de este esquema se baso en la construcción de un dispositivo autónomo de la computadora.

La fuente de alimentación se conecta directamente a la red de UTE. Tiene un voltaje de 24V y una potencia de 300 Watts. Con esta fuente se alimenta el circuito controlador del motor híbrido 34KM-K206-00W/99W. Éste controlador posee dos reguladores de voltajes, de 12V y 5V. El controlador del motor ID31-001 se alimenta del regulador de voltaje de 12V, mientras que el PIC18F2553 puede alimentarse tanto del regulador de voltaje de 5V como de la fuente de voltaje proveniente del USB.

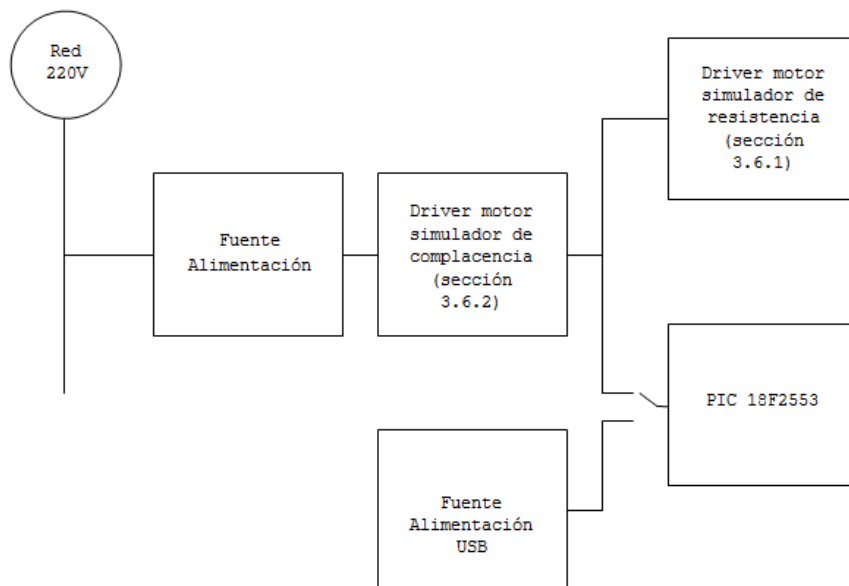


Figura 3.22. Esquema del circuito de alimentación - fuente SIMVENT

El consumo total del sistema es el consumo del controlador del motor híbrido 34KM-K206-00W/99W, ya que el éste alimenta el resto del circuito. Este controlador se alimenta a 24V y consume una corriente máxima de 1.8 amperes, por lo que el consumo maximo del sistema es de 43.2 Watts.

3.9 Diagrama de conexión.

A continuación se muestra el diagrama de conexiones internas de **SIMVENT**. En este diagrama se muestra la conexión con los distintos bloques.

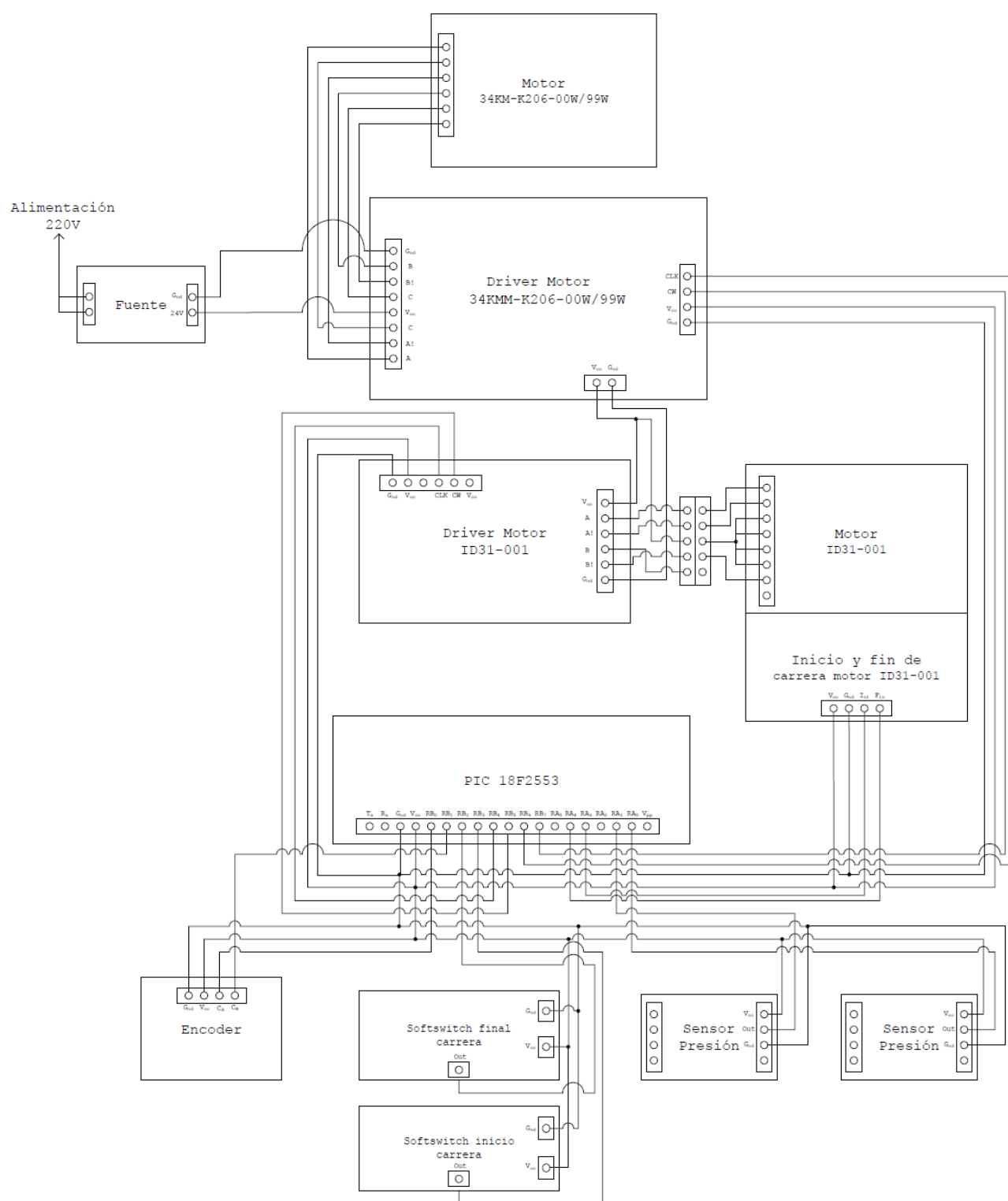


Figura 3.23. Esquema de diagrama de conexión del hardware - fuente SIMVENT

3.10 Implementación mecánica.

En esta sección del capítulo se profundizara en todo lo referido a la implementación mecánica. Se mostrará cómo se llevaron a cabo las uniones entre los distintos componentes.

La idea en que se baso la construcción del dispositivo, como se comento en capítulos anteriores, fue la de utilizar un pistón accionado por un motor paso a paso. La unión entre el pistón y el motor se realizó mediante una cremallera. Mientras que la unión entre la cremallera y el pistón se realizó mediante una pieza construida por el equipo de **SIMVENT**. Además al pistón se conecto un recipiente de 2 litros de volumen, éste componente cumple la función de volumen residual, de esta manera se acerca más a un pulmón real.

El pistón que se adquirió fue un cilindro doble acción de 10 cm de diámetro y 30 cm de carrera. La cremallera que se mandó fabricar tiene 12.7mm de ancho, 24mm de alto, 400mm de largo y es módulo 2.

En el planteo de **SIMVENT** fueron considerados los modelos de pulmón existentes y fue seleccionado el modelo RC con C variable a tramos. La novedad conceptual que promovió el proyecto de **SIMVENT** fue la de simular con total libertad el compartimiento de los pulmones, sin restricciones de especie alguna. En los escritos iniciales se trataba de tener un instrumento que supiera "resolver en forma electromecánica" las ecuaciones más complejas de la ventilación. Llevando la idea al campo de los elementos disponibles, pensamos en utilizar un pistón accionado por un motor paso a paso comandado por un programa que tomara en forma constante mediciones de presión y volumen. El algoritmo de control automático que implementara las funciones de **SIMVENT** daría cuenta de las características del funcionamiento fisiológico del pulmón, siguiendo el modelo RC, con posibilidades de sustituir o completar el modelo si fuera necesario.

Elementos electromecánicos

Pistón:

Dado que los ventiladores mecánicos tienen una capacidad máxima de ingreso de aire al paciente de 2,0 litros y que el volumen corriente de insuflación estándar oscila entre 300 ml y 800ml, se decidió que el cilindro neumático contara con una capacidad de 2,0 litros. Se opta por un cilindro doble acción de 10cm de diámetro y 30cm de carrera [3].

Motor paso a paso:

El control automático está basado en la posición del pistón por lo que se decidió utilizar un motor paso a paso, que permitiera en todo momento determinar la posición del émbolo del pistón, y moverlo con precisión. A partir de pruebas realizadas al cilindro se determinó que ejercía un par resistivo de aproximadamente 0.5Nm, debido a sus características constructivas. Además teniendo en cuenta la carrera y las características de la respiración humana [2] se estimó que la frecuencia de giro debía ser de 700Hz aproximadamente. A partir de estas estimaciones se decidió utilizar el Hybrid Stepping Motor 34KM-K206-99W de NMB [4].

Transferencia Mecánica de Potencia:

Era necesaria una transferencia eficiente y sencilla entre el motor y el pistón. Se implementa la unión entre pistón y motor mediante una cremallera y piñón estándar de tal manera de lograr una buena precisión en el volumen. Se eligió resina acetálica como material para las piezas, debido a su poco rozamiento y larga vida útil. Las medidas adoptadas fueron "módulo 2", 12.7mm de ancho, 24mm de alto y 400mm de largo. Resultando en que por cada cada paso del motor varía el volumen 1,83cm³, precisión suficiente para el propósito de controlar volúmenes de entre 300 ml y 1500 ml de aire.

Sensores:

Observando comportamiento de las curvas estándar de presión, volumen y flujo se determinaron los rangos dinámicos de trabajo de los sensores correspondientes. Estas curvas utilizadas, fueron obtenidas de diferentes bibliografías [2,12,14,17] o de curvas relevadas por otros proyectos realizados en el Núcleo de Ingeniería Biomédica, tales como MONICLI, MONRES, MECVENT y MONSE [13]. El valor máximo de flujo se encuentra entre los 80 a 100 l/m mientras que el mínimo de 20 a 25 l/m. El máximo de presión alveolar es del orden de los 100cmH₂O mientras que el de las vías aéreas es de 180cmH₂O. De esto se decidió utilizar dos sensores de presión diferencial ASDXRRX005PDAA5 Honeywell [5] de ± 5 psi o $\pm 351,54$ cmH₂O, uno para la presión alveolar y otro para las vías aéreas.

En otro orden el encoder para medir la posición del pistón debía poseer una carrera superior a la del cilindro (30cm). Se utilizó uno lineal Agilent HEDS-974x [6]. Con un largo de 36cm y una precisión de 24 pasos por mm. Proyectamos además colocar dos switches de principio y fin de carrera, como señales de soporte para el control.

Resistencia vías aéreas:

Para la simulación de la resistencia de vías aéreas se utiliza una tijereta controlada por un motor de pasos que estrangula un caño de goma para aumentar la resistencia del pasaje de aire. Se obtuvo el sistema de estrechamiento parcial de tubo de un ventilador en desuso.

Drivers:

Se diseñaron los circuitos de control y potencia de los motores de pasos. El circuito del motor de la tijereta utiliza los integrados L297 [7] y L298 [8]. Mientras que para el motor paso a paso que mueve mayor potencia (el émbolo del cilindro) se utiliza el L297 y una etapa de potencia con transistores MOSFET IRF640 [9], ya que el L298 no alcanza a generar la corriente que utiliza el motor.

Microprocesador:

Se selecciona un microprocesador con 2 entradas para los sensores de presión, 2 para los switches de principio y fin, 2 para el encoder y 2 de principio y fin de la tijereta. Se necesitan 2 salidas para cada motor. Teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo, la velocidad de procesamiento y la comunicación vía USB con un computador se decidió utilizar un PIC18f2553 [10,11], como cerebro de **SIMVENT**.

Volumen Residual:

Conectado a la entrada al pistón se ubica un recipiente de 2 litros de volumen que cumple el papel de volumen residual. En este primer prototipo de **SIMVENT** el volumen residual es fijo, pero se puede modificar en el futuro para que sea configurado por el usuario.

En la figura 3.24 se muestra la conexión pistón + cremallera + motor vista frontal. Además se aprecia la conexión del volumen residual al pistón.

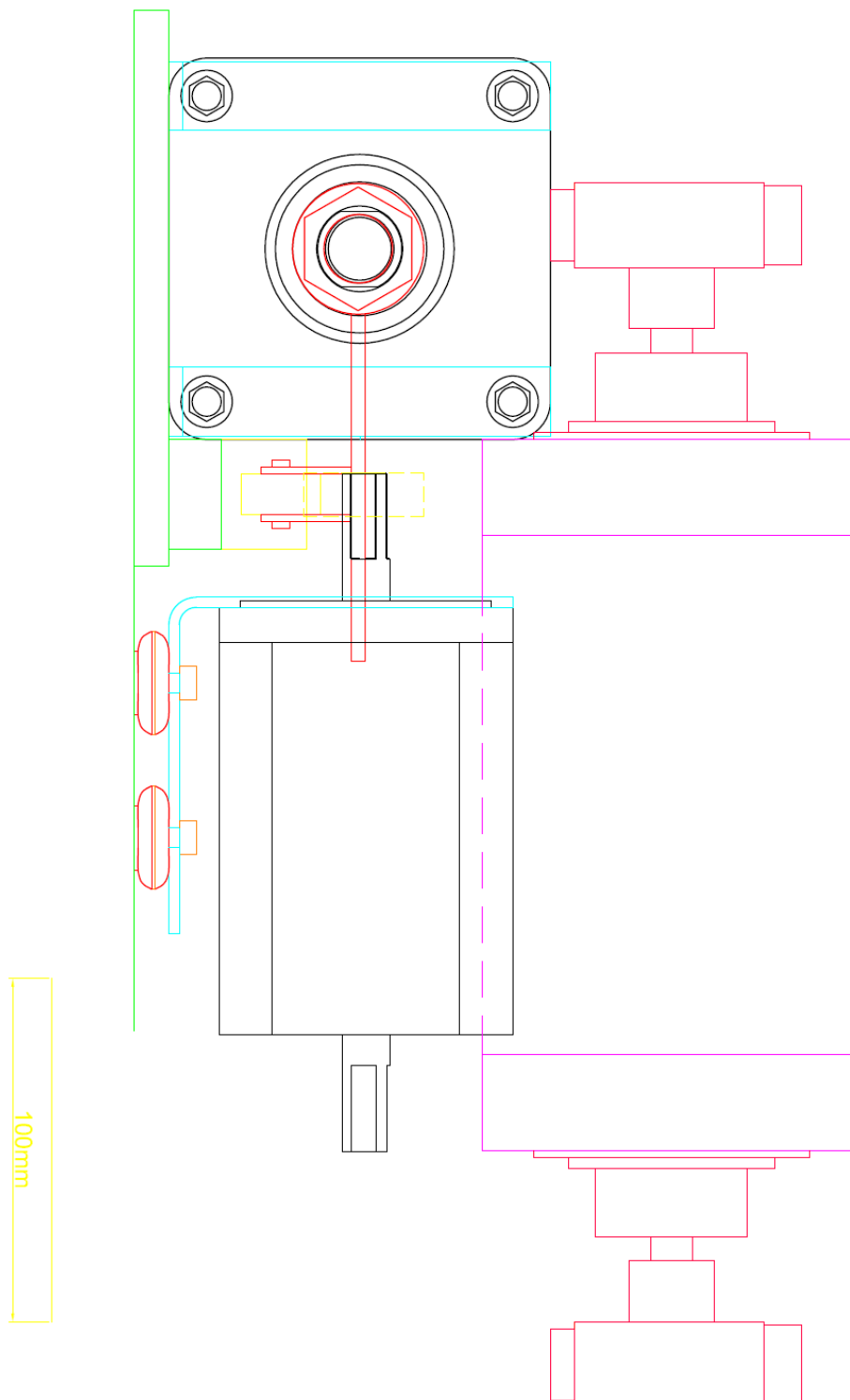


Figura 3.24. SIMVENT, parte mecánica vista frontal - fuente SIMVENT

En la figura 3.25 se muestra la conexión pistón + cremallera + motor desde una vista posterior.

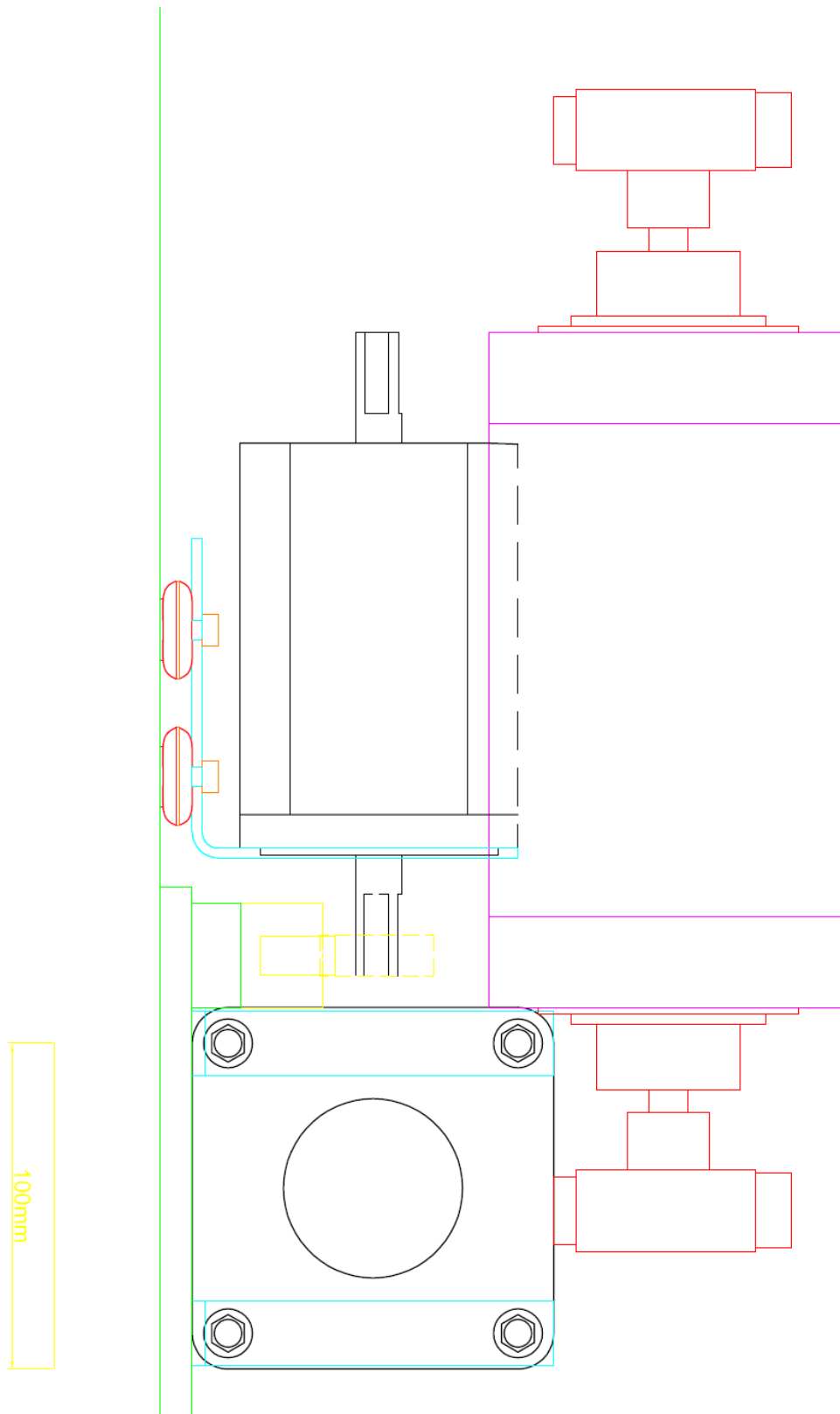


Figura 3.25. SIMVENT, parte mecánica vista posterior - fuente SIMVENT

En la figura 3.26 se muestra un último corte (vista superior) de la conexión pistón + cremallera + motor.

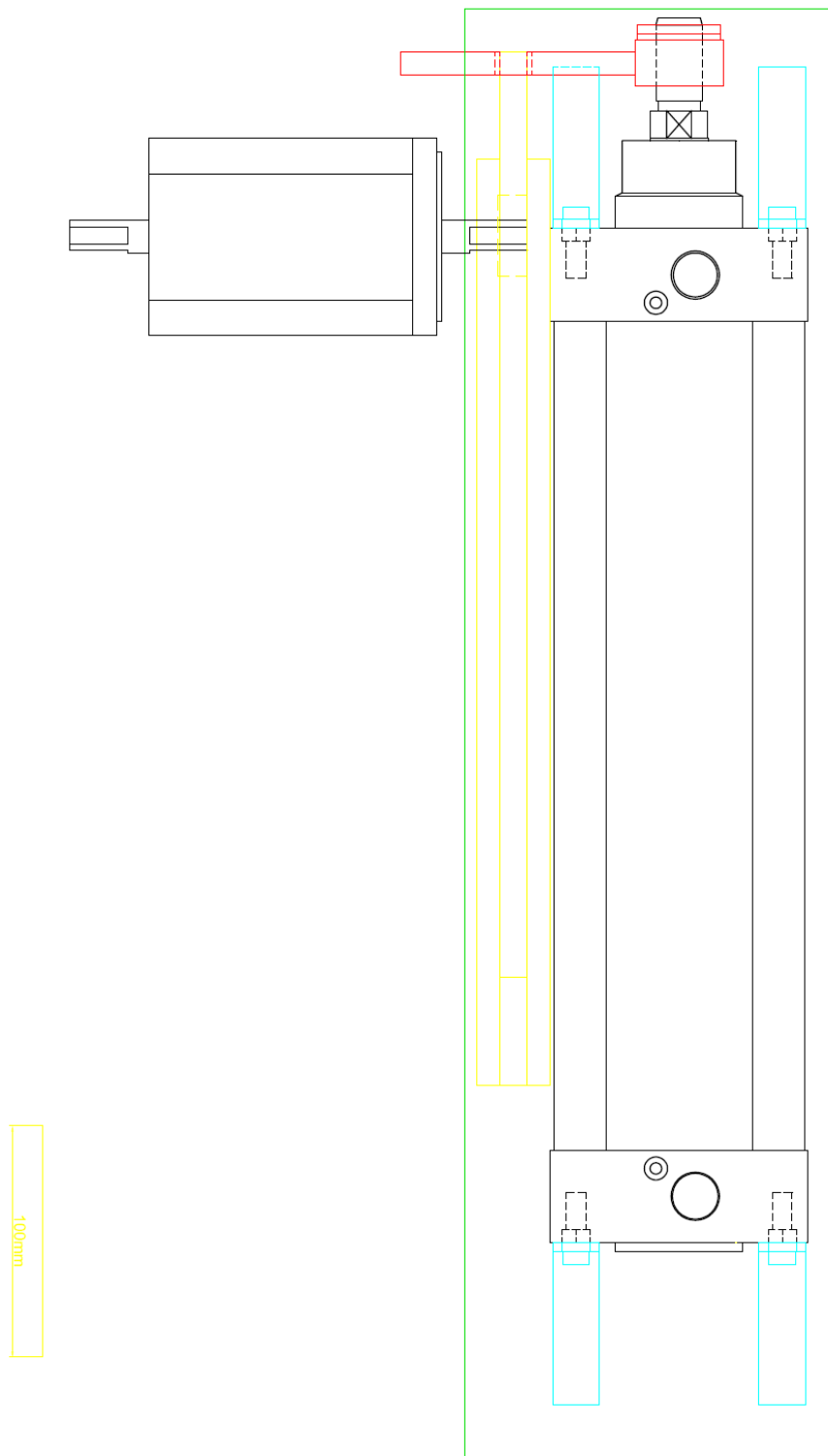


Figura 3.26. SIMVENT, parte mecánica vista superior - fuente SIMVENT

Por otra parte en la figura 3.27 se muestra el sistema de amortiguación del motor PaP que se tuvo que implementar para solucionar los problemas de vibración y resonancia explicados en la sección 3.7

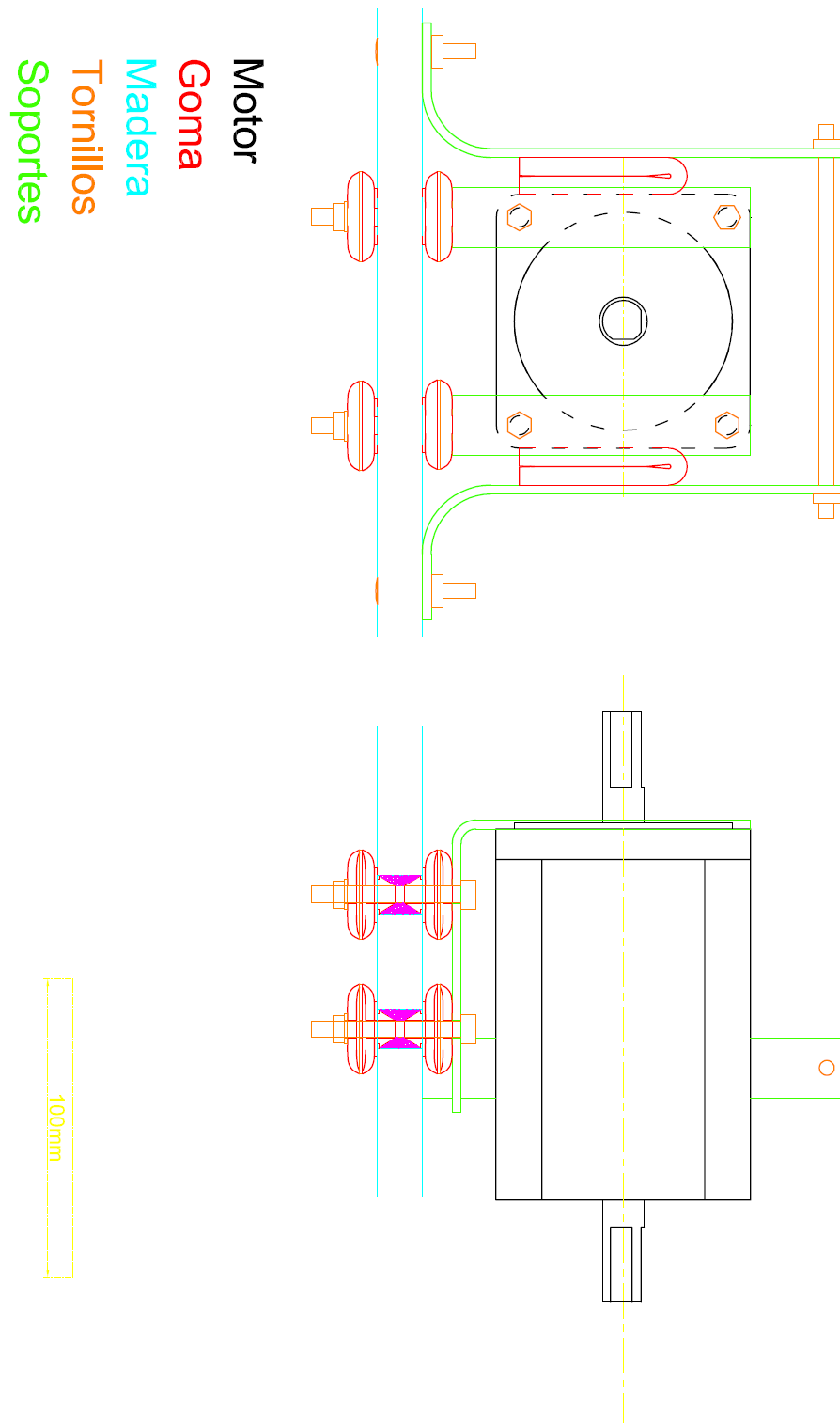


Figura 3.27. SIMVENT, parte mecánica. Implementación de amortiguación - fuente SIMVENT

Capítulo 4.

Firmware.

En este capítulo se explicarán y fundamentarán las tareas realizadas en el PIC18F2553. Además se detallarán las interacciones entre las distintas rutinas que componen la rutina de control general de **SIMVENT**.

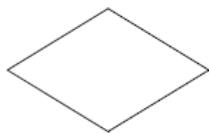
Para un mayor entendimiento de los diagramas de flujo se explicarán la simbología y significado de cada componente.



Indica operaciones de entrada y salida de datos.



Indica inicio y término (Abre y/o cierra el diagrama).



Indica decisión (Formula pregunta o cuestión).



Indica actividad, representa una ejecución de una o más actividades o procedimientos.

4.1 Diagrama general y extendido de flujo.

En la figura 4.1 se describe el comportamiento básico y los bloques generales que componen la rutina de control. Es un primer acercamiento a la lógica implementada. La figura 4.1 muestra el comportamiento lógico de la rutina, este procedimiento se realiza de manera periódica cada 10ms, mediante una interrupción realizada por un timer.

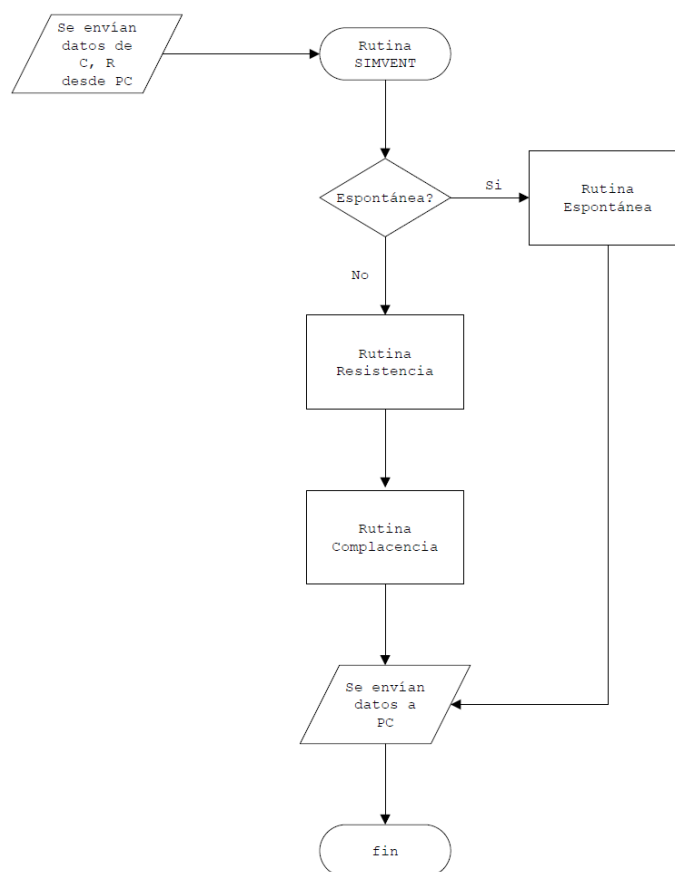


Figura 4.1 - Diagrama de Flujo General de SIMVENT - fuente SIMVENT.

Como se observa en la figura 4.1, la rutina se divide claramente en dos caminos dependiendo si existe un intento de respiración espontánea o no. Si se da la orden de que realice un intento de respiración espontánea, ésta se saltea toda la rutina de control compleja y realiza el bloque rutina espontánea. La respiración espontánea se puede configurar por presión o por flujo para un rango de valores que determinarán el período de los pasos que el motor dará mientras dure la misma. Más adelante en este capítulo se detallará de forma más profunda esta rutina. Si por el contrario no hay intento de respiración espontánea entonces se realiza la rutina de control sobre la complacencia y resistencia. Esta rutina es más compleja ya que a partir de los valores leídos de presión, volumen y flujo se realizan acciones para tratar de mantener la relación (determinada a priori) entre presión alveolar y volumen, complacencia, y entre la diferencia de presión, de las vías y el pulmón, y el flujo, resistencia.

En la figura 4.2 se muestra un diagrama de flujo extendido. Con este se puede obtener una idea más clara de la rutina de control. Al igual que la figura 4.1 muestra la lógica de la rutina en una interrupción.

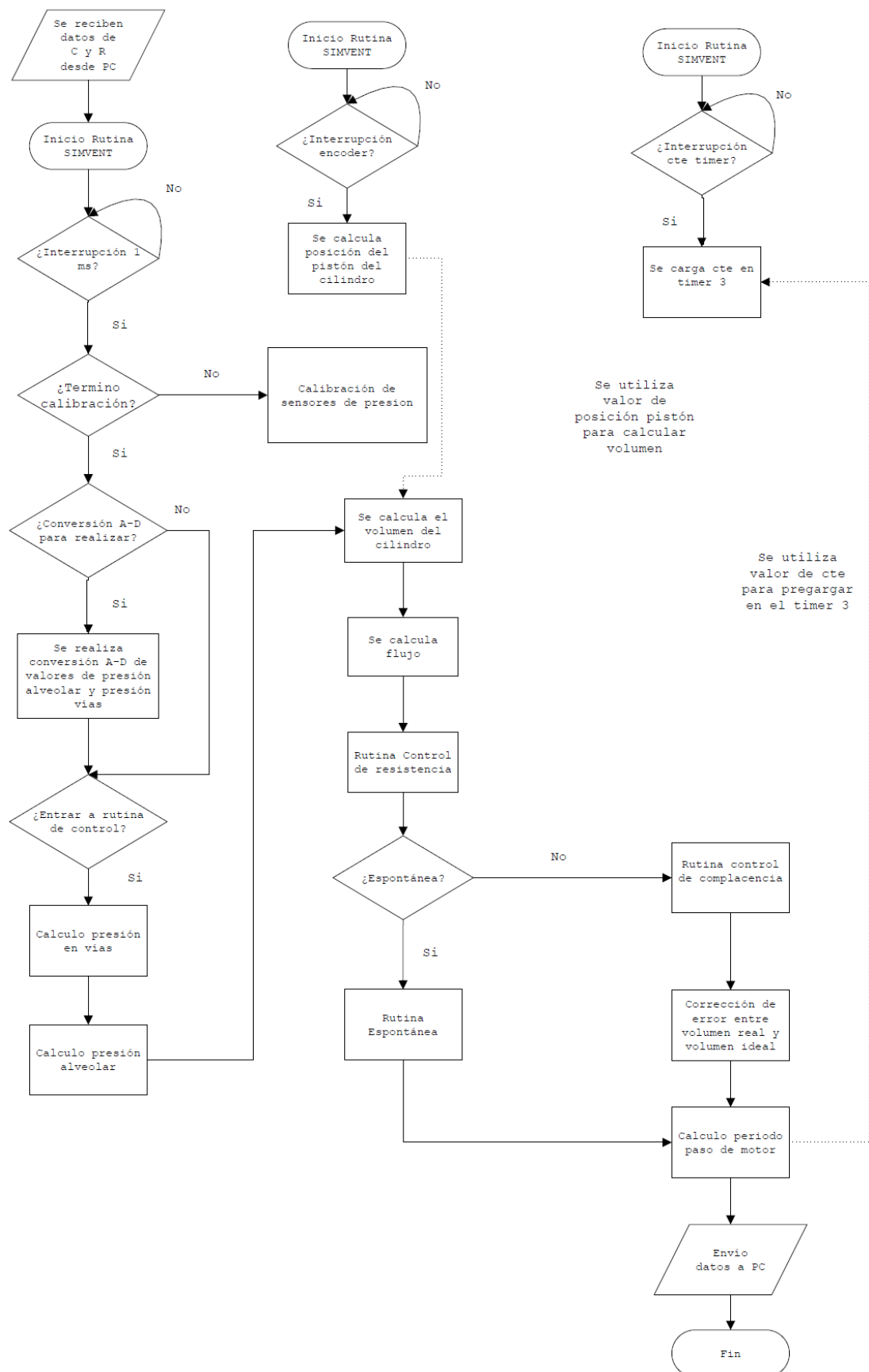


Figura 4.2 - Diagrama de Flujo Extendido de SIMVENT - fuente SIMVENT.

4.2 Conversión analógica digital.

Como ya se ha mencionado en capítulos anteriores, las conversiones analógicas-digitales que se deben realizar son la de los valores de presión alveolar y presión en vías aéreas obtenidos en los sensores de presión.

Se decidió utilizar los pines de conversión A-D AN0 y AN1 para realizar estas conversiones.

El módulo A-D del PIC18F2553 convierte una señal de entrada analógica en una señal digital de 12 bits.

Por otra parte este módulo posee cinco registros.

- Registro del byte alto del resultado de la conversión A/D. (ADRESH)
- Registro del byte bajo del resultado de la conversión A/D. (ADRESL)
- Registro de control A/D 0. (ADCON0)
- Registro de control A/D 1. (ADCON1)
- Registro de control A/D 2. (ADCON2)

Mediante el registro ADCON0 se controla la operación del módulo A/D. El registro ADCON1 configura los pines del puerto, pudiendo elegir la cantidad de entradas analógicas que se desea tener, en el caso de **SIMVENT** se configuraron dos puertos analógicos AN0 y AN1. Mientras que ADCON2 configura el reloj de conversión A/D, programa la frecuencia de muestreo.

En el caso de la rutina de inicialización de **SIMVENT** se realizó las siguientes inicializaciones en los registros:

ADCON0=3, se empieza seleccionando el canal analógico 0.

ADCON1=15-2, se habilitan 2 canales analógicos.

ADCON2 = 0b10111110, se configura el reloj de conversión en $20 \cdot F_{osc} / 64$. En el caso de este registro este dato no se modificó con respecto al valor que venía precargado en el firmware.

ADCON0bits.ADON=1, se prende el módulo de conversión A/D.

AnalogEnable=2, se especifica cuantos canales analógicos hay.

Respecto a la rutina de conversión A/D se utilizó la rutina que venía precargada en el firmware descargado.

En relación a la conversión analógica digital de las medidas de presión, ya fue explicado en el capítulo 3 la relación entre la presión medida y el voltaje de salida del sensor. Queda por explicar la relación entre el voltaje de entrada al PIC y la conversión digital que se realiza en el mismo.

De la función de transferencia del sensor de presión se tiene que:

$$+5\text{psi} \text{ ---->} 0.90 \cdot 5\text{V} = 4.5\text{V} \quad (1)$$

$$-5\text{psi} \text{ ---->} 0.10 \cdot 5\text{V} = 0.5\text{V} \quad (2)$$

$$0\text{psi} \text{ ---->} 0.50 \cdot 5\text{V} = 2.5\text{V} \quad (3)$$

Dado que el módulo de A/D del PIC convierte la señal analógica en una señal digital de 12 bits, se tiene el valor máximo de la señal digital es $2^{12}-1$ o sea 4095. Esto implica que 2.5V corresponde a una señal digital de valor 2048, ya que 2.5V es la mitad del rango de medida. Mientras que 5V corresponde a una señal digital de 4095, de esto se desprende que 4.5V corresponde a 3686.4.

4.3 Calibración de sensores y filtros.

Para medir la presión en el pulmón y las vías se utilizaron 2 sensores de presión diferencial ASDXRRX005PDAA5 Honeywell que tienen un rango de $\pm 5\text{PSI}$ y salida analógica 0V-5V.

La señal del sensor se adquiere directamente con el PIC y todo el procesamiento se hace de manera digital. El filtrado de la señal es muy importante ya que el ruido electromagnético puede afectar la señal de manera significativa.

Un filtro analógico no es de mucha utilidad ya que el ruido aparece en todos los cables, antes y después del filtro.

Las señales de presión se adquieren a una frecuencia de 500Hz, que es la máxima que permite el PIC, y se filtran utilizando un butterworth pasa bajos de segundo orden con frecuencia de corte 40Hz. De esta manera se logra eliminar la mayor parte del ruido ya que el mismo está en alta frecuencia. Como contrapartida de utilizar este filtro se tiene un retardo en la señal de aproximadamente 10ms.

Al iniciar el PIC, antes de comenzar a funcionar la rutina de control del **SIMVENT** se realiza la calibración de los sensores de presión. Esto es muy importante ya que el cero del mismo no es siempre igual.

Para calibrarlos se adquieren 500 valores consecutivos (en total 1 segundo), previamente filtrados, y se promedian. Este proceso se repite tantas veces sea necesario hasta que 2 promedios consecutivos sean iguales (valores enteros). De esta manera se evita calibrar mal en caso de que justo hubiese una presión momentánea distinta de 0.

Los filtros y la calibración se realizan directamente sobre los valores de la salida del conversor A/D (0-4095) y luego en la rutina de control se los hace corresponder con su valor de presión correspondiente.

Por otra parte para corresponder el valor digital de presión obtenido de la conversión A/D a un valor de presión en unidades de mmH2O se realiza la siguiente conversión:

$$Presion = (cteCalibracion - valorDigital) * 2.14539 \quad (ec.4.1)$$

De la ecuación 4.1 se obtiene de lo siguiente:

Presión (psi)	Presión (mmH2O)	Voltaje (V)	Valor Digital
5	3515	4.5	3686.4
-5	-3515	0.5	409.6

Tabla 4.1

Por lo que se tiene 7030mmH2O equivale a un valor digital de 3276.8. Por lo que la función que vincula el valor de presión en mmH2O con el valor de digital leído es una recta de pendiente 2.14539.

4.4 Cálculo del volumen.

El cálculo del volumen del cilindro se realiza a partir de la posición del pistón leída a través del encoder lineal. La posición del encoder se obtiene a través del PIC mediante interrupciones de alta prioridad.

Como el área transversal del cilindro neumático es conocida a priori, simplemente se calcula el volumen como una multiplicación entre el área y la posición del pistón.

$$volumen = posEncoder * 0.33147 \quad (ec.4.2)$$

La constante 0.33147 sale de multiplicar el área del pistón por la longitud de un paso del encoder en cm. El encoder tiene 8520 pasos en 36cm, por lo que cada paso equivale a 0.0042255cm. El

área del pistón es $\pi \cdot (5\text{cm})^2 = 78.5\text{cm}^2$, entonces se llega a la constante $78.5 \cdot 0.0042255 = 0.33147$

Para llevar la cuenta de la posición del encoder se conectan las 2 salidas del mismo al PIC y se utilizan para interrumpir por flanco. Según cuál de los 2 canales interrumpe se sabe si la posición aumenta o disminuye en 1, según la secuencia que se explicó previamente en el funcionamiento del encoder.

Además se cuenta con un switch en el comienzo de la carrera del pistón para calibrar la posición 0 del mismo, esto es importante ya que el encoder mide en cuanto cambió la posición.

4.5 Cálculo de flujo.

El flujo se obtiene indirectamente del volumen, dado que éste es la derivada.

Para obtener una primera aproximación al valor de flujo deseado se calcula el mismo como la derivada discreta de primer orden del volumen. El volumen que se utiliza para el cálculo es el volumen normalizado a presión constante (en este caso presión atmosférica). Se utiliza para compensar la compresión del aire y evitar el error que esto introduce, especialmente cuando el volumen se aparta significativamente del que debería estar.

El volumen en todo el sistema es igual al volumen residual más el volumen corriente. La ecuación 4.3 muestra la relación entre el volumen real y el normalizado a presión atmosférica.

$$(P_{\text{alveolar}} + P_{\text{atm}}) \cdot (V_{\text{residual}} + V_{\text{corriente}}) = P_{\text{atm}} \cdot (V_{\text{normalizado}} + V_{\text{residual}}) \quad (\text{ec 4.3})$$

De la ecuación 4.3 se desprende que el nuevo volumen sobre el cual se calcula el flujo es:

$$V_{\text{normalizado}} = \frac{(V_{\text{corriente}} + V_{\text{residual}})}{P_{\text{atm}}} - V_{\text{residual}} \quad (\text{ec. 4.4})$$

Luego de obtener el valor de flujo a partir de la derivada del volumen se procede a filtrarlo. Dado que el flujo se calcula cada 10ms (100Hz) se filtra utilizando un filtro butterworth pasa bajos de orden 2 con frecuencia de corte 8Hz. Este filtrado es necesario ya que la señal de flujo tiene mucho ruido debido a que se deriva del volumen, y este tipo de operación amplifica el ruido. La frecuencia de corte se eligió realizando pruebas con distintos filtros y buscando el que mantenía un mejor compromiso

entre la relación señal a ruido y el retardo. De esta manera se logra eliminar la mayor parte del ruido ya que el mismo está en alta frecuencia. Como contrapartida de utilizar este filtro se tiene un retardo en la señal de aproximadamente 50ms. Además a éste retardo propio del filtro se debe sumar el retardo debido al cálculo del flujo a partir del volumen que es aproximadamente de 15ms.

4.6 Control de resistencia.

La idea básica que hay detrás de ésta rutina es tratar de mantener constante el valor de resistencia de vías aéreas. El valor de esa constante (resistencia deseada), es fijado por el operador de **SIMVENT** y se define para el momento de inspiración. Esta decisión se debe a que en los modelos de pulmón la resistencia de inspiración es la que se suele definir, la de espiración suele ser menor. En nuestro prototipo la resistencia de espiración no se controla y es levemente menor en su valor a la resistencia de inspiración. La lógica implementada en esta rutina se basó en mantener el valor de la resistencia real entorno al 95%-105% del valor de resistencia deseada. Para lograr esto se mide los valores de presión y flujo para luego tomar acciones sobre la válvula que simula la resistencia de vías aéreas. Estas acciones se realizan una vez por cada ciclo ventilatorio. Esta decisión de control se tomó en función de la precisión que se tiene para calcular la resistencia, donde los parámetros utilizados tienen una alta incertidumbre, el flujo por ser una magnitud derivada y la presión por ser una diferencia pequeña. Dadas estas condiciones y teniendo en cuenta que durante la inspiración estos parámetros son más estables, la resistencia se calcula como un promedio en esta etapa y luego se ajusta. Cuando se detecta que se encuentra en la etapa de inspiración del ciclo ventilatorio se calcula el valor de resistencia real. Se calculan seis valores de resistencias consecutivos, para luego promediarlos. De esta manera se obtiene un valor más real de la medida, quitando fluctuaciones debido al ruido. Si el valor de resistencia real calculado se encuentra un 5% por debajo del valor de la resistencia deseada, se cierra un paso (3.6 grados) la apertura de la válvula que simula la resistencia de las vías aéreas. Mientras que si el valor de la resistencia real se encuentra un 5% por encima del valor deseado de resistencia se abre un paso la apertura de dicha válvula. En cualquier otro caso no se toman acciones sobre la válvula que simula la resistencia de las vías, de esta forma se logra tener un sistema controlado pero sin acciones continuas sobre la válvula.

4.7 Control de complacencia.

La parte principal del firmware es la rutina que se encarga de calcular el volumen que debe tener el pistón para lograr que la relación entre presión y volumen sea la requerida.

En cada período de control, cada 10ms, se calcula cual debería ser el volumen en el siguiente período para llevarlo hasta esa posición en el intervalo y volver a recalcular.

La estimación de volumen se basa en las suposiciones de que el aire dentro del pistón se comporta como un gas ideal ($PV = nRT$) y de que la temperatura es constante. De estas suposiciones se tiene que nRT es proporcional a n .

Lo primero que se hace es calcular la cantidad de aire que hay dentro del pistón en el instante actual, utilizando los valores de presión y volumen, y por otro lado con el valor del flujo se estima la cantidad de aire que ingresará o saldrá en los siguientes 10ms. De esta manera se tiene una buena estimación de la cantidad de aire que habrá en el pulmón en el siguiente periodo de control.

Luego sabiendo la cantidad de aire, y por lo tanto el valor de PV , y la relación a la que se desea llegar, $\frac{P}{V} = C$, se resuelve un sistema de 2 ecuaciones con 2 incógnitas que nos da el valor de volumen al que se quiere llegar.

Con la diferencia de volumen entre el actual y el estimado dentro de 10ms, se calcula la cantidad de pasos que debe dar el motor para llegar a esta posición, o lo que es lo mismo el período entre pasos.

Esta relación se modificó de manera apreciable disminuyendo la cantidad de pasos que se deberían dar entre 2 instantes de control con el fin de amortiguar al sistema. La relación de amortiguación no es lineal, en promedio se dan 1/3 de los pasos que calcula la rutina. Esto hace que la respuesta esté un poco retardada pero sea más estable.

En algunas circunstancias el cálculo de la cantidad de pasos se realiza de manera distinta. Estos momentos son al comienzo de una inspiración, al final de la inspiración y comienzo de la espiración, y cuando se desea realizar una respiración espontanea.

Al comienzo de una inspiración o espiración el motor se retarda en el arranque, demora unos 40ms en dar el primer paso partiendo del reposo. Para compensar este retardo, que se detecta mediante un pico de presión, positivo en inspiración y negativo en

expiración, se implementó otra rutina paralela a la de control por complacencia que actúa solo cuando se detectan errores grandes, compensando el retardo con más pasos.

Al final de la inspiración, la cual se estima utilizando los valores de volumen máximo de los ciclos anteriores, se frena el motor, disminuyendo la cantidad de pasos. Esto también se realiza para compensar el retardo y la inercia del motor ya que de lo contrario seguiría aumentando el volumen más allá del requerido.

Cuando se manda la instrucción de que se realice un intento de respiración espontánea, se desactiva momentáneamente el control para que se realice una secuencia pre configurada (se detalla en la sección "Espontánea"), retornando luego al modo de control por complacencia.

4.8 Espontánea.

SIMVENT incorpora la posibilidad de realizar intentos de respiración espontánea. Este modo permite probar la respuesta de los ventiladores a intentos de respiración de pacientes que previamente no se encontraban respirando.

Este modo se puede configurar por flujo o por presión, siendo su funcionamiento el mismo en ambos casos pero se cambian algunos parámetros. Cuando se da el comando al PIC de que realice un intento de respiración se sale del modo de control por complacencia por un tiempo predeterminado (en esta versión 400ms, se deja la posibilidad de que sea programable en futuros prototipos) y se mueve según los parámetros que se enviaron. Durante este tiempo el volumen aumenta a velocidad constante, ésta velocidad va a depender del valor de presión o flujo que se le programe. Cuando termina este tiempo se vuelve al modo de control por complacencia independientemente de si el ventilador responde o no al estímulo.

En la programación por flujo se puede configurar desde 1 l/m a 10 l/m y en el modo presión desde -1 cmH₂O a -10 cmH₂O. Estos valores se eligieron basándose en la sensibilidad de los ventiladores que se encuentran en el mercado.

La calibración de estos parámetros se realizó en 2 etapas. La primera fue teórica en la que se estimó la velocidad que se debería mover el pistón, variar el volumen, para realizar el estímulo de la intensidad deseada. Luego estos parámetros se ajustaron sometidos a prueba en varios ventiladores que se sabían calibrados.

4.9 Recepción de datos desde el PIC.

El firmware tiene implementado un bloque de comunicación con la PC vía USB. Se aprovechó este bloque para enviar los datos desde y hacia la PC. Se modificó de manera de agregar comandos nuevos específicos de **SIMVENT**.

Para la recepción de datos se utiliza el protocolo de envío de datos definido en UBW (USB Bit Whacker), "Letras,N°1,N°2,...,N°X".

Comando W.

Para utilizar esta subrutina se envía al PIC el comando W. Este comando sirve para comenzar o detener el envío de datos de presión alveolar, volumen y presión vías desde el PIC a la PC. Estos datos se envían cada 50 ms. Cuando se inicializa **SIMVENT** se configura por defecto que no se envíen datos a PC.

El dato de presión alveolar que se envía es una presión a la que se le aplicó un filtro para eliminar los picos de presión de comienzo y fin de ciclo.

Comando X.

Al igual que el comando W, el comando X configura el comienzo o fin de envío de datos a la PC. La diferencia entre este comando y el anterior es que envía datos de presión alveolar, volumen y presión cada 10ms. Además envía el dato de presión alveolar leído, sin el tratamiento de filtro de recorte de picos de inicio y fin de ciclo. Al igual que el comando anterior se configura por defecto que no se envíen datos a PC.

Comando CO.

Con este paquete se configura a través de la PC el valor de complacencia que se desea utilizar. Para configurar el valor se debe enviar al PIC "CO, [Complacencia1], [Complacencia2], [Complacencia3], [VolumenComplacencia1], [VolumenComplacencia2]". Como se puede observar en este comando se pueden configurar hasta tres valores diferentes de complacencia, con esto se logra una complacencia variable a tramos. Si simplemente se desea configurar un valor de complacencia se ponen los otros dos valores en cero. El valor VolumenComplacenciaX indica hasta que volumen corriente se mantiene el valor de complacencia X.

Comando RE.

Mediante el comando "RE, [ValorResistencia]" se configura el valor de resistencia en vías aéreas que se desea.

Comando EF.

A través de este comando se configura la inspiración espontánea por flujo. Con el envío del comando "EF, [ValorFlujo]" se configura el flujo que habrá cuando exista una respiración espontánea. Con ese valor de flujo se configura una cantidad de pasos determinada que debe dar el motor.

Comando EP.

Este comando es análogo al comando EF. La diferencia radica en que se configura una respiración espontánea por una diferencia de presión. Para utilizar este comando se debe enviar al PIC "EP, [ValorPresion]"

4.10 Recepción de datos desde PC.

La forma de envío de datos hacia la PC venía implementada en el firmware que se utilizó como base del firmware de **SIMVENT**. La función printf de C fue modificada para escribir en el puerto USB manteniendo el formato de la función.

Se envían datos hacia la PC en dos formatos distintos según se reciba el comando W o X en el PIC.

Con el comando W se envían cada 50 ms los datos a la PC con el siguiente formato: "I, [presión alveolar recortada], [volumen], [presión vías]".

Con el comando X se envían cada 10 ms los datos a la PC con el siguiente formato: "X, [presión alveolar], [volumen], [presión vías]".

Capítulo 5.

Interfaz de usuario.

Uno de los objetivos de la realización de **SIMVENT** es lograr configurar todos los parámetros del dispositivo mediante software. Para ello se creó una interfaz de usuario amigable con el fin de poder configurar los parámetros de **SIMVENT**, además poder visualizar en tiempo real las curvas de interés y realizar adecuadamente ensayos sobre el VM, creando a su vez informes sobre estos de forma automática.

5.1 Lenguaje de desarrollo.

El lenguaje de desarrollo que se decidió utilizar para crear la interfaz de usuario fue Visual Basic. Se decidió por este ya que se encuentra dirigido por eventos y cuenta con un entorno de desarrollo gráfico que lo hace sencillo para crear una interfaz amigable.

Visual Basic además de integrar el diseño e implementación de formularios de Windows, es uno de los lenguajes de uso más extendido, por lo cual resulta fácil encontrar información, documentación y experiencias de otros programadores. Finalmente permite la generación del programa en código ejecutable permitiéndose ser ejecutado en modo "stand alone".

5.2 Funcionalidades.

El software desarrollado cuenta con las siguientes funcionalidades:

- Despliegue gráfico de datos en tiempo real. Posibilidad de Visualización de Curvas Ventilatorias, donde se encuentran la Presión en Vías Aéreas (PVías), el Volumen Corriente (VC) y Flujo, o Visualización de Curvas Pulmonares, donde se encuentran la Presión Alveolar (PA), el VC, y la Curva PA en función de VC.
- Adquisición de los datos recibidos desde el PIC. Exportándolos opcionalmente en un archivo de texto.

- Configuración de las características del pulmón simulado. Ajustando complacencia y resistencia de las vías aéreas.
- Manejo y configuración del intento de inspiración espontánea.
- Modo Ensayo del VM. Se contrastan los valores de VC Máximo, PVías Máxima, PVías Media por Ciclo, PEEP, frecuencia ventilatoria y relación I:E medido por el ventilador con los de **SIMVENT**.
- Informe final de la sesión de uso de **SIMVENT**.

5.3 Aspecto generales.

El programa es una Interfaz de Usuario, dirigida por eventos generados por el PIC, por el Usuario y por algoritmos corriendo en hilos. Los grandes módulos conceptuales del software se observan en la Figura 5.1.

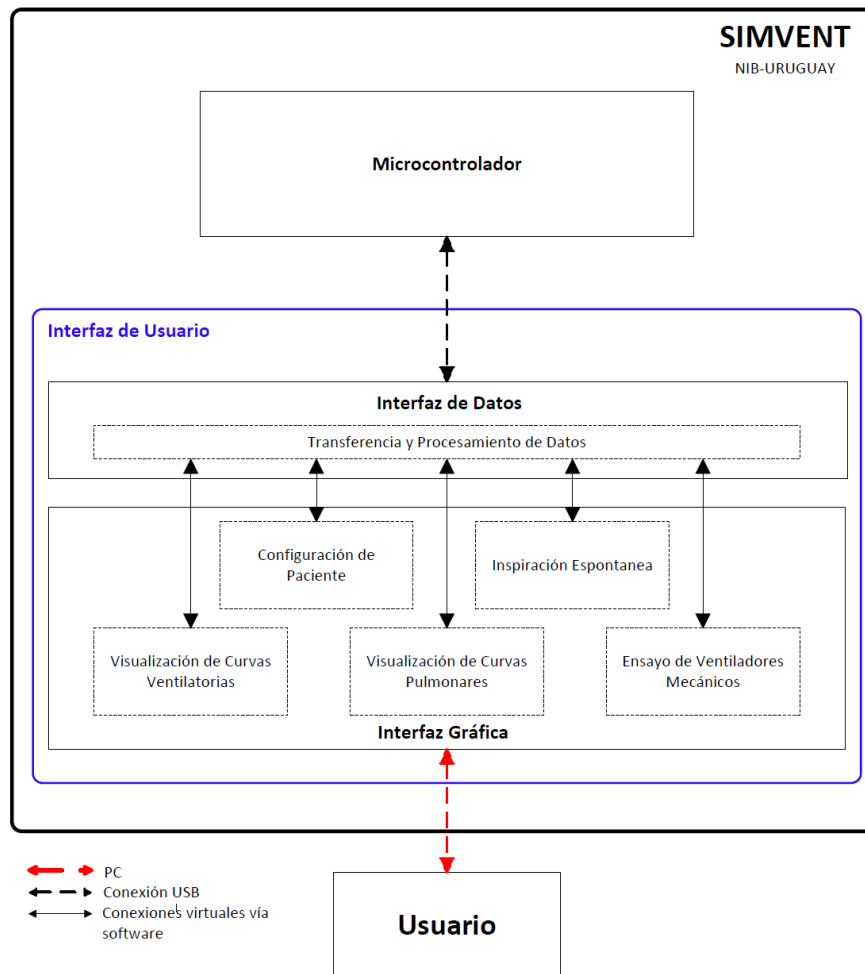


Figura 5.1 - Diagrama conceptual de bloques.

La interfaz de Datos es la encargada de recibir, enviar y acondicionar los datos según el protocolo de comunicación entre el PIC y el programa (ver 4.10).

El PIC envía datos de forma periódica con una frecuencia de 20Hz o 100Hz dependiendo del modo de operación, como se verá en la sección 5.4. Cada recepción de datos es tomada como un evento, que ejecuta el algoritmo de procesamiento de los datos.

Según el protocolo de comunicación el PIC envía datos en un string de la forma: "Letras, Presión Alveolar, Volumen, Presión Vías" (ver sección 4.9). Mediante este bloque se separan los datos en tres números enteros. Luego se calcula flujo a partir del volumen corriente y la presión alveolar. Calculado el flujo los datos quedan listos para ser guardados en un buffer para su despliegue gráfico y en memoria para exportarlos.

Por otro lado en la interfaz grafica se tiene diferentes módulos de visualización, dependiendo del tipo de información que se desee intercambiar con el equipo (ver Figura 5.1).

5.4 Modo de operación.

El programa tiene dos modos (ver Figura 5.2) de operación:

- Modo Visualización de datos
- Modo Ensayo del VM

Según los requerimientos propios de cada Modo, varía el funcionamiento de las interfaces y define un flujo de trabajo.

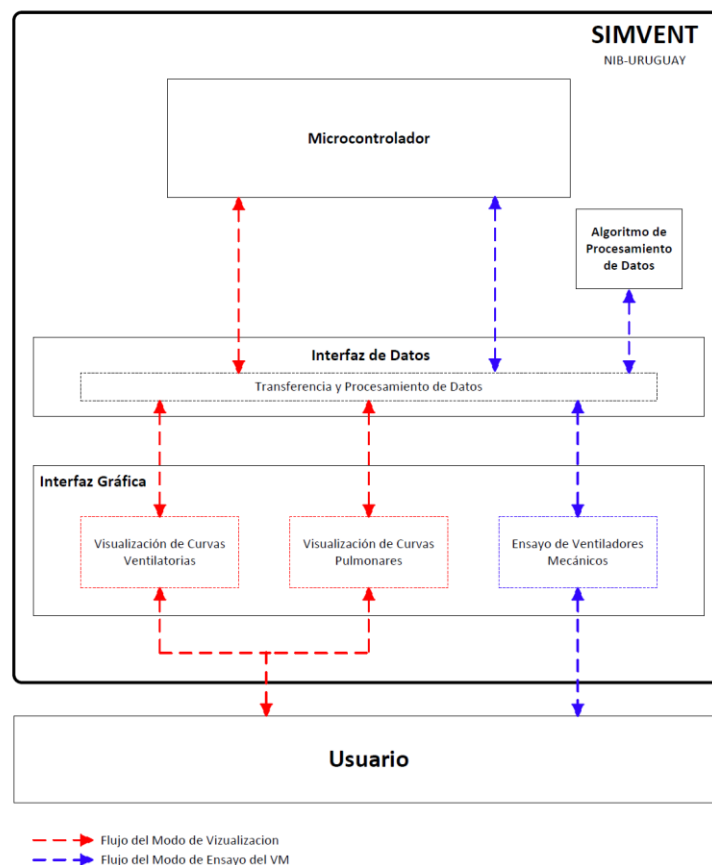


Figura 5.2 - Diagrama de Modos de Operación.

5.4.1 Modo visualización de datos

El objetivo de este modo es el de mostrar en tiempo real curvas que describan la ventilación mecánica y comportamiento del dispositivo.

Los módulos de la interfaz grafica que operan en este modo son el de Visualización de Curvas Pulmonares y el de Visualización de Curvas Ventilatorias. El primero cuenta con PA, VC, y PA en función de VC, mientras que en el segundo se pueden observar PVias, VC y flujo, como se observa en la Figura 5.3.

Para lograr el objetivo era necesario generar sensación de tiempo real y de fluidez. La primera depende del retardo de la recepción hasta a la impresión en pantalla, mientras que la otra de la cadencia con la que se imprime en pantalla. El retardo impone un límite superior en la cadencia, para que no se acumulen los datos y la sensación de tiempo real no se vea afectada. Por otro lado la sensación de fluidez depende directamente de la cadencia por lo que el retardo debía ser minimizado. Se disminuyó aproximadamente hasta 40ms por lo que la cadencia se definió en 20Hz.

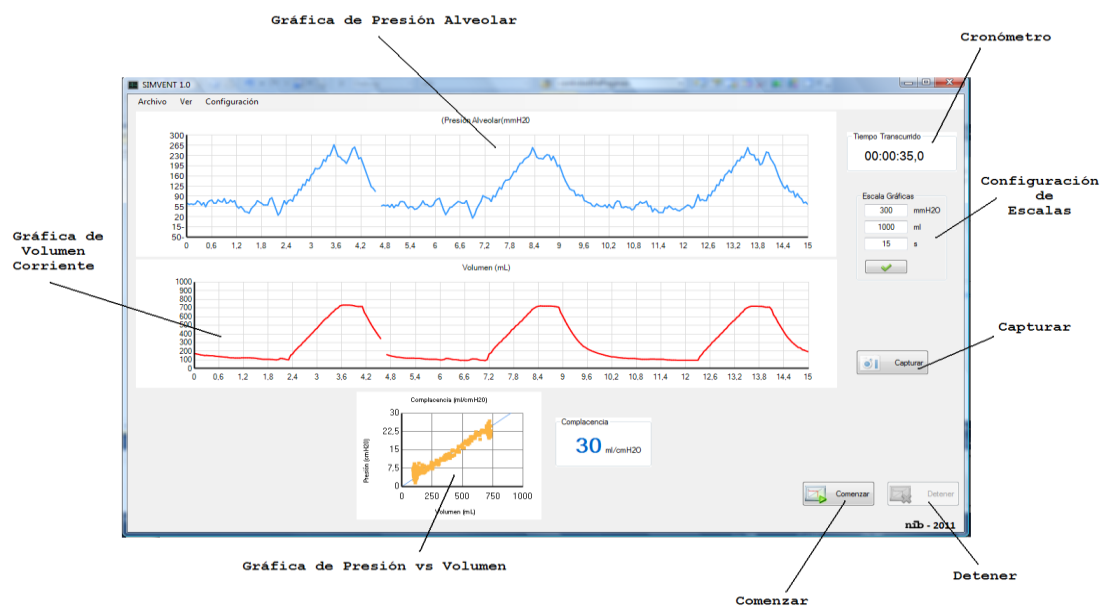
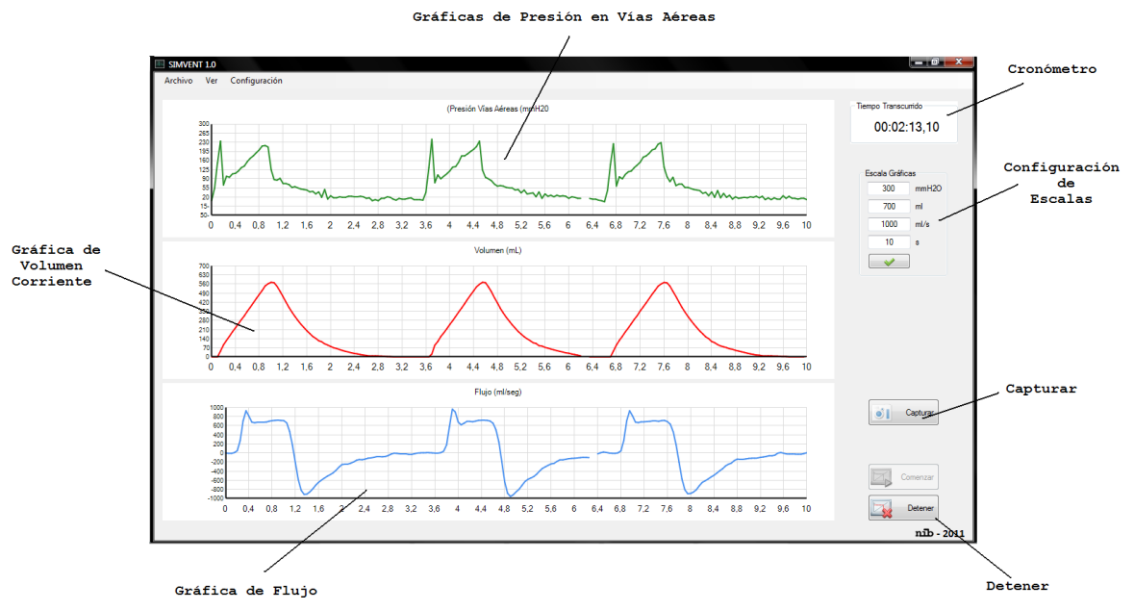


Figura 5.3 - Captura Pantalla de los módulos que operan en modo visualización - fuente SIMVENT.

5.4.2 Modo ensayo del VM.

El objetivo de este modo es el de adquirir datos que describen la ventilación mecánica del paciente simulado por el dispositivo y contrastarlo con los relevados por el VM.

Los datos que se adquieren son aquellos que tiene una relevancia importante para el operador de un VM, siendo: VC máximo, PVías máxima, PVías media, PEEP, frecuencia ventilatoria y relación I:E.

El ensayo consiste en comparar ciclo a ciclo los anteriores datos desplegados por el VM con los que se miden con **SIMVENT**.

Interfaz de Datos

En este modo la interfaz de datos se encarga de adquirir los datos de forma adecuada para entregarlos al módulo de procesamiento de datos. Luego de procesados son recibidos y desplegados en pantalla.

Los VMs actualizan y ponen en el display las medidas al finalizar cada ciclo. Además como no existe un protocolo estándar de exportación de datos por parte de los VM, se resolvió que el Usuario debe ingresar manualmente los datos de forma simple a través de la interfaz gráfica. Es necesario que cada dato ingresado esté asociado al ciclo correspondiente para su posterior procesamiento. Para esto se decidió que cada ensayo sea para una medida individual y el software avise mediante un pitido el instante en que se debe anotar la medida. EL pitido es accionado cuando la señal de flujo marca el final de la espiración. Para más información del uso de este modo ir al Manual de Usuario.

Por otro lado teniendo en cuenta el objetivo, se deben relevar las muestras desde el dispositivo de manera de tener la mayor cantidad información posible para lograr un buen procesamiento de estos. Para ello se reciben los datos desde el PIC con la máxima frecuencia, de 100 Hz.

Las muestras y los datos se exportan en archivos de texto para ser procesados por el modulo de procesamiento de datos. Por más detalles ver capítulo Procesamiento de datos.

Interfaz Gráfica

El módulo de Ensayo del VM es el único de interfaz gráfica que opera en este modo (ver Figura 5.2). En la Figura 5.4 se puede observar el aspecto visual.

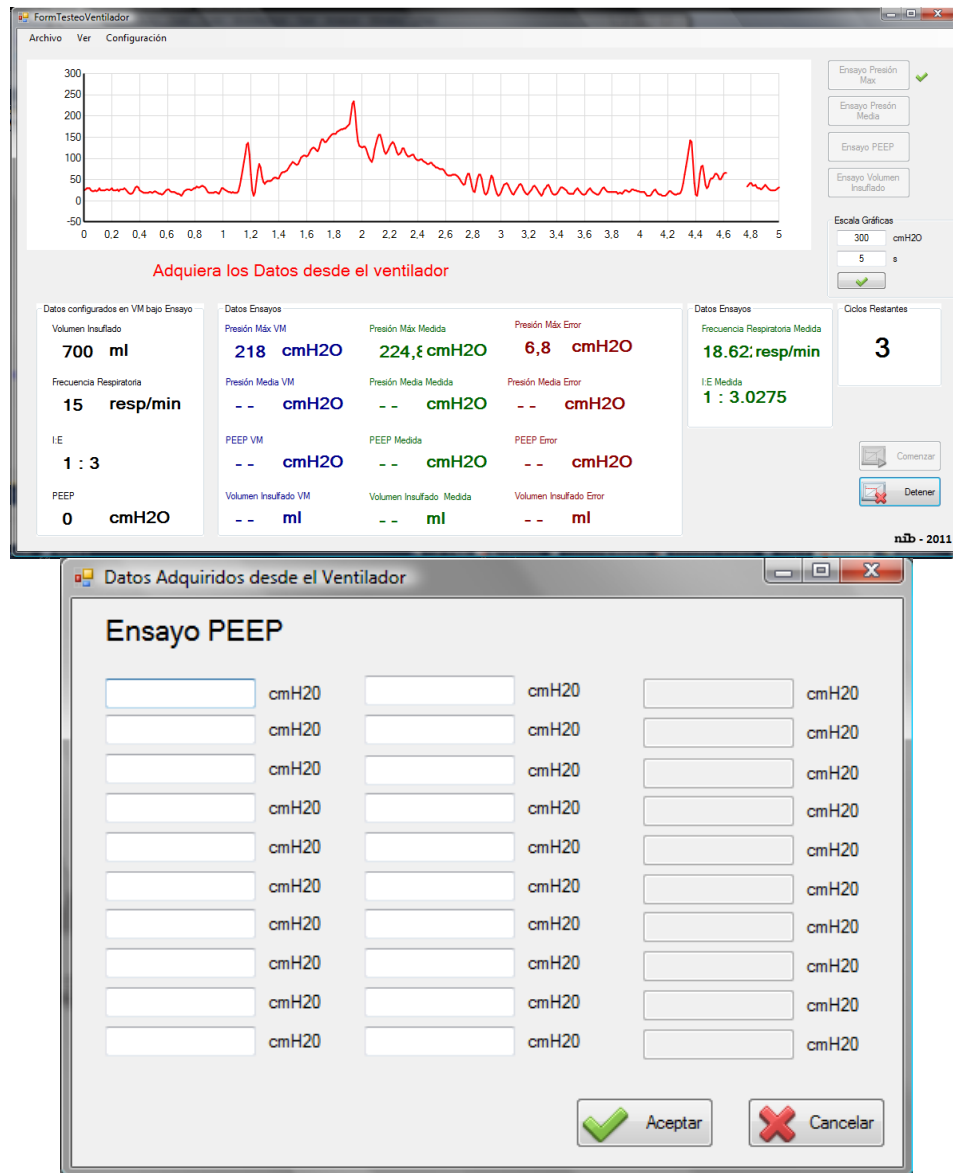


Figura 5.4 - Captura de pantalla del módulo que opera en modo ensayo - fuente SIMVENT.

El gráfico es un indicador de que el programa está corriendo correctamente y el dispositivo se comporta dentro de lo esperado, por esto no fue necesario que cumpliera con la sensación de fluidez. Además cuenta con indicadores de modo de operación del VM y de resultados de ensayos realizados.

5.5 Configuración de características del pulmón simulado.

Uno de los objetivos del proyecto es que se pueda configurar mediante software los parámetros de **SIMVENT**. Para ello se intento generar una interfaz gráfica de configuración sencilla y amigable (ver Figura 5.5).

El modelo que se utiliza de pulmón es el de una resistencia de las vías aéreas constante para todo flujo y una complacencia constante para todo VC o lineal a tramos, como ya se explicó en la sección 2.2.

Para la resistencia y la complacencia constate se envían los parámetros al PIC según el protocolo de comunicación con este (ver 4.9).

Si se desea configurar una complacencia lineal a tramos, se debe tener en cuenta que puede contar con hasta tres tramos. Y se deben ingresar las respectivas pendientes y los valores de VC en los que está pendiente cambia. Estos valores son enviados de acuerdo con el protocolo de comunicación con el PIC.

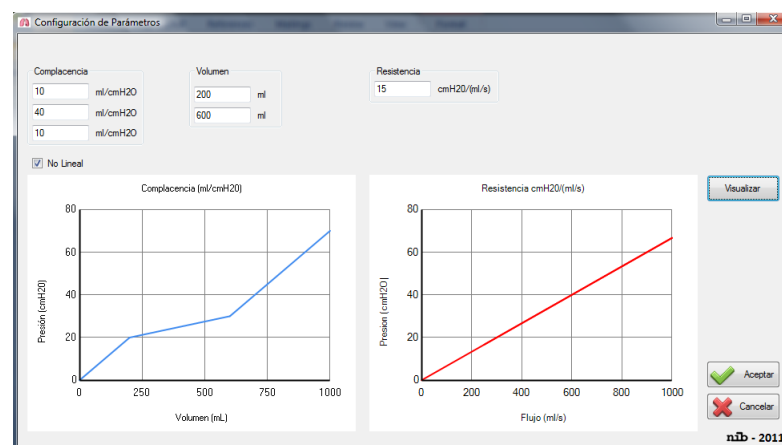


Figura 5.5 - Captura de pantalla de configuración de Paciente

5.6 Inspiración espontánea.

Este módulo tiene dos funciones muy específicas la de configurar los intentos de inspiración espontánea y manejarlos.

Para configurarlos se selecciona si se desea realizar el intento por presión o por flujo y la magnitud del intento.

Se sabe que **SIMVENT** al recibir una orden de intento de inspiración lo simulará inmediatamente. Para que el dispositivo no realice intentos en momentos no adecuados, mientras se está dando una inspiración o todavía no se haya expulsado la mayoría del aire, se realizó un algoritmo sencillo.

Las ordenes de intentos solamente se enviarán en el momento en que esté terminado un espiración, es decir cuando la mayor parte de aire haya sido expulsado. Para lograrlo se utiliza la señal de flujo, cuando es negativa y llega a un entorno de cero se habilita el envío de orden de intento hasta que comience un ciclo ventilatorio, generándose una ventana de acción. Esta orden se puede enviar directamente por el usuario o de forma aleatoria. Si el usuario envía la orden durante la ventana el dispositivo se accionará inmediatamente si no se accionará en cuanto se habilite esta. Si se selecciona de forma aleatoria un timer con intervalo de tiempo variable se activará enviando la orden, en caso expirar y encontrarse habilitada la ventana de acción se enviaría la orden de intento, en otro caso se repetirá en la siguiente ventana de acción.

5.7 Informe automático.

Existen dos tipos de informe, uno por cada modo.

En el Modo Visualización de datos se genera un informe .pdf con los siguientes datos:

- Fecha y hora de la prueba
- Marca y modelo del Ventilador Mecánico
- Resistencia y complacencia del paciente simulado por **SIMVENT**
- Capturas de las curvas generadas a través del software

El informe del Modo Ensayo del VM se genera en un .pdf con los siguientes datos:

- Usuario que realizó el Ensayo
- Lugar donde se realizó
- Fecha y hora de la prueba
- Marca, modelo y número de serie del Ventilador Mecánico
- Resistencia y complacencia del paciente simulado por **SIMVENT**
- Capturas de las curvas generadas a través del software
- Modo de ventilación y cantidad de ciclos analizados
- Tabla comparativa con media y desviación de Volumen Máximo, Presión en Vías Máxima, Presión en Vías Media, PEEP,

frecuencia respiratoria y relación I:E tanto para los valores dados por el ventilador como para los obtenidos por post procesamiento, así como la media y desviación de la resta de estos valores.

Se adjuntan los dos informes en el [anexo D](#).

Capítulo 6.

Procesamiento de Datos.

Uno de los objetivos principales de **SIMVENT** es el análisis de los ventiladores mecánicos. El software implementado tiene la funcionalidad de generar un informe sobre ensayos de VM. En este capítulo se detallan los algoritmos usados para el procesamiento de los datos en pos de juzgar los distintos ventiladores. También como se implementaron las pruebas del comportamiento de nuestro dispositivo para entender las limitantes y mejoras a futuro en una nueva versión de **SIMVENT**.

6.1 Análisis de ventiladores mecánicos.

Se procesan las muestras de Presión Alveolar, Presión en Vías y Volumen dados por **SIMVENT** y los datos del display del ventilador, recibidos a través de la interfaz de usuario. De las muestras se obtienen por ciclo ventilatorio, los valores de Volumen Máximo, Presión en Vías Máxima, Presión Media en Vías, PEEP, frecuencia ventilatoria y relación I:E.

Inicialmente se separan las muestras en ciclos ventilatorios. A partir del flujo se identifican el comienzo de la inspiración. El inicio de la insuflación genera un pico en el flujo, debido al repentino aumento de volumen. Encontrando estos a lo largo de las muestras se delimitan todos los inicios de ciclo.

Se prosigue con el cálculo de los valores antes mencionados.

Volumen Máximo: Es el punto máximo del volumen normalizado a presión atmosférica. Para normalizar se opera:

$$V_{PTN} = \frac{(V_C + V_{RES}) \cdot (P_{ALV} + PTN)}{PTN} - V_{RES} \quad (ec. 6.1)$$

Presión Máxima en Vías Respiratorias: Se obtiene el valor máximo del ciclo.

Presión Media: Valor de presión promedio en el ciclo.

PEEP: Se obtienen los índices de las muestras cercanas al final de ciclo en que el valor de flujo asociado se encuentra entorno al cero. De la observación de los histogramas de los valores de presión se decidió utilizar el promedio como estimador del valor de PEEP. Sin embargo para los casos donde la presión al final del ciclo no es estable por un intervalo considerable, simplemente se elige el punto de menor presión como estimador.

Frecuencia: Del cálculo de los ciclos se obtienen varios valores de frecuencia, a partir del número de muestras y el periodo de muestreo (10ms).

Relación I:E: Se inicia identificando los índices de la inspiración. Observando el flujo se calcula la cantidad de muestras que hay desde el inicio de la insuflación hasta la pausa inspiratoria en el volumen máximo inclusive y luego el tiempo. El resto del ciclo es expiración. Finalmente se calcula la relación tiempo de inspiración sobre tiempo de expiración.

Luego del análisis ciclo a ciclo de las muestras comienza el enfoque estadístico de los valores obtenidos. Por un lado se calcula la media y desviación estándar de los valores obtenidos a partir del post procesamiento, por otro a partir de los datos obtenidos del display del ventilador. Como índices comparativos también se obtienen la media y desviación de las diferencias entre los valores dados por el post procesamiento y el VM

Este análisis estadístico es devuelto a la interfaz de usuario para su devolución al usuario.

Análisis de comportamiento de SIMVENT

Se generaron distintos valores y gráficos que permitieron el análisis detallado del comportamiento y mejoras a futuro para nuevas versiones de **SIMVENT**. En lo que sigue se explicará cómo se hizo el procesamiento. Las conclusiones y análisis de los resultados se encuentran en el capítulo "Pruebas y resultados".

Error medio y desviación: Se calculó el error medio y desviación de la presión alveolar a lo largo de cada ensayo. Para esto se considero como curva ideal de presión, la de volumen dividida por la complacencia. Se restaron y obtuvo la media y desviación. También se generaron gráficos ciclo a ciclo con la presión alveolar, la presión ideal y el error.

Complacencia y Resistencia: Se calcularon ciclo a ciclo ambos valores. Para ambos casos se evitaron los valores donde pierde sentido el cálculo, para la complacencia el volumen tiene que ser distinto de cero, y para la resistencia, el flujo. Por lo

que se decidió mirar el ciclo inspiratorio evitando las no existencias antes mencionadas.

La complacencia por ciclo se calculó como el promedio de P_{alv}/Vol . Luego se promediaron los valores por ciclo y se calculó la desviación estándar.

La resistencia fue análoga a la complacencia pero operando como $(P_{vias} - P_{alv})/Flujo$.

Se generaron además gráficos ciclo a ciclo del Volumen en función de la Presión Alveolar contrastado con la curva ideal.

Capítulo 7.

Pruebas y resultados.

Para validar el prototipo diseñado y corroborar su funcionamiento se realizaron una serie de pruebas, determinadas a priori, sobre **SIMVENT**.

Además se realizaron pruebas sobre cuatro equipos de ventilación mecánica, logrando comparar el funcionamiento entre los mismos y comparar el funcionamiento **SIMVENT-VM**. Los ventiladores utilizados para estas pruebas fueron: Intermed Inter7, Neumovent Graphnet, Maquet Servoi, Siemens Servo 900D.

Las pruebas se realizaron con el fin de consolidar a **SIMVENT** como un primer prototipo de banco de pruebas de ventiladores y de mostrar las mejoras a futuro que el prototipo debe tener.

Antes de comenzar a realizar pruebas sobre **SIMVENT** como sobre los VM se escribió un protocolo de pruebas (Tabla 7.1). En éste se especificó los valores de cada parámetro de los ventiladores mecánicos así como los parámetros establecidos a priori en la interfaz gráfica de **SIMVENT**.

#	Modo	Vol- Pres	Onda	Frec	PEEP	Pausa (s)	Trigger (cmH2O)	Duración (s)	C	R
1	VC	500	cuadrada	12	0	0.5	10	100	30	5
2	VC	800	Cuadrada	12	0	0.5	10	100	30	5
3	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	30	5
4	VC	300	Cuadrada	18	0	0	10	100	30	5
5	VC	500	Triangular	12	0	0.5	10	100	30	5
6	PC	20	45	12	0	0	10	100	20	5
7	PC	20	45	18	5	0	10	100	20	5
8	PC	30	45	12	5	0	10	100	20	5
9	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	20	5
10	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	15	5
11	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	20	10
12	VC	500	cuadrada	12	5	0.5	10	100	30	10

Tabla 7.1

7.1 Pruebas de SIMVENT.

La idea detrás de estas pruebas reside en comparar los valores de complacencia y resistencia que **SIMVENT** posee durante los ciclos ventilatorios con los valores configurados a priori en la interfaz de usuario.

Se programó un Script en Matlab, que dado los valores leídos por **SIMVENT** de presión alveolar, presión vías aéreas y volumen devuelve valores de complacencia media, resistencia media y error medio entre el valor de presión alveolar leído y presión alveolar ideal. Todos estos cálculos fueron explicados en el capítulo "Procesamiento de datos", sección 6.

7.1.1 Validación del prototipo. Simulación de complacencia.

En el [anexo C](#) se encuentran las tablas (tabla C.2, C.3, C.4, C.5) con todos los valores obtenidos de las diferentes pruebas que se realizaron con cada ventilador mecánico. No todas las pruebas establecidas en el protocolo fueron aplicadas sobre los cuatro ventiladores, ya que en algunos casos el ventilador en prueba no poseía la capacidad o modo necesario o porque no se pudo realizar un correcto análisis de los datos.

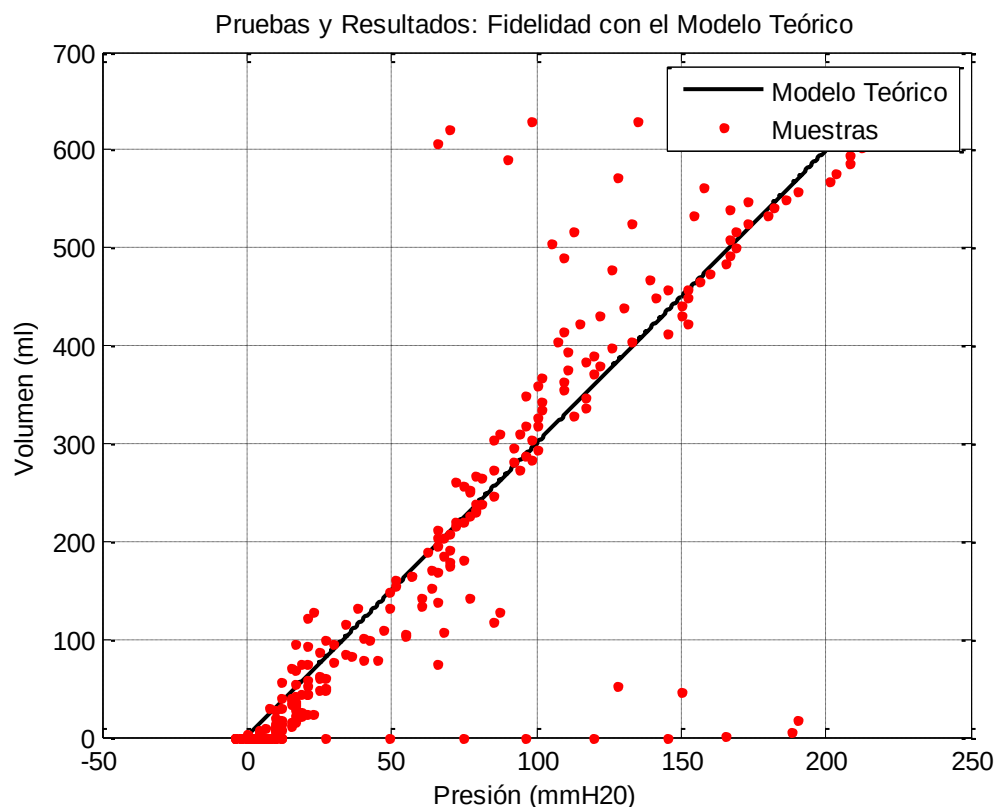


Figura 7.1 -Volumen en función de la presión alveolar, prueba realizada con VM Neumovent Graphnet - fuente SIMVENT.

A continuación se detalla el funcionamiento de **SIMVENT** con cada uno de los 4 VM utilizados.

Intermed Inter7.

En la figura 7.2 se aprecia los valores de complacencia obtenidos en **SIMVENT** contra los valores de complacencia prefijados a priori en la interfaz de usuario según el número de prueba.

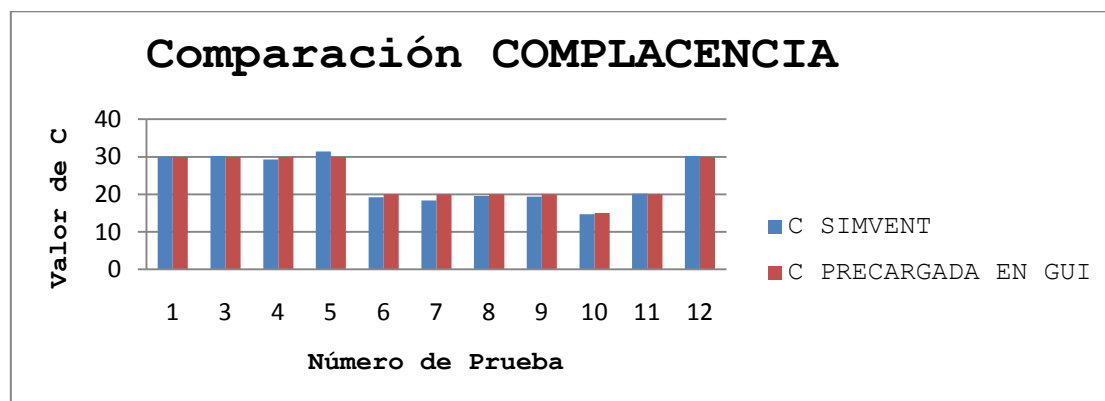


Figura 7.2 - Comparación de complacencias según prueba - fuente SIMVENT.

Como se observa en la figura 7.2 los valores medios de complacencia de cada prueba y los valores prefijados a priori en la GUI en cada prueba difieren muy poco. El máximo error relativo se da en la prueba siete siendo este de 7.99%, mientras que el error relativo promedio es del 2.61%.

Si bien los valores tratados en el párrafo anterior dan un buen indicio para la validación de **SIMVENT** como banco de prueba, se debe desglosar los datos y estudiarlos en más profundidad. Por esta razón se calcula la desviación estándar de los valores de complacencia calculados por ciclo ventilatorio. Esto nos da una noción de dispersión de los datos.

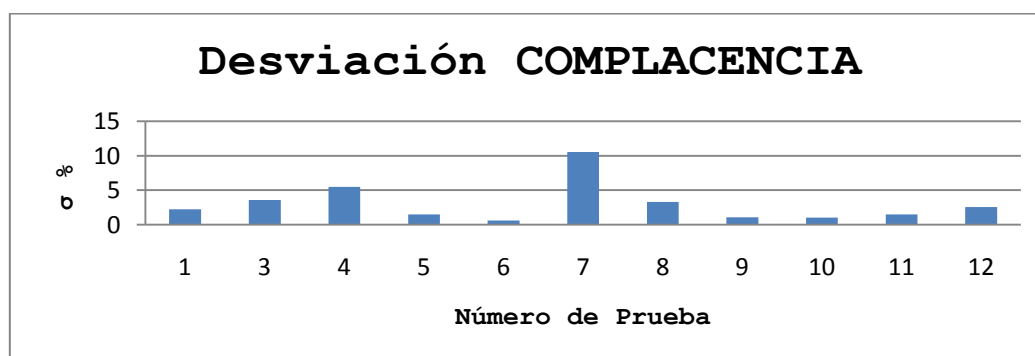


Figura 7.3 - Desviación estándar de valores de complacencias de cada prueba - fuente SIMVENT.

En la figura 7.3 se aprecia la desviación estándar en cada prueba. El valor máximo de dispersión se da en la prueba siete y es del 10.5%, con un error relativo de complacencia de 7.99%. Por otra parte el valor de desviación promedio es del 3%.

De los valores estudiados en esta sección se concluye que **SIMVENT** funciona de manera aceptable para el ventilador Intermed.

Neumovent Graphnet.

En la figura 7.4 se aprecia los valores de complacencia obtenidos en **SIMVENT** contra los valores de complacencia prefijados a priori en la interfaz de usuario según el número de prueba.

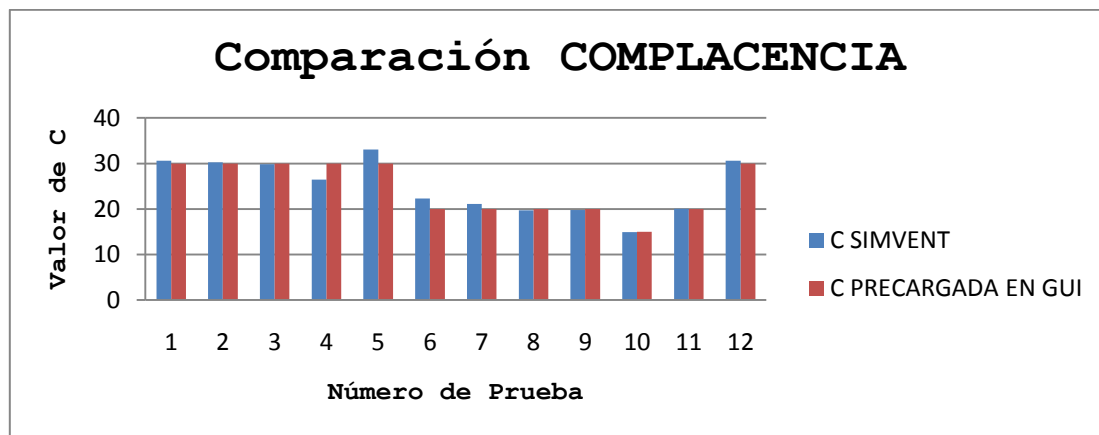


Figura 7.4 - Comparación de complacencias según prueba - fuente SIMVENT.

De la figura 7.4 se concluye que valores medios de complacencia de cada prueba y los valores prefijados a priori en la GUI en cada prueba difieren muy poco. El máximo error relativo se da en la prueba cuatro siendo este de 11.85%, mientras que el error medio es del 3.98%. Se puede notar que los valores de errores relativos de **SIMVENT** son menores para el caso en que **SIMVENT** se encuentre conectado al VM Intermed. De todos modos los valores que toma el error relativo para este VM se consideran aceptables.

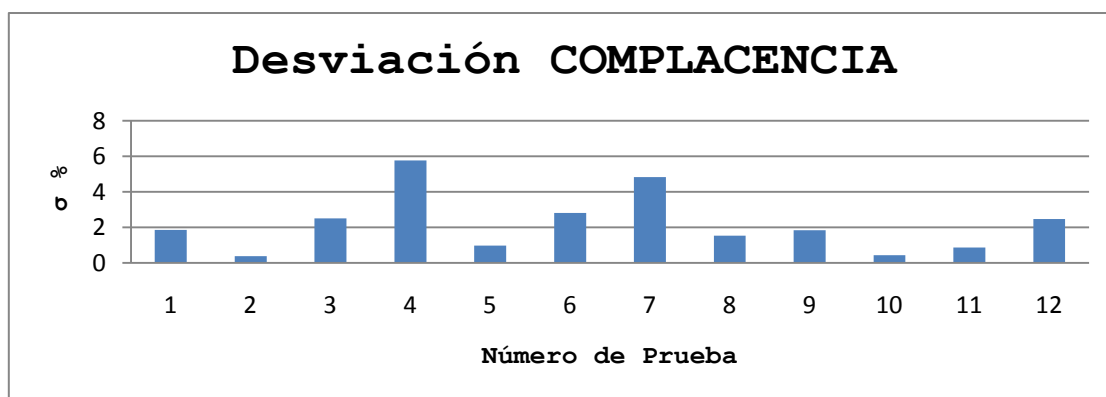


Figura 7.5 - Desviación estándar de valores de complacencias de cada prueba - fuente SIMVENT.

El valor máximo de dispersión se da en la prueba cuatro siendo éste 5.78%. Por otra parte el valor de dispersión promedio fue del 2.19%. Ambos valores de dispersión son menores que los valores de dispersión del VM Intermed.

De los valores estudiados en esta sección se concluye que **SIMVENT** funciona de manera correcta para el ventilador Neumovent Graphnet. Sin embargo **SIMVENT** presenta menor error relativo en la complacencia con el VM Intermed, mientras que presenta menor dispersión con este VM.

Maquet Servoi.

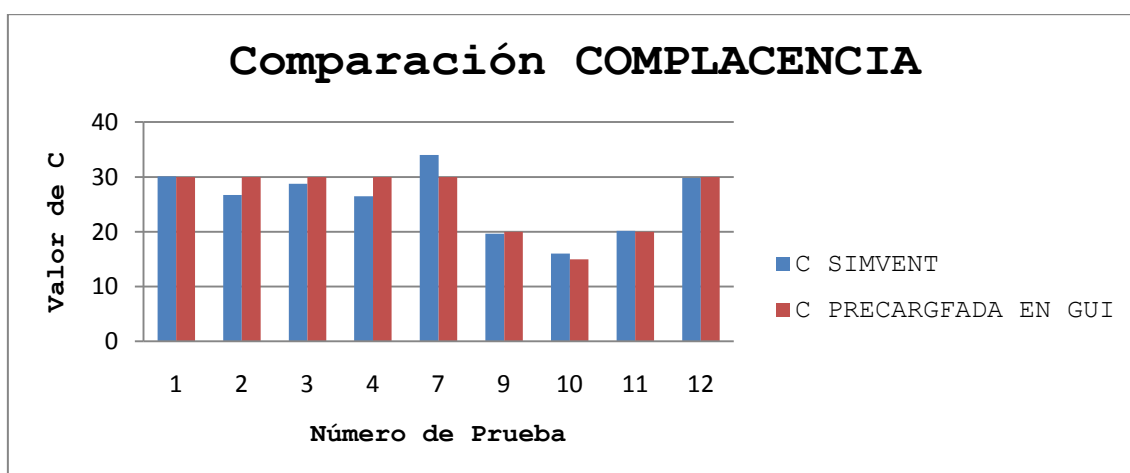


Figura 7.6 - Comparación de complacencias según prueba - fuente SIMVENT.

Los valores medios de complacencia de cada prueba y los valores prefijados a priori en la GUI coinciden en su mayoría. Las pruebas donde se aprecia una mayor diferencia son las pruebas

dos, cuatro y siete. Siendo la prueba número siete la prueba con más error relativo, 16.4%. El error relativo en las pruebas para este ventilador fue de 6.1%. Los valores de errores relativos de **SIMVENT** con este VM son mayores que para los otros dos VM.

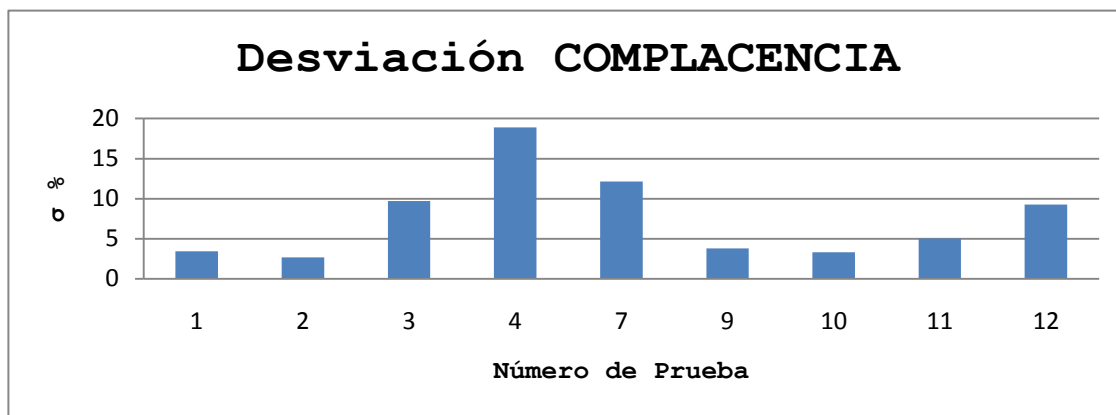


Figura 7.7 - Desviación estándar de valores de complacencias de cada prueba - fuente SIMVENT.

El valor máximo de dispersión se da en la prueba cuatro siendo éste de 18.9%. Por otra parte la dispersión promedio fue del 7.1%. El rango de valores de dispersión de este VM es mayor que el rango de los otros dos VM estudiados. La prueba número cuatro generó que el rango de error medio como el rango de dispersión aumentará con respecto a los otros VM.

De los valores estudiados en esta sección se concluye que **SIMVENT** funciona de manera correcta para el ventilador Maquet Servoi si se exceptúa la prueba número cuatro. Se considera que esta prueba es un caso aislado por lo que no se debe tomar en cuenta para validar el funcionamiento de **SIMVENT**.

Siemens Servo 900D.

En el caso del VM Siemens, se realizaron solamente las pruebas uno, dos y tres, debido a que este VM es un ventilador analógico que sólo permite la lectura de un valor por ciclo. Además VM no posee el modo de operación Presión Control. Este fue el ventilador que se tuvo disponible durante todo el desarrollo de **SIMVENT**, por lo que esperado que **SIMVENT** se adapte mejor a este VM que al resto.

En la figura 7.8 se observa que la prueba donde existe mayor diferencia entre el valor obtenido en **SIMVENT** y el valor fijado a priori es la prueba dos. Mientras que el error relativo promedio fue del 3.21%.

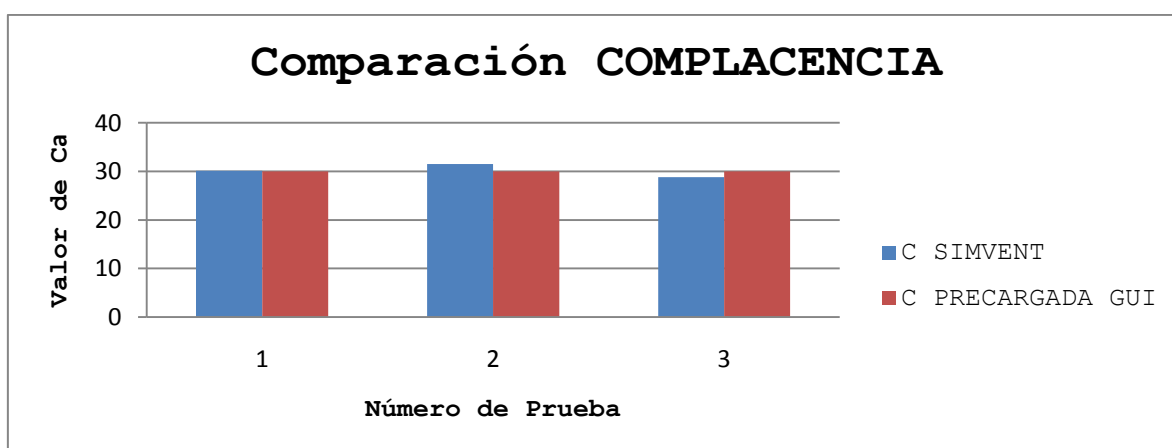


Figura 7.8 - Comparación de complacencias según prueba - fuente SIMVENT.

En la figura 7.9 se aprecia la dispersión de los valores de complacencia. El valor máximo de dispersión es igual a 4.59%. Mientras que el menor medio de la dispersión es de 2.18%. Se considera un rango de dispersión aceptable

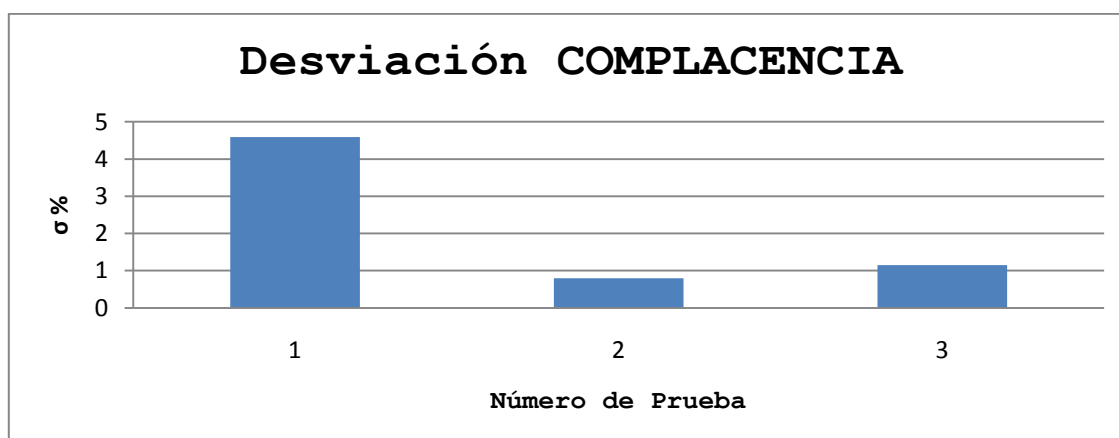


Figura 7.9 - Desviación estándar de valores de complacencias de cada prueba - fuente SIMVENT.

Visto los errores relativos y las dispersiones que presento **SIMVENT** con cada VM se considera que la simulación de complacencia es válida.

De las pruebas realizadas con los 4 VM se pueden sacar dos primeras conclusiones. **SIMVENT** simula la complacencia de manera aceptable, aunque queda terreno para mejora. Los resultados varían mucho con distintos VM, esto no es un comportamiento deseado ya que **SIMVENT** debería seguir una curva de complacencia determinada independientemente del estímulo recibido.

7.1.2 Validación del prototipo. Simulación de resistencia.

La validación de **SIMVENT** en cuanto a la simulación de la resistencia es más complicada que la de la complacencia debido a la poca exactitud que tiene este primer prototipo para calcular este parámetro. La medida de la resistencia depende de 3 valores, la presión alveolar, la presión en vías y el flujo de aire. Generalmente la diferencia entre la presión alveolar y la presión en vías es pequeña, lo que genera que el error en la resistencia se torne demasiado grande. Esto sumado a que la medida del flujo se realiza de manera indirecta, lleva a que el cálculo de la resistencia tenga gran incertidumbre. De todos modos los valores que se obtuvieron son buenos indicadores del parámetro, por lo que no se debe descartar los mismos.

En promedio el error de la resistencia calculada en los VM varía entre un 11% y un 16%, mientras que la dispersión se encuentra entre un 11% y un 19%.

Eliminando algunos pocos casos puntuales donde el cálculo de la resistencia fue muy distinto al programado, los errores máximos no superan el 25%.

En las figuras 7.10 7.11 7.12 7.13 se muestra la comparación entre la resistencia que simuló **SIMVENT**, calculada a partir de los valores medidos, y la resistencia precargada en la GUI. Con estas figuras se puede ver de forma gráfica lo expresado en párrafos anteriores.

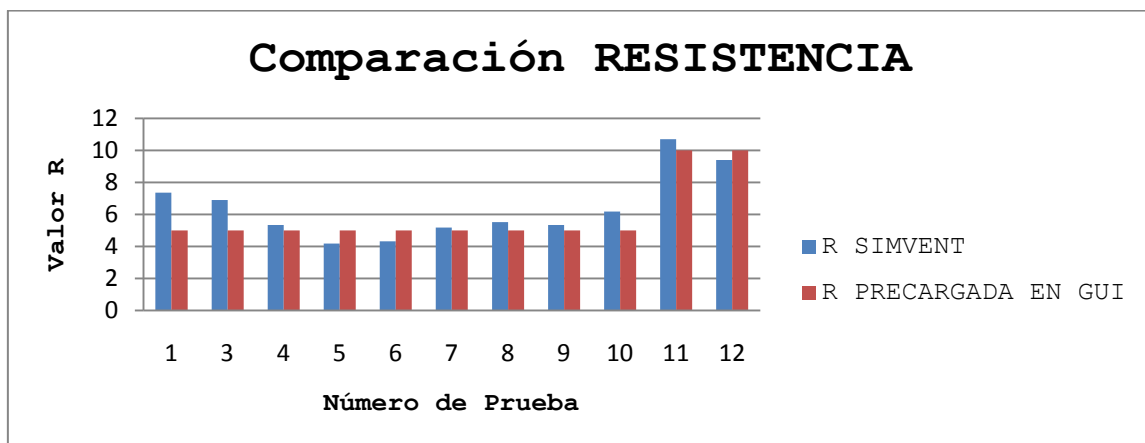


Figura 7.10 - Comparación de resistencias VM Intermed - fuente SIMVENT.

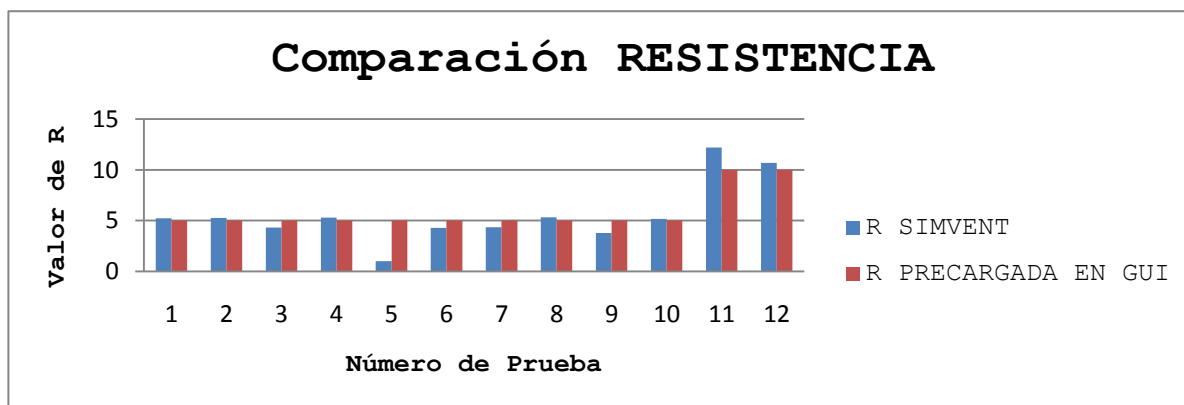


Figura 7.11 - Comparación de resistencias VM Neumovent Graphnet - fuente SIMVENT.

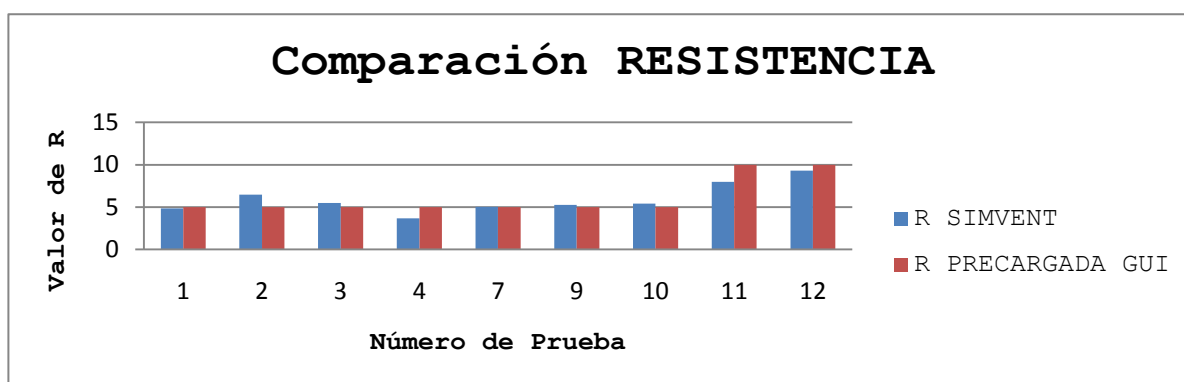


Figura 7.12 - Comparación de resistencias VM Servoi Maquet - fuente SIMVENT.

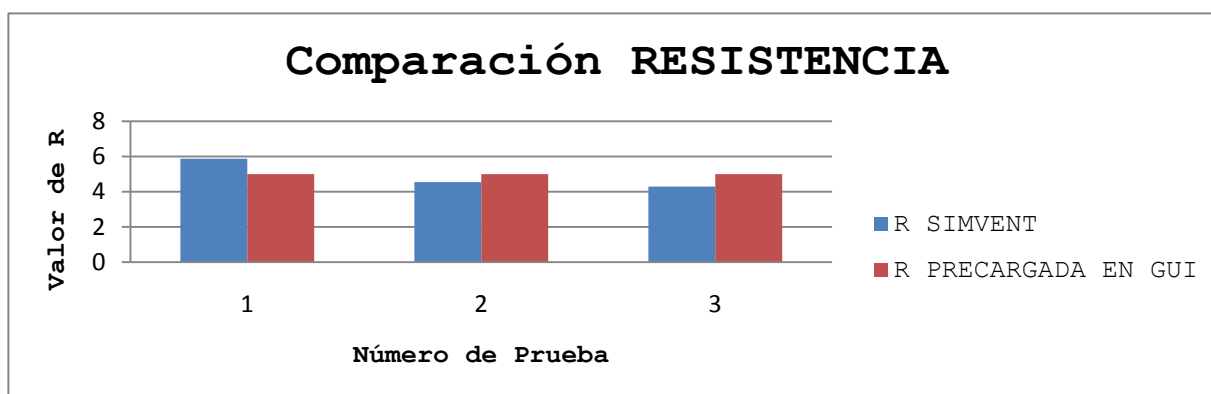


Figura 7.13 - Comparación de resistencias VM Siemes 900D - fuente SIMVENT.

Los resultados de la simulación de resistencia no son tan buenos como lo logrado en la complacencia, esto se puede deber en parte a la dificultad para medir la resistencia sin sensor de flujo. En este caso no se ve una diferencia apreciable entre los distintos ventiladores, lo cual es algo deseado.

7.1.3 Error promedio

Como última validación del prototipo se calculó el error promedio que se tiene en la presión alveolar. Este promedio se calculó sobre el total de las muestras en cada prueba y el mismo se calcula como la diferencia entre la presión alveolar medida y la presión alveolar ideal que debería haber dentro del pistón en función del volumen y la presión alveolar, siguiendo la ley de los gases ideales y la relación de complacencia programada. Se identificó dos zonas principales donde el error se vuelve significativamente grande, el comienzo de la inspiración y el comienzo de la espiración. Estos flancos de presión que aparecen debido al retardo son el principal factor de los altos valores de desviación en el error.

El error promedio es generalmente positivo y no suele superar 1.5 cmH₂O, mientras que si se promedian los errores en todos los modos no llega a 1cmH₂O en ningún ventilador.

Por otro lado la desviación en el error oscila entre los 2 cmH₂O y 3 cmH₂O llegando en algunos casos hasta 5 cmH₂O. Estos valores elevados se explican principalmente por los picos de presión ya mencionados, en algunos otros casos debido a oscilaciones ya que con algunos ventiladores el prototipo no funciona de la mejor manera, por ejemplo con el iMaquet, donde se registraron los mayores valores de desviación en el error siendo esta en promedio 3.6 cmH₂O.

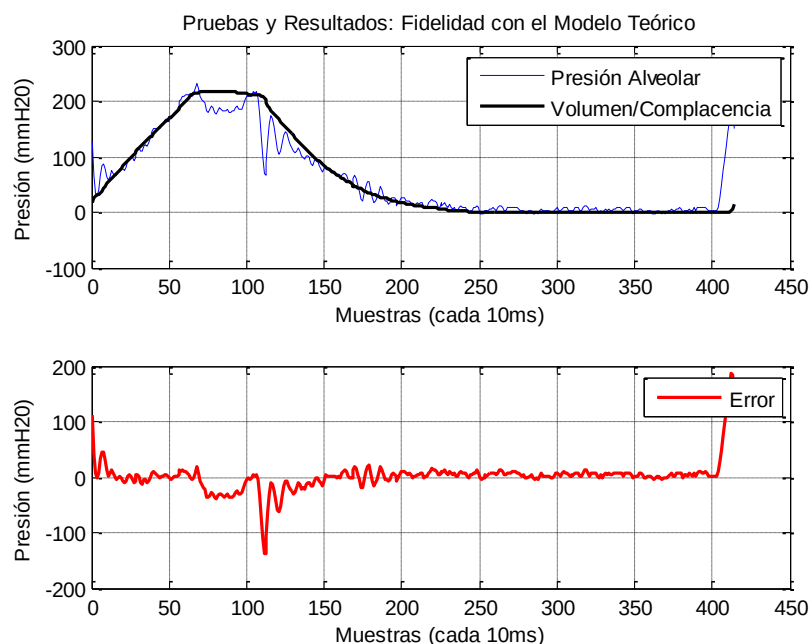


Figura 7.14 -Presión alveolar comparada con Volumen/C, prueba realizada con VM Neumovent Graphnet - fuente SIMVENT.

7.2 Pruebas sobre ventiladores mecánicos.

SIMVENT permite evaluar los parámetros que muestran los VM comparándolos con los calculados por **SIMVENT**. De esta manera se puede evaluar de forma cuantitativa si los parámetros configurados son los que efectivamente entrega el VM.

En esta primera instancia los parámetros que se someten a prueba son el volumen insuflado, presión máxima en vías, presión promedio en vías, PEEP, frecuencia respiratoria y la relación inspiración a espiración. También se prueba la sensibilidad de respuesta a intentos de respiración del paciente.

7.2.1 Validación del VM. Comparación de parámetros.

En esta sección se muestran los resultados de cuatro VM que se sometieron a estas pruebas.

Intermed Inter7.

La resolución del VM Intermed es de 10 mmH₂O en presión, mientras que la resolución de **SIMVENT** es de 1 mmH₂O, es importante este detalle antes de empezar a analizar los datos. Este hecho puede generar diferencias en la medida de presión, acarreando errores que en realidad puede ser que no existan.

En cuanto al parámetro Volumen Insuflado, se tiene que éste es siempre menor en **SIMVENT** que el mostrado en el VM ([anexo C](#), tablas C.6 a C.16). El modo en el cual el parámetro volumen insuflado tuvo menor error relativo fue en el modo volumen control, siendo el error máximo igual a 17.25%. El error promedio en el modo volumen control es igual a 15.75% mientras que en presión control es 27.60%.

En cuanto a la presión en vías máxima se tiene que existe poca diferencia entre la medida por el VM y la medida por **SIMVENT**, además la dispersión de este parámetro es baja. El error relativo entre **SIMVENT** y el VM no supera nunca 3.20% para el modo presión control. Para el modo volumen control el error relativo no supera 3.60% en la mayoría de los casos.

El parámetro presión promedio posee poca diferencia y baja dispersión. La mayoría de los datos no difieren en más de un 7.5% de error relativo. El modo volumen control y presión control funcionan de manera similar.

La PEEP medida en **SIMVENT** y la medida por el VM posee alta dispersión, varía bastante de prueba en prueba. Se debe aclarar que el método de cálculo de PEEP del VM se desconoce, por lo que no se puede sacar una conclusión directa de éste parámetro.

Con respecto al parámetro frecuencia, **SIMVENT** siempre lo calcula mayor que el VM. Pero la diferencia se mantiene casi constante 15 Ciclos/min contra 12 Ciclos/min del VM, por lo que los datos poseen baja dispersión.

Para el caso del cálculo de relación I:E, **SIMVENT** siempre la calcula levemente mayor a lo que lo hace el VM, pero el dato posee baja dispersión.

Se concluye que la diferencia entre los datos calculados por **SIMVENT** contra los datos calculados por el VM difiere muy poco. En el único parámetro que se nota una diferencia importante es en el volumen insuflado, esto se puede deber a que el ventilador lo calcula por integración del flujo mientras que **SIMVENT** por medida directa del volumen.

Neumovent Graphnet.

En cuanto al parámetro Volumen Insuflado, se tiene que éste siempre ronda en torno a los valores de **SIMVENT**, siendo el de **SIMVENT** un poco menor en la mayoría de los casos ([anexo C](#), tablas C.17 a C.28). Tanto para el modo volumen control como presión control se tuvo un error relativo bajo. El máximo error relativo se da para el modo volumen control con un volumen insuflado de 300 ml, siendo este igual a 10.60%. El error relativo promedio para el modo volumen control es igual a 4.71% mientras que para presión control es 1.55%, notando un leve mejor funcionamiento para el modo presión control.

En cuanto a la presión en vías máxima se tiene un bajo nivel de error y dispersión. El error relativo entre **SIMVENT** y el VM no supera nunca 6.80%. Se considera que este parámetro responde levemente mejor para el modo volumen control ante el modo presión control.

El parámetro presión promedio posee baja diferencia y dispersión. El error relativo no supera nunca el 7.00%.

En cuanto al resultado de la medida de la PEEP, se encuentran resultados variados. Notándose que el resultado es mejor cuando la PEEP seleccionada en el VM es igual a cero. Cuando en el VM se selecciona PEEP igual a 5 cmH₂O los resultados son variados.

La PEEP medida en **SIMVENT** y la medida por el VM posee alta dispersión, varía bastante de prueba en prueba. Se debe aclarar que el método de cálculo de PEEP del VM se desconoce, por lo que no se puede sacar una conclusión directa de éste parámetro.

Con respecto al parámetro frecuencia, **SIMVENT** siempre lo calcula mayor que el VM. La diferencia se mantiene casi constante 15 Ciclos/min contra 12 Ciclos/min del VM, por lo que los datos poseen baja dispersión.

En general podemos decir que los parámetros mostrados por el ventilador son bastante fiables.

Maquet Servoi.

La diferencia entre el Volumen Insuflado calculado por el VM contra el calculado por **SIMVENT** es mínima ([anexo C](#), tablas C.29 a C.38). El error relativo de éste parámetro es menor para el modo volumen control que para el modo presión control, notándose un mejor funcionamiento del VM para el modo volumen control. El error máximo relativo para el modo volumen control es igual a 3.42%. Mientras que el error relativo máximo para el modo presión control es levemente menor al 13%.

En cuanto a la presión en vías máxima se nota un alto nivel de error y dispersión. El error relativo entre **SIMVENT** y el VM oscila entre el 3.00% y 40%. Notando un mejor funcionamiento para el modo volumen control, exceptuando algunas pruebas que se consideraron como casos particulares.

El parámetro presión promedio tiene un resultado variado. Teniendo menor dispersión que el parámetro presión de vías máxima. El error relativo no supera nunca el 13.00%.

En cuanto al resultado de la medida de la PEEP, también se aprecia un mejor resultado para el modo volumen control contra el modo presión control. No se nota significativa diferencia cuando se selecciona 5 cmH₂O o 0 cmH₂O en el VM. Este parámetro tiene baja dispersión.

Al igual que los otros dos VM estudiados anteriormente, se nota que **SIMVENT** siempre calcula un valor de frecuencia de ciclo mayor que el VM. La diferencia se mantiene casi constante 15 Ciclos/min contra 12 Ciclos/min del VM. Parámetro con baja dispersión.

El mayor defecto que podemos ver en este ventilador está en la medida de presión, especialmente en la medida de los picos que parece no registrarlos en varios ciclos.

Siemens Servo 900D.

En cuanto al parámetro Volumen Insuflado, se aprecia que es este VM el que tiene peor respuesta ([anexo C](#), tablas C.39 a C.47). El único modo en el que se evaluó este ventilador fue en el modo volumen control. El máximo error relativo es igual a 17.63%, manteniéndose en torno a este valor para todas las otras pruebas realizadas.

La presión en vías máxima tiene un nivel medio de error y baja dispersión. El error relativo entre **SIMVENT** y el VM no supera nunca 13.20%.

El parámetro presión promedio posee variada respuesta. El error relativo máximo es de 15.94%, no superando en la media de las pruebas un error de 4.98%.

En cuanto al resultado de la medida de la PEEP, se nota un nivel de dispersión y error alto. Notando un mejor funcionamiento cuando se selecciona PEEP 0 cmH2O en el VM.

Con respecto al parámetro frecuencia, se mantiene el efecto mencionado en los otros VM. **SIMVENT** siempre calcula mayor la frecuencia de ciclo que el VM. La diferencia se mantiene casi constante 15 Ciclos/min contra 12 Ciclos/min del VM, por lo que los datos poseen baja dispersión.

Conclusiones

El resultado que más sorprende fue el cálculo de la frecuencia de ciclos de los VM. Se puede ver que todos los VM funcionan más rápido que lo programado.

En cuanto a los valores de presión promedio y máximo se esperaba un bajo error ya que son fáciles de calcular y en general se dio ese resultado.

La PEEP es un tema más complejo ya que no es un parámetro que tenga una forma estándar de calcularse y nuestro método podría no coincidir con el que usa cada marca de VM. En este parámetro se encontraron resultados muy diversos.

Por último en cuanto al volumen insuflado se puede decir que en general los VM sobreestiman este valor. En algunos de manera casi imperceptible, pero en otros como el SIEMENS o el Intermed el error es importante.

7.2.2 Validación del VM. Verificación de la detección de intentos de respiración espontánea.

Otro parámetro importante que se testeó fue los intentos de respiración espontánea. La idea fundamental detrás de este bloque fue simular intentos de respiración espontánea de magnitud y duración programables.

Para testear este bloque se decidió utilizar curvas ROC⁹ modificadas, ya que los valores en el eje vertical no son binarios sino que varían de forma continua. Se construyeron curvas de sensibilidad del VM contra porcentaje de respuesta. El eje de las abscisas representa el trigger (sensibilidad) que se configura en el VM para que reconozca intentos de espontánea. En el eje de las ordenadas se tiene el porcentaje de respuesta del VM ante intentos de espontánea por parte de **SIMVENT**.

Para realizar estas curvas se tomaron en cuenta la razón de verdaderos positivos y falsos negativos. Se llaman verdaderos positivos a las respuestas del ventilador frente a un estímulo de **SIMVENT**. Falsos negativos son los casos cuando el VM no responde frente a un estímulo de **SIMVENT**.

Las curvas están normalizadas con respecto al valor que se está testeando, por ejemplo si en **SIMVENT** se programa un intento de espontánea de 4 cmH₂O de magnitud, el 1 en la escala corresponde a un trigger de 4 cmH₂O.

⁹ Acrónimo de Receiver Operating Characteristic

Ventilador mecánico: Neumovent Graphnet.

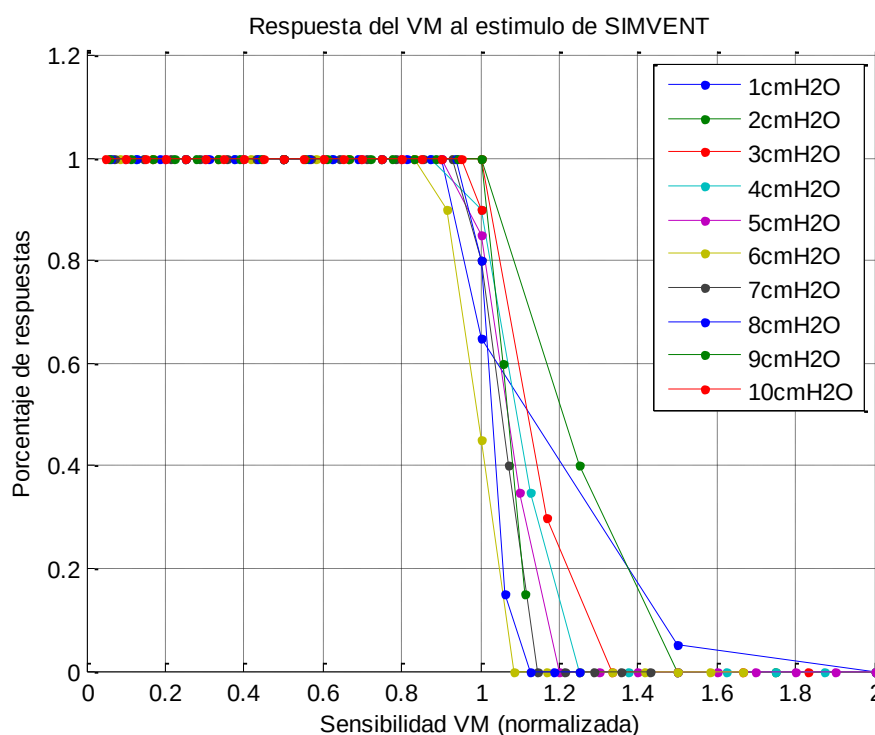


Figura 7.15 - VM Neumovent Graphnet - fuente SIMVENT.

De la figura 7.15 se aprecia la **muy buena respuesta** por parte del VM **Neumovent Graphnet** ante los distintos intentos de respiración espontánea.

Como se observa en las distintas curvas, cuando el trigger del VM es menor que el valor configurado en **SIMVENT**, el VM **responde siempre** a los intentos de respiración. Lo cual es lógico ya que si en el VM se configura que se reconozca intentos de respiración espontánea para una presión X determinada, si el paciente realiza un intento de respiración igual o mayor a X entonces el ventilador debe responder.

Por otro lado el porcentaje de respuesta del VM ante intentos de respiración de **SIMVENT** iguales al trigger seleccionado es, en el peor caso, aproximadamente 45%. Este valor también es lógico, ya que se está en el límite, los intentos de respiración por parte de **SIMVENT** pueden ser un poco menor que el valor configurado en el trigger del VM y en esos casos no debe haber respuesta.

La respuesta del VM para el caso en que el trigger sea superior al intento de respiración programado en **SIMVENT**, es casi nula.

El **resultado** del ventilador mecánico **Neumovent Graphnet** antes estas pruebas es **sumamente favorable**. Esto es de relevancia ya

que se tiene conocimiento que este ventilador está bien calibrado, estando en uso en el CTI del HC.

Ventilador mecánico: Intermed Inter7.

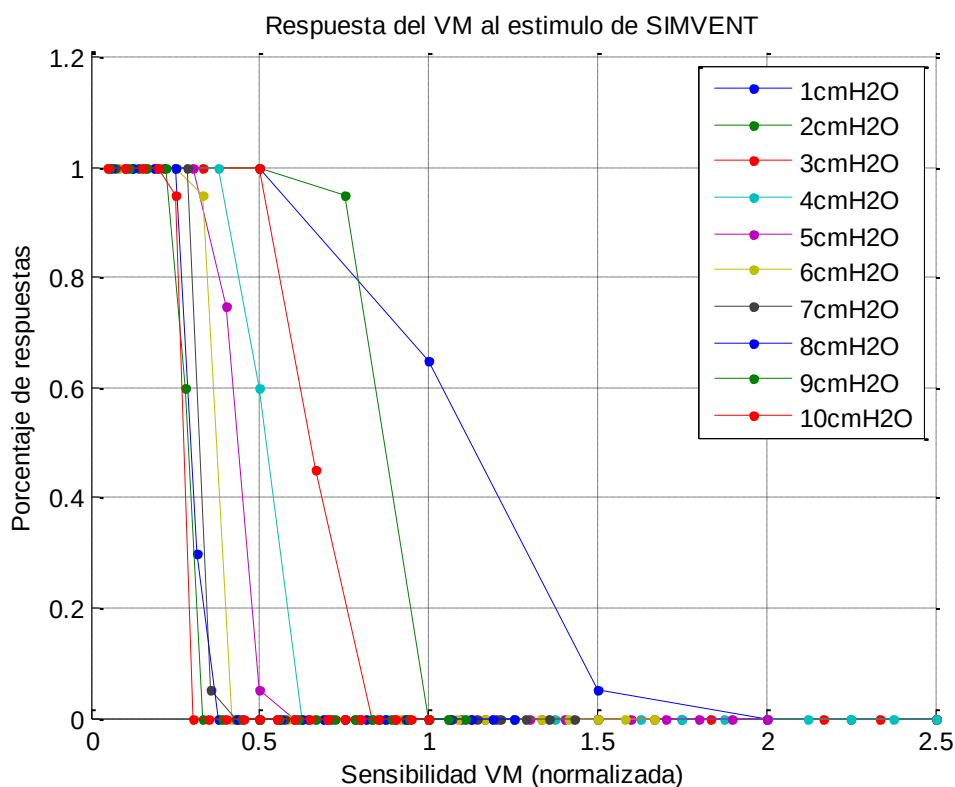


Figura 7.16 - VM Intermed Inter7 - fuente SIMVENT.

En el gráfico 7.16 se observa la respuesta del VM frente a distintos intentos de respiración espontánea. Los valores del trigger del VM están sobrestimados, ya que para la mayoría de los casos estudiados el VM no responde cuando el valor del trigger está entre $0.5 \times X$ a X , siendo X la magnitud del intento de respiración configurado en **SIMVENT**.

Por otro lado el porcentaje de respuesta del VM ante intentos de respiración de **SIMVENT** iguales al trigger seleccionado en el mismo es extremadamente malo. El caso más favorable se dio cuando se configuró el trigger en 1 cmH2O, el VM respondió un 65% de las veces. Para los demás casos el ventilador nunca respondió antes estímulos iguales al trigger configurado.

La respuesta del VM para el caso en que el trigger fue superior al intento de respiración programado en **SIMVENT**, es nula.

De la observación durante el ensayo se vió que aunque no había PEEP configurada el ventilador mantenía un nivel de PEEP de 1 cmH₂O a 2 cmH₂O, pero el nivel de trigger es tomado con respecto a 0. Esto hace un efecto de pasabajos amortiguando los efectos de los estímulos siendo más significativo frente a estímulos mayores.

Como **resultado** de este estudio se concluye que la **sensibilidad** del ventilador mecánico **Intermed** está **sobreestimada**, no debido a un error en los sensores, sino que por el sistema de control de presión que compensa los estímulos.

Es importante recalcar que este ventilador es un ventilador nuevo, que aún no está en uso, por lo que los resultados obtenidos no sorprenden. Con un ajuste del trigger del VM se puede obtener una curva ROC parecida a la obtenida con el VM Intermed.

Ventilador mecánico: Siemens Servo 900D.

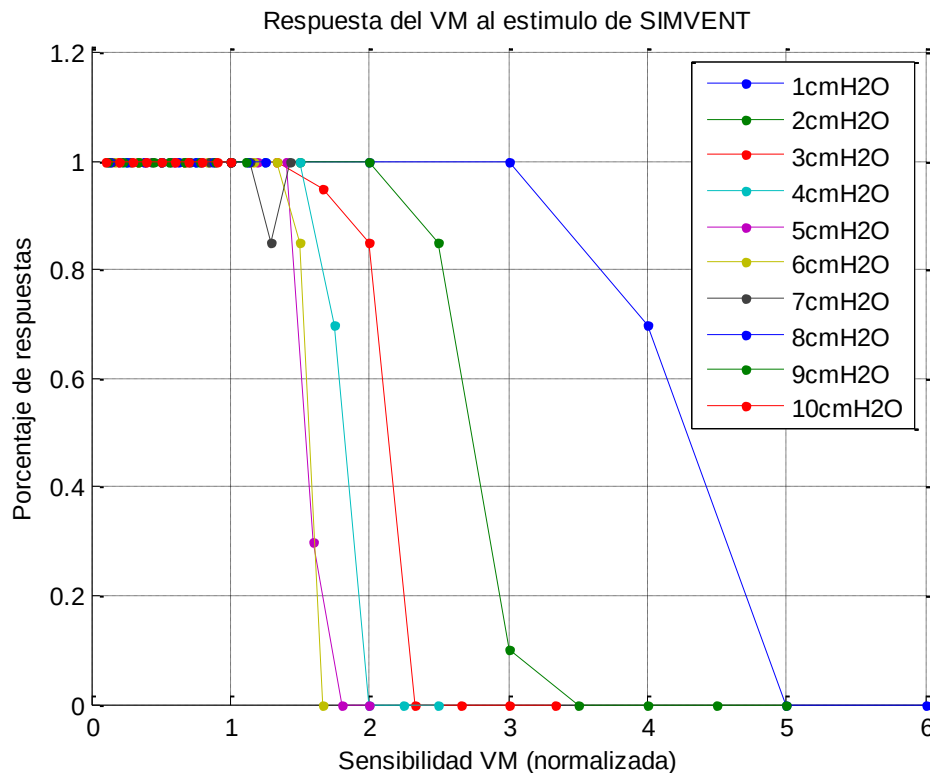


Figura 7.17 - VM Siemens Servo 900D - fuente SIMVENT.

En el gráfico 7.17 se observa la respuesta del VM frente a distintos intentos de respiración espontánea. En este caso se observa un comportamiento opuesto al del VM Intermed. Los valores del trigger del VM están subestimados, ya que para la mayoría de los casos estudiados el VM responde cuando el valor del trigger es superior a la magnitud del intento de respiración configurado en **SIMVENT**.

Como **resultado** de este estudio se concluye que la **sensibilidad** del ventilador mecánico **Siemens Servo 900D** está **subestimada**. Los valores del trigger deberían aumentar para tener una mejor respuesta frente a los estímulos propuestos por **SIMVENT**.

Es importante recalcar que este **ventilador** es un ventilador que fue donado al Hospital de Clínicas y que **nunca fue calibrado**. Por lo que se concluye que con un ajuste del trigger del VM se puede obtener una curva ROC parecida a la obtenida con el VM Neumovent Graphnet.

Ventilador mecánico: Maquet Servoi.

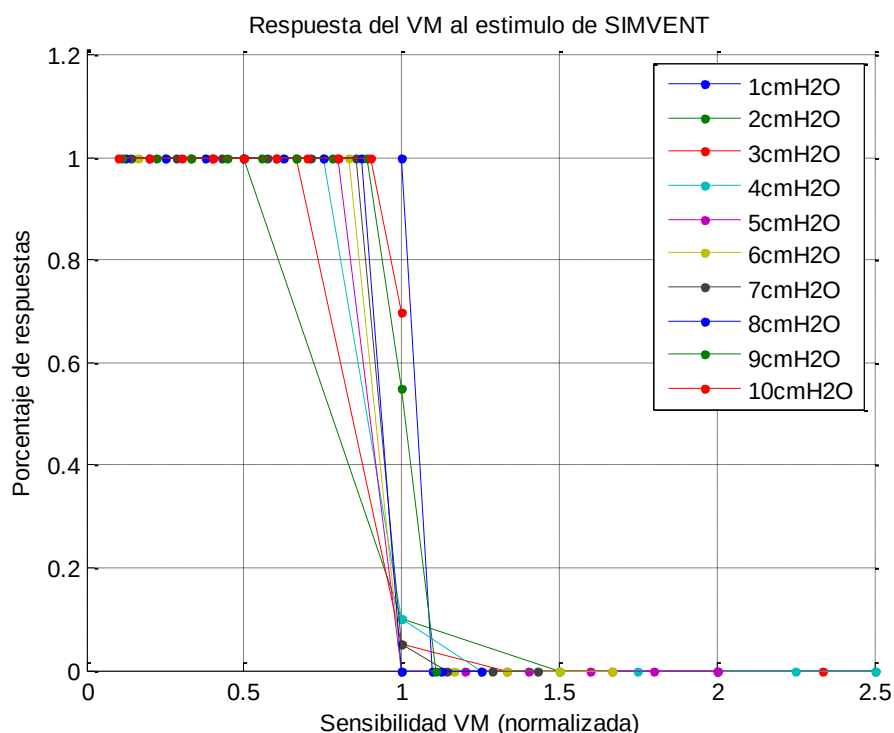


Figura 7.18 - VM Maquet Servoi.- fuente SIMVENT.

De la figura 7.18 se aprecia la **muy buena respuesta** por parte del VM **Maquet Servoi** ante los distintos intentos de respiración espontánea.

Como se observa en las distintas curvas, cuando el trigger del VM es menor que el valor configurado en **SIMVENT**, el VM **responde siempre** a los intentos de respiración, y no lo hace nunca para triggers mayores.

La respuesta del ventilador cuando el estímulo es igual al trigger fue variada entre un 0% y 100%. De todas formas del ensayo completo se puede concluir que la sensibilidad del ventilador está bien calibrada.

El **resultado** del ventilador mecánico **Maquet Servoi** antes estas pruebas es **sumamente favorable**. Esto es de suma relevancia ya que éste ventilador está calibrado siendo usado en el CTI del hospital de Clínicas.

Capítulo 8.

Tiempo y costos del proyecto.

En este capítulo se realiza un análisis de tiempos y costos del proyecto **SIMVENT**. Se hace un desglose según las tareas y se compara con la planificación inicial hecha en Marzo de 2010.

El objetivo del estudio de los costos del proyecto es el de evaluar el cumplimiento de lo planteado inicialmente y el de comparar en el terreno económico **SIMVENT** con otras alternativas similares presentes en el mercado. Si bien la originalidad de **SIMVENT** fue un requisito para su proyecto e implementación, algunas funciones están disponibles en instrumentos comerciales.

El proyecto fue financiado por el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB). El método de compra que se utilizó para realizar las compras fue básicamente el reembolso del dinero mediante la presentación de boletas. En casos específicos donde el gasto fue elevado el método de compra fue el adelanto del dinero.

8.1 Tiempos.

El tiempo total dedicado al proyecto fue de 3592 horas persona en el período de Marzo de 2010 a Mayo de 2011 distribuidas entre los 4 integrantes del proyecto. La dedicación total al proyecto estimada inicialmente fue de 2400 horas-hombre.

	REAL		PREVISTO		DIFERENCIA real - previsto	
	Horas Hombre	%	Horas Hombre	%	Horas Hombre	%
Estudio	263	7%	200	9%	63	32%
Diseño	195	5%	416	19%	-221	-53%
Armado del prototipo	352	10%	360	16%	-8	-2%
Programación del software	1005	28%	360	16%	645	179%
Programación del control	820	23%	240	11%	580	242%
Pruebas	435	12%	240	11%	195	81%
Documentación	522	15%	384	17%	138	36%
HH totales	3592	100%	2200	100%	1392	63%

Tabla 8.1 - Horas previstas y dedicadas por tarea de SIMVENT.

Podemos ver en la tabla 8.1 las horas distribuidas por tipo de tarea, donde se puede apreciar que hubo una subestimación en la cantidad de horas de varias tareas. Esto fue cierto especialmente en las que involucran programación que insumieron casi 3 veces las cantidad de horas previstas. En cambio las horas estimadas para el diseño llevaron menos de la mitad del tiempo previsto. En conjunto el proyecto se realizó en un 63% más del tiempo estimado.

	mar-10	abr-10	may-10	jun-10	jul-10	ago-10	sep-10	oct-10
Estudio	33	40	50	20	20	4	5	15
Diseño			15	10	20	15	11	24
Armado del prototipo					12	15	15	20
Programación del software					20			15
Programación del control								80
Pruebas					20	20	35	30
Documentación		9	5	8	20	50	30	30
HH totales	33	49	70	38	112	104	96	214

Tabla 8.2 - Horas dedicadas por mes a las tareas de SIMVENT.

	nov-10	dic-10	ene-11	feb-11	mar-11	abr-11	may-11	HH por tarea
Estudio	10		11	20	20	10	5	263
Diseño	20	20	20	30	10			195
Armado del prototipo	20	100	25	120	10	10	5	352
Programación del software	30	60	80	180	250	150	220	1005
Programación del control	20	30	40	220	250	120	60	820
Pruebas		50	40	50	50	20	120	435
Documentación	12	40		60	66	42	150	522
HH totales	112	300	216	680	656	352	560	3592

Tabla 8.3 - Horas dedicadas por mes a las tareas de SIMVENT.

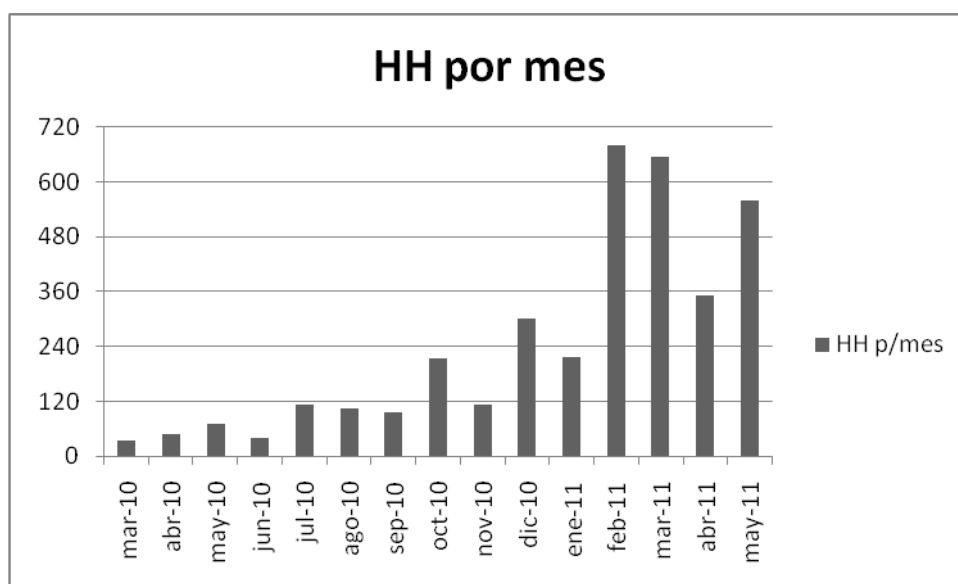


Figura 8.1 - Detalle de horas hombre por mes - fuente SIMVENT.

Como se puede observar tanto en las tablas 8.2 y 8.3 y en la figura 8.1 la dedicación de horas en el proyecto fue creciendo a medida que transcurrió el tiempo. Debido a la mayor dedicación de horas hombre por mes a partir de octubre 2010 se lograron avances significativos, lo que permitió que para el mes de mayo 2011 se finalizara el proyecto.

A las horas dedicadas por los integrantes del proyecto hay que sumar las horas del tutor, co-tutor y otros colaboradores. El tutor, Daniel Geido, dedico aproximadamente 70 horas durante el transcurso del proyecto. Franco Simini, co-tutor, dedico aproximadamente 100 horas, incluyendo las horas previas al inicio del proyecto. Tambien hay horas de otros colaboradores donde se incluyen Rafael Canetti, Michel Hakas, Cristina Santos, Andrés Merello, Ernesto López y Pedro Alzugaray totalizando unas 70 horas.

El total de horas-hombre sumando la de los integrantes del proyecto más los colaboradores totaliza 3832.

8.2 Costos.

En esta sección se detallan los costos de desarrollo que tuvo **SIMVENT**. Además se estiman los costos de producción.

Tabla 8.4 - Costos de materiales de desarrollo

	Costo (US\$)
Pistón	330
Motor	260
Sensores de presión	62
Circuitos e integrados	275
Microprocesador	20
Cremallera y piñón	350
Varios ¹⁰	86
Gastos aduana	100
Total	1483

Tabla 8.4 - Costo de materiales utilizados en el desarrollo - fuente SIMVENT.

En los materiales para desarrollo se consideran todos los gastos realizados para el proyecto aunque luego estos no hayan sido utilizados en el prototipo final. Dentro de los gastos no se incluye los materiales que se reciclaron de instrumentos en desuso. El encoder fue extraído de una impresora hp, la válvula para resistencia de las vías aéreas fue extraída de un ventilador siemens 900D. El carro utilizado como soporte del prototipo fue prestado por el Departamento de Fisiopatología del HC.

Para estimar el costo de un prototipo se debe calcular el costo total del desarrollo incluyendo las horas-hombre insumidas y otros costos indirectos que no se hayan incluido. La hora-hombre se valora en US\$ 20, número que también incluye el uso de las herramientas proporcionadas por la Universidad. Este valor asciende a un total de US\$ 76.640. Por último se agrega el costo que se hubiese tenido debido a los trabajos de carpintería que no fueron cobrados, los cuales se estiman en US\$ 300 por 15 horas de trabajo. El costo de los elementos reciclados (Carro, encoder, pinza de caño, etc.) es estimado en US\$ 2.500.

El **costo total** del desarrollo por lo tanto asciende a **US\$ 79.500**

¹⁰ incluye tornillos, gomas, arandelas, caños, conectores, etc.

En caso que se desee llevar a producción **SIMVENT** se estiman los gastos de materiales efectivamente empleados y en uso en el prototipo. Estos se muestran en la tabla 8.5.

Tabla 8.5 Costo de las partes de **SIMVENT**

	Costo (US\$)
Pistón	330
Motores ¹¹	300
Sensores	72
Circuitos integrados ^e	220
Microprocesador	20
Enganche pistón-cremallera ¹²	50
Cremallera y piñón	350
Soporte	500
PC	500
Varios	40
Total	2382

Tabla 8.5 - Costo de materiales para una unidad - fuente SIMVENT.

Con los valores descriptos en la tabla 8.5 se puede estimar el costo aproximado de construir 1, 10 o 100 unidades de **SIMVENT**. En la tabla 8.6 se muestra cual sería el costo de producir **SIMVENT** en grandes cantidades, amortizando el desarrollo. Para valores mayores que 100 se considera un 10% de descuento en materiales y armado. La columna de 1000 ejemplares tiene la única finalidad de mostrar el costo en caso de amortizar completamente el costo de desarrollo.

Cantidad de unidades	1		10		100		1000	
	US\$	%	US\$	%	US\$	%	US\$	%
Materiales	2382	2,90%	2382	22,62%	2144	68,74%	2144	89,18%
Armado	200	0,24%	200	1,90%	180	5,77%	180	7,49%
Amortización de desarrollo	79500	96,85%	7950	75,48%	795	25,49%	80	3,33%
Costo unitario	82082	100,00%	10532	100,00%	3119	100,00%	2404	100,00%

Tabla 8.6

En conclusión se deduce que **SIMVENT** es un prototipo de unos US\$ 2400 en componentes y que esta cifra sería un piso en las

¹¹ se estima precio del motor chico a US\$40

¹² el enganche se estima en US\$ 50 de las cotizaciones de tornería

futuras evaluaciones de oportunidad productiva manteniendo la actual composición. Es claro que optimizando características de los elementos de **SIMVENT**.

La comparación de costos de **SIMVENT** con la oferta del mercado, realizada en el capítulo 1 en cuanto a sus características, se completa aquí con los precios de venta de la competencia.

ESPECIFICACIONES	SIMVENT	ASL 5000	LINEAR TEST LUNG	Simulador Chileno
Valor de Complacencia	Programable por software	Programable por software	Fijo	Programable
Valor de Resistencia	Programable por software	Programable por software	Fijo	Programable
Curva de complacencia	Complacencia constante a tramos	Curvas no lineales	Constante	Constante a tramo
Rango de valores de complacencia	5 - 100 cm ³ /cmH ₂ O	0.5 - 1000 cm ³ /cmH ₂ O	30, 60, 120	7.7 a 38.5
Curva de resistencia	Constante	Lineal o Parabólica	Constante	Lineal o Parabólica
Rango de valores de resistencia	5 - 35 cmH ₂ O/l/s	3 - 500 cmH ₂ O/l/s	s/datos	5 a 50
Volumen Máximo	2.0 litros	3.1 Litros	1 Litro	0.5 Litros
Precisión de movimiento	1,83 cm ³	0.014 cm ³	No aplica	1 cm ³
Monitoreo en tiempo real de curvas ventilatorias	Si	Si	No	No
Intentos de inspiración espontanea. Trigger por flujo	Si	Si	No	No
Intentos de inspiración espontanea. Trigger por Presión	Si	Si	No	Si
Reportes pdf , txt u otro tipo de formato	Si	Si	No	No
Frecuencias de muestreo	100Hz	500Hz	No corresponde	No corresponde
Independiente del ventilador	Si	No	Si	Si

Interacción con LabView	No	Si	No	No
Modos de Operación	Pasivo, Espontaneo	Pasivo, Espontaneo, combinado, Generador de ondas	Pasivo	Pasivo, Espontaneo
Peso	16Kg	10Kg	1Kg	2kg
Dimensiones	680 x 482 x 270 mm	425 x 219 x 315 mm	250 x 120 x 30 mm	400 x 240 x 250 mm
Precio (US\$)	>2.400	30.000	500	No corresponde
Costo de desarrollo(US\$)	82.082	s/datos	s/datos	400 + 700 HH

Tabla 8.7

Podemos ver que el desarrollo de **SIMVENT** se justifico ya que se llevo a un producto de calidad que se podría vender a un precio mucho menor que la competencia directa.

Capítulo 9.

Conclusiones

En este capítulo se evalúa el resultado del proyecto además de dejar las bases para la continuación de **SIMVENT**, ya que como en la mayoría de los equipos médicos, habrá varios prototipos antes de llegar a una versión comercial.

Una enseñanza importante que dejó el proyecto fue la de anteponerse a situaciones difíciles así como a las frustraciones. Los tiempos de planificación pueden diferir bastante de los de la vida real, uno debe adaptarse y no ligar las expectativas directamente a los planificaciones. De todas maneras la planificación es muy importante y se aprendió que no se debe trivializar esta etapa.

En líneas generales se puede decir que el proyecto fue exitoso y se cumplieron los objetivos planteados. Se realizaron pruebas con varios VM detectando diferencias en el funcionamiento de los mismos, dando una herramienta a los médicos para decidir cuales tienen mejor rendimiento.

Consideramos que hay varios aspectos en el diseño del prototipo que se pueden mejorar para futuras versiones, el proyecto deja una base muy fuerte sobre la cual seguir trabajando. Dejó muchas conclusiones que serán muy útiles en nuevos prototipos.

En cuanto al software se tiene que es completamente reutilizable para futuros prototipos.

En cuanto a los cambios sugeridos para un segundo prototipo, se tiene que el primer y más importante involucra al sistema Pistón-Motor. Se llegó a la conclusión que para mejorar el rendimiento de **SIMVENT** se debería cambiar el pistón por uno de menor inercia. Disminuir la inercia es clave para mejorar los tiempos de respuesta y por lo tanto el control. El volumen se debería aumentar para incluir el volumen residual dentro del mismo y poder ajustar esta variable. El otro cambio en este sistema debería ser utilizar un motor más chico (ya que disminuye la masa del sistema) y utilizar un sistema de transmisión de fuerza más preciso que una cremallera, un tornillo por ejemplo.

Estos cambios lograrán tener un sistema más preciso y con mejor tiempo de respuesta.

En cuanto a los sensores el principal cambio que habría para hacer es introducir un sensor de flujo. El valor de flujo calculado por **SIMVENT** no tiene una buena exactitud debido a que depende de varias variables que introducen errores y retardos en el cálculo. También se deberían cambiar los sensores de presión por otros con un rango más chico, entre 1.5 psi y 2 psi, para mejorar la precisión y la relación señal a ruido en estas señales. El sistema de medida del volumen con encoder se podría mantener igual ya que dio un buen resultado.

El procesador se debería cambiar por uno con mayor capacidad de cálculo (actualmente el PIC está al límite de su capacidad) y capacidad de adquirir señales analógicas más rápidas. En este primer prototipo la velocidad de control no se podía aumentar demasiado debido a que la velocidad de funcionamiento del motor no es muy rápida, pero si se realiza un cambio de motor y en la transmisión, un aumento en la frecuencia de control mejoraría la exactitud del control.

Los cambios planteados deben realizarse fundamentalmente en el hardware, el software es fácilmente adaptable a los futuros prototipos.

Todos estos cambios no significarían un aumento en el costo del prototipo pero si lo mejorarían sustancialmente.

Hoy en día se tiene un primer prototipo que como característica fundamental tiene la de ser independiente de cualquier ventilador mecánico.

Anexo A.

Hojas de datos

En esta sección se incluyen las hojas de datos resumidas de los componentes más importantes del prototipo.

1-Motor PaP 34KM-K206-99W

2-Sensor de presión ASDX RR X 005PD AA5

3-Encoder HEDS-974x

4-1297

5-1298

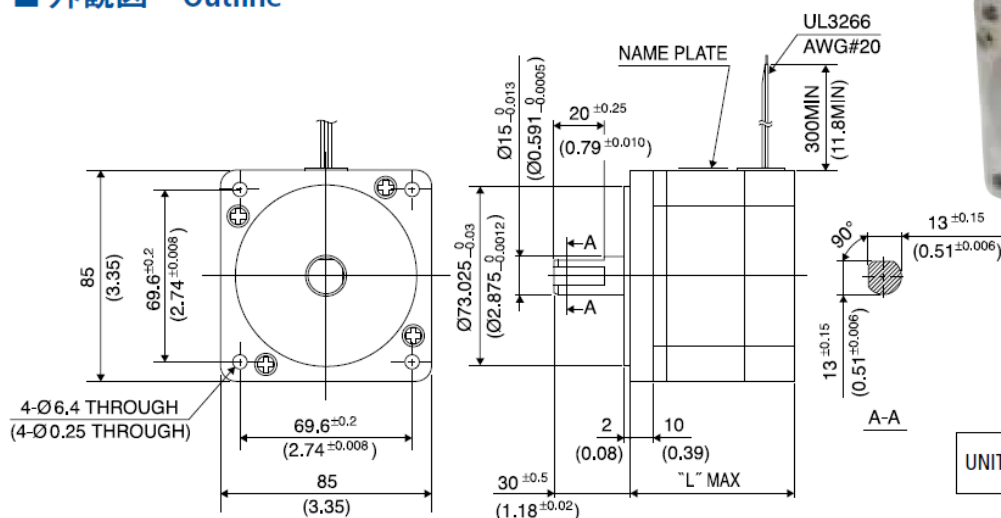
Las hojas de datos del PIC y el cilindro neumático no se adjuntan por estar protegidas. Se encuentran en el DVD adjunto a la documentación.

85 1.8°

34KM-K

1.8°

■ 外観図 Outline



UNIT: mm
(inch)

Hybrid

	"L"
34KM-K0**	66(2.60)
34KM-K1**	96(3.78)
34KM-K2**	126(4.96)

結線表 LW COLOR vs. PHASE

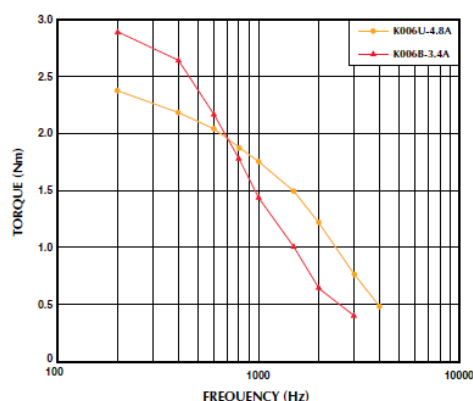
相 (PHASE)	A	A COM	$\bar{A}$	B	B COM	$\bar{B}$
リード線色 (L/W COLOR)	赤 (RED)	黒 (BLK)	黄 (YEL)	青 (BLU)	白 (WHT)	橙 (ORG)

■ 仕様 Specifications

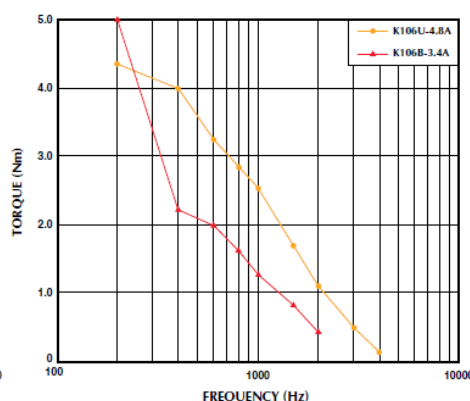
型式	ステップ角	ドライブ方式	定格電流	巻線抵抗	ホールディングトルク	インダクタンス	ロータイナーシャ	ディテントトルク	質量
Model	Step Angle	Drive Sequence	Rated Current	Resistance	Holding Torque	Inductance	Rotor Inertia	Detent Torque	Mass
	(deg)		(A)	(Ohms)	(mNm)	(mH)	(g·cm ²)	(mNm)	(g)
34KM-K006U	1.8	UNI-POLAR	4.8	0.45	2500	1.6	1200	90	1800
34KM-K106U	1.8	UNI-POLAR	4.8	0.65	4800	3.2	2400	140	2900
34KM-K206U	1.8	UNI-POLAR	4.8	0.85	6700	4.5	3700	190	4000
34KM-K006B	1.8	BI-POLAR	3.4	0.9	3300	6.4	1200	90	1800
34KM-K106B	1.8	BI-POLAR	3.4	1.3	6400	12.8	2400	140	2900
34KM-K206B	1.8	BI-POLAR	3.4	1.7	9200	18.0	3700	190	4000

■ トルク・スピード特性 Torque/Speed Characteristics

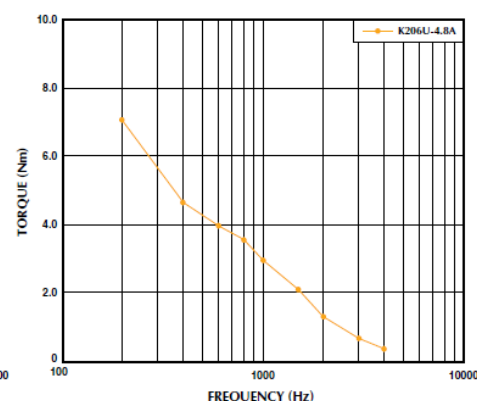
Model No: 34KM-K006U/34KM-K006B
Driver: Chopper Dual
Supply Voltage: 24.0 (Volt)



Model No: 34KM-K106U/34KM-K106B
Driver: Chopper Dual
Supply Voltage: 24.0 (Volt)



Model No: 34KM-K206U
Driver: Chopper Dual
Supply Voltage: 24.0 (Volt)



— : PULL OUT

ASDX Series Silicon Pressure Sensors

Low Pressure and Ultra-Low Pressure Analog Output,
 $\pm 2\%$ Total Error Band,
10 Inches H₂O to 100 psi



DESCRIPTION

The ASDX Series is a Silicon Pressure Sensor offering a ratiometric analog interface for reading pressure over the specified full scale pressure span and temperature range.

The ASDX is fully calibrated and temperature compensated for sensor offset, sensitivity, temperature effects and non-linearity using an on-board Application Specific Integrated Circuit (ASIC). Calibrated output values for pressure are updated at approximately 1 kHz.

The standard ASDX is calibrated over the temperature range of 0 °C to 85 °C [32 °F to 185 °F]. The sensor is characterized for operation from a single power supply of either 3.3 Vdc or 5.0 Vdc.

FEATURES

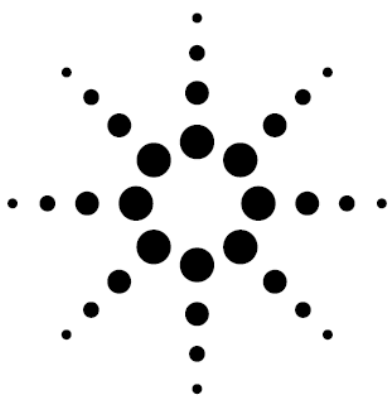
- Ratiometric 12-bit analog output
- Precision ASIC conditioning and temperature compensated over 0 °C to 85 °C [32 °F to 185 °F] temperature range
- Low operating voltage
- Absolute, differential and gage types
- Pressure ranges from 10 inches H₂O to 100 psi
- Standard calibrations in inches H₂O, cm H₂O, psi, mbar, bar, kPa
- Total error band of $\pm 2.0\%$ of full scale span maximum
- RoHS compliant

These sensors are available to measure absolute, differential and gage pressures. The absolute versions have an internal vacuum reference and an output value proportional to absolute pressure. Differential versions allow application of pressure to either side of the sensing diaphragm. Gage versions are referenced to atmospheric pressure and provide an output proportional to pressure variations from atmosphere.

The ASDX Series sensors are intended for use with non-corrosive, non-ionic working fluids such as air and dry gases. They are designed and manufactured according to standards in ISO 9001.

POTENTIAL APPLICATIONS

- Flow calibrators
- Ventilation and air flow monitors
- Gas flow instrumentation
- Sleep apnea monitoring and therapy equipment
- Barometry
- Pneumatic controls
- HVAC



Agilent HEDS-974x Series for 180, 300, 360 LPI Small Optical Encoder Modules Data Sheet



Description

The HEDS-974x series is a high performance, low cost, optical incremental encoder module. When operated in conjunction with code-strip, this module detects linear position. The module consists of a lensed LED source and a detector IC enclosed in a small C-shaped plastic package. Due to a highly collimated light source and a unique photodetector array, the module is extremely tolerant to mounting misalignment.

The two-channel digital outputs and 5 V supply input are accessed through four solder-plated leads located on 2.54 mm (0.1 inch) centers.

Applications

The HEDS-974x provides sophisticated motion detection at a low cost, making close-loop control very cost-competitive! Typical applications include printers, plotters, copiers, and office automation equipment.

Note: Agilent Technologies encoders are not recommended for use in safety critical applications. Eg. ABS braking systems, power steering, life support systems and critical care medical equipment.

Please contact sales representative if more clarification is needed.

Theory of Operation

The HEDS-974x is a C-shaped emitter/detector module. Coupled with a codewheel, it translates rotary motion into a two-channel digital output. Coupled with a codestrip, it translates linear motion into digital outputs.

As seen in the block diagram, the module contains a single Light Emitting Diode (LED) as its light source. The light is collimated into a parallel beam by means of a single lens located directly over the LED. Opposite the emitter is the integrated detector circuit.

This IC consists of multiple sets of photodetectors and the signal processing circuitry necessary to produce the digital waveforms.

The codestrip moves between the emitter and detector, causing the light beam to be interrupted by the pattern of spaces and bars on the codestrip. The photodiodes which detect these interruptions are arranged in a pattern that corresponds to the count density of the

Features

- Small size
- Multiple mounting options
- Wide resolution range
- Linear options available
- No signal adjustment required
- Insensitive to radial and axial play
- -40°C to $+85^{\circ}\text{C}$ operating temperature
- High resolution version of the HEDS-970x
- Two-channel quadrature output
- TTL or 5.0 V CMOS compatible
- Single 5 V supply
- Wave solderable
- Integrated 2.5 K Ω pullup on outputs

codestrip. These detectors are also spaced such that a light period on one pair of detectors corresponds to a dark period on the adjacent pair of detectors. The photodiode outputs are fed through the signal processing circuitry. Two comparators receive these signals and produce the final outputs for channels A and B. Due to this integrated phasing technique, the digital output of channel A is in quadrature with channel B (90 degrees out of phase).

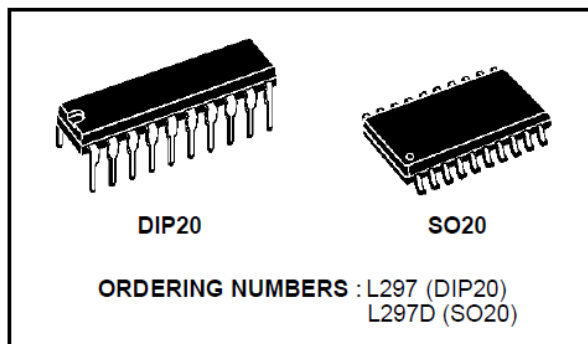
ESD WARNING: NORMAL PRECAUTIONS SHOULD BE TAKEN TO AVOID STATIC DISCHARGE.



Agilent Technologies

STEPPER MOTOR CONTROLLERS

- NORMAL/WAVE DRIVE
- HALF/FULL STEP MODES
- CLOCKWISE/ANTICLOCKWISE DIRECTION
- SWITCHMODE LOAD CURRENT REGULATION
- PROGRAMMABLE LOAD CURRENT
- FEW EXTERNAL COMPONENTS
- RESET INPUT & HOME OUTPUT
- ENABLE INPUT



DESCRIPTION

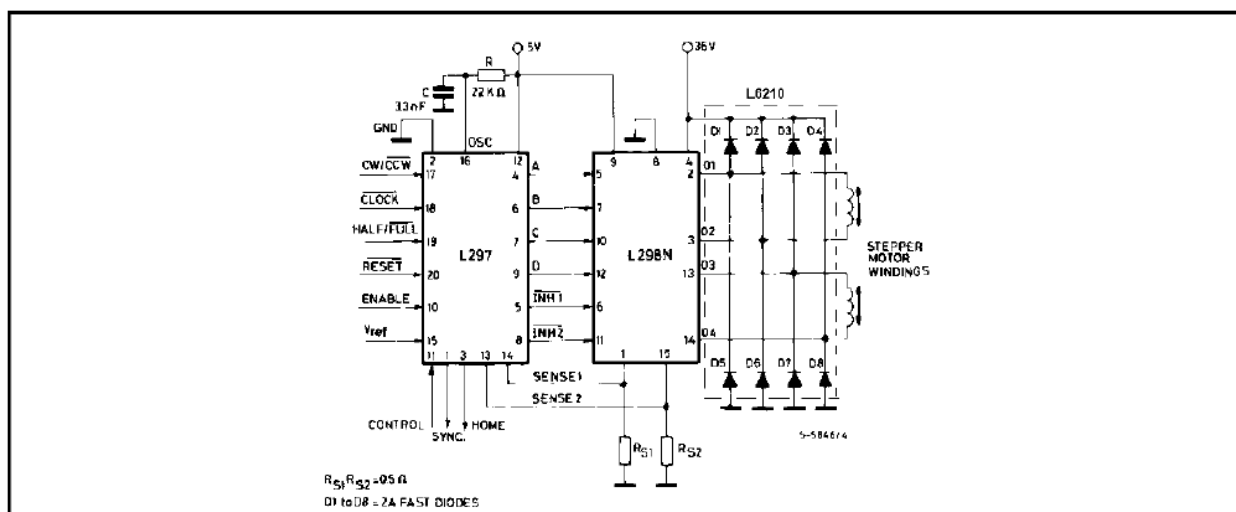
The L297/A/D Stepper Motor Controller IC generates four phase drive signals for two phase bipolar and four phase unipolar step motors in microcomputer-controlled applications. The motor can be driven in half step, normal and wave drive modes and on-chip PWM chopper circuits permit switchmode control of the current in the windings. A

feature of this device is that it requires only clock, direction and mode input signals. Since the phase are generated internally the burden on the microprocessor, and the programmer, is greatly reduced. Mounted in DIP20 and SO20 packages, the L297 can be used with monolithic bridge drives such as the L298N or L293E, or with discrete transistors and darlingtonts.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_s	Supply voltage	10	V
V_i	Input signals	7	V
P_{tot}	Total power dissipation ($T_{amb} = 70^\circ\text{C}$)	1	W
T_{stg}, T_j	Storage and junction temperature	-40 to + 150	$^\circ\text{C}$

TWO PHASE BIPOLAR STEPPER MOTOR CONTROL CIRCUIT

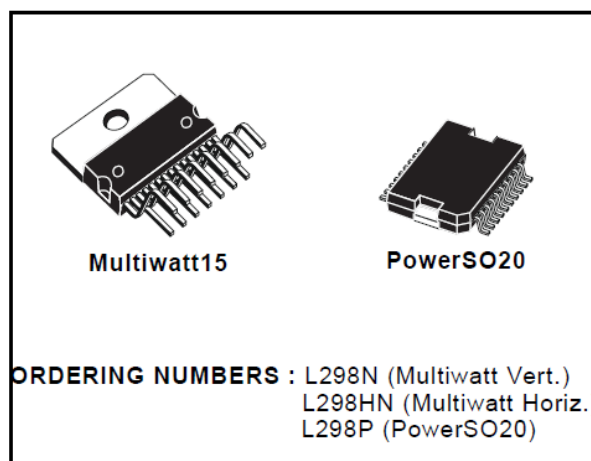


DUAL FULL-BRIDGE DRIVER

- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 46 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

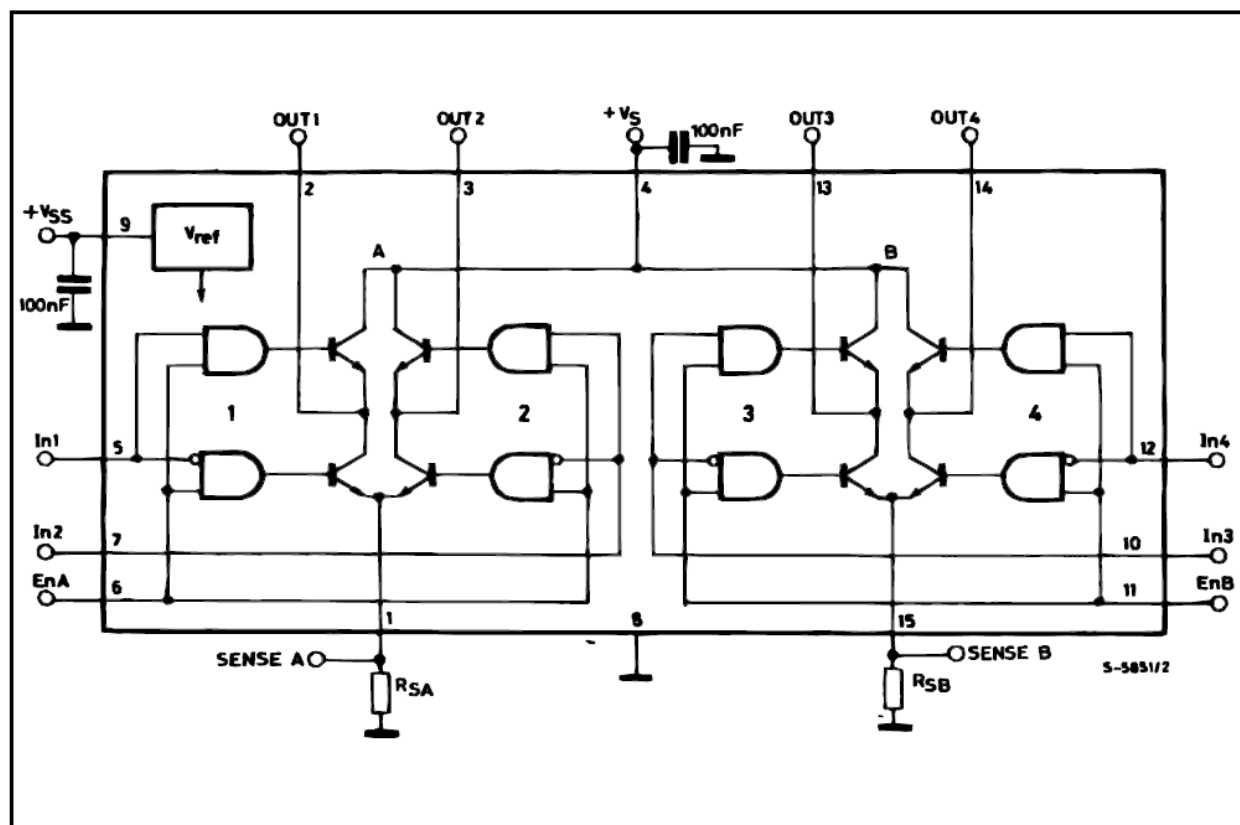
DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the con-



nection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.

BLOCK DIAGRAM

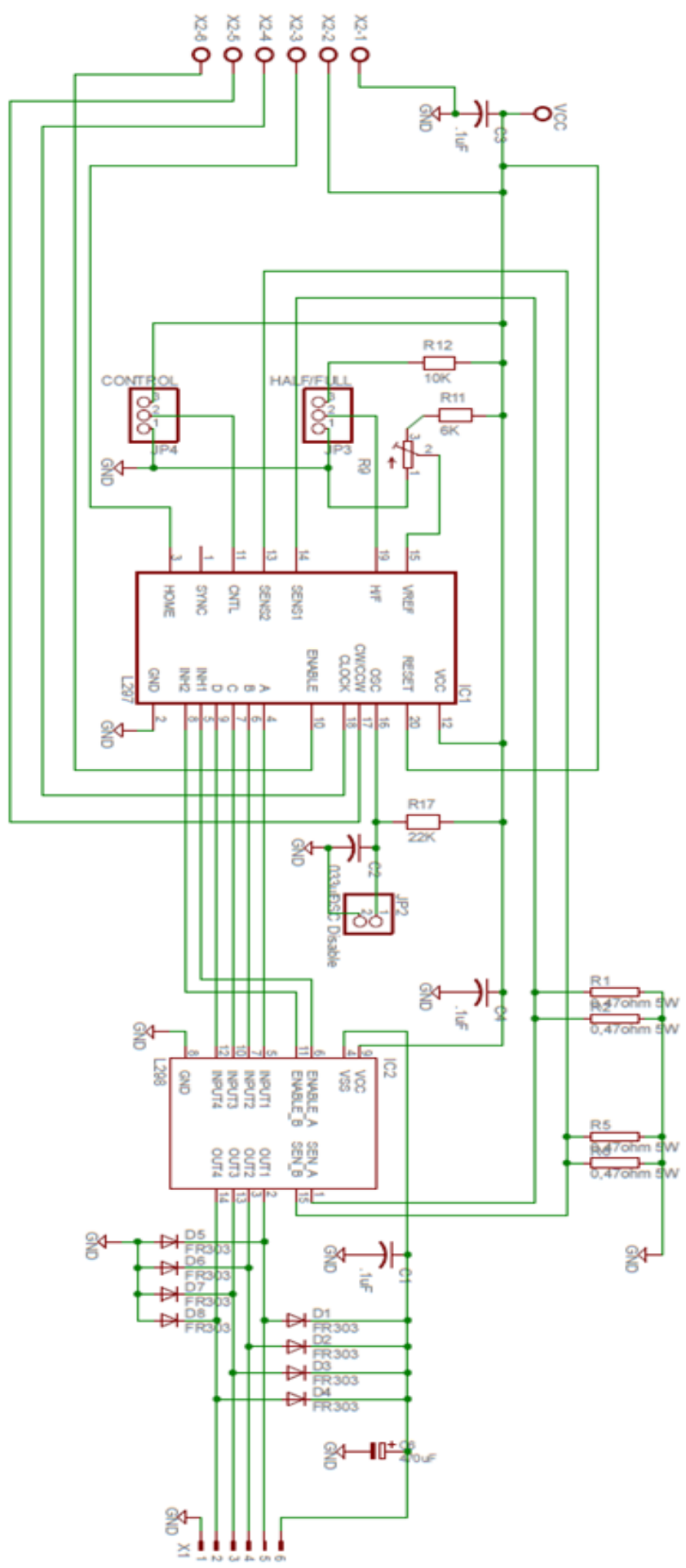


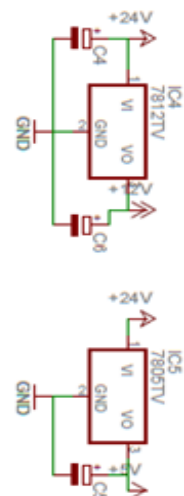
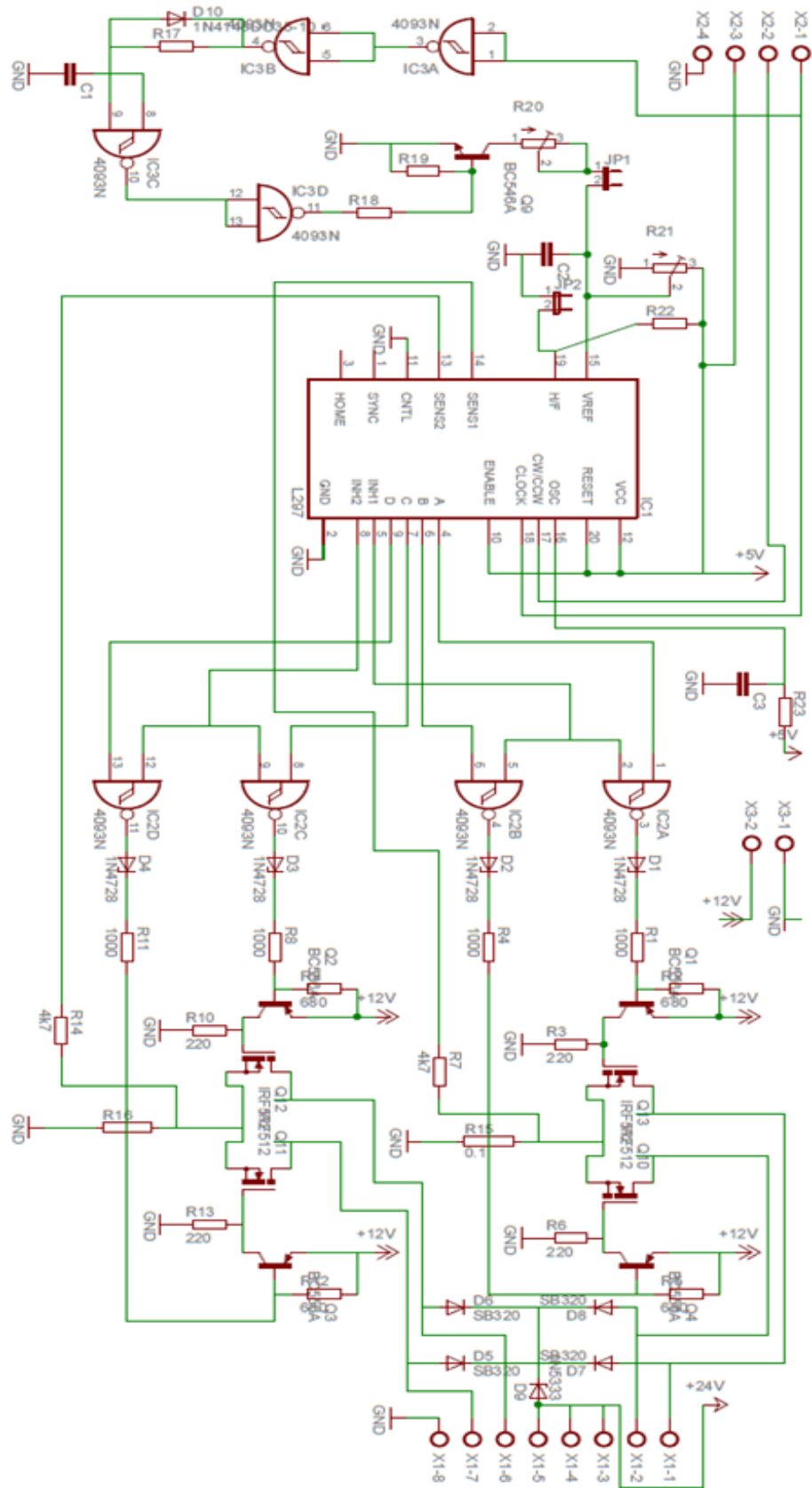
Anexo B.

Esquemáticos.

En este anexo se muestra todos los esquemáticos de todos los circuitos del prototipo.

L297/L298 Stepper Driver





Anexo C.

Resultado de pruebas.

En este anexo se define el protocolo de prueba utilizado para realizar las pruebas sobre **SIMVENT** y sobre los Ventiladores Mecánicos.

Se enlista el protocolo de pruebas que se escribió. Luego se muestra las pruebas realizadas sobre **SIMVENT** y sus resultados. En la última sección se muestra todas las pruebas realizadas sobre cada VM en estudio con sus respectivos resultados.

C.1 Protocolo de Pruebas.

#	Modo	Vol Pres	Onda	Frec	PEEP	Pausa (s)	Trigger (cmH ₂ O)	Duración (s)	C	R
1	VC	500	cuadrada	12	0	0.5	10	100	30	5
2	VC	800	Cuadrada	12	0	0.5	10	100	30	5
3	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	30	5
4	VC	300	Cuadrada	18	0	0	10	100	30	5
5	VC	500	Triangular	12	0	0.5	10	100	30	5
6	PC	20	45	12	0	0	10	100	20	5
7	PC	20	45	18	5	0	10	100	20	5
8	PC	30	45	12	5	0	10	100	20	5
9	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	20	5
10	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	15	5
11	VC	500	Cuadrada	12	5	0.5	10	100	20	10
12	VC	500	cuadrada	12	5	0.5	10	100	30	10

Tabla C.1

C.2 Resultado pruebas sobre SIMENT.

C.2.1 INTERMED

Número prueba	Complacencia (cm ³ /cmH ₂ O)	Desvío Complacencia	Resistencia (cmH ₂ O/l/s)	Desvío Resistencia	Error (mmH ₂ O)	Desvío Error
1	29.98	0.67	7.36	1.11	5.51	21.64
3	30.26	1.08	6.90	1.56	7.84	20.41
4	29.27	1.60	5.35	0.63	5.31	22.52
5	31.45	0.47	4.18	0.49	5.65	23.43
6	19.25	0.12	4.32	0.29	4.49	30.29
7	18.40	1.94	5.19	0.43	8.94	33.29
8	19.59	0.64	5.52	0.54	11.68	34.31
9	19.37	0.21	5.35	0.07	12.93	22.81
10	14.68	0.15	6.18	1.01	18.56	31.48
11	20.15	0.30	10.72	1.26	12.24	24.26
12	30.22	0.77	9.40	1.54	7.36	20.71

Tabla C.2

C.2.2 NEUMOVENT GRAPHNET

Número prueba	Complacencia (cm ³ /cmH ₂ O)	Desvío Complacencia	Resistencia (cmH ₂ O/l/s)	Desvío Resistencia	Error (mmH ₂ O)	Desvío Error
1	30.63	0.56	5.22	0.70	8.04	21.20
2	30.25	0.12	5.28	0.33	-0.53	27.35
3	29.80	0.75	4.33	0.89	9.27	20.93
4	26.45	1.73	5.31	1.03	0.42	28.29
5	33.09	0.29	0.99	0.82	3.95	27.52
6	22.28	0.56	4.30	0.38	-4.45	33.47
7	21.09	0.97	4.35	2.26	6.99	39.15
8	19.71	0.31	5.34	0.42	15.00	42.62
9	19.81	0.37	3.78	1.23	14.91	24.88
10	14.90	0.06	5.16	0.95	19.58	29.89
11	20.03	0.17	12.22	3.09	14.07	25.29
12	30.59	0.74	10.71	1.77	7.87	22.31

Tabla C.3

C.2.3 SERVOI MAQUET

Número prueba	Complacencia (cm ³ /cmH ₂ O)	Desvío Complacencia	Resistencia (cmH ₂ O/l/s)	Desvío Resistencia	Error (mmH ₂ O)	Desvío Error
1	30.07	1.03	4.83	0.27	0.63	29.09
2	26.69	0.81	6.46	0.36	1.03	36.19
3	28.78	2.92	5.48	0.71	10.13	29.37
4	25.06	5.67	3.96	0.64	-0.17	44.80
7	33.99	3.64	5.02	0.59	2.64	56.02
9	19.66	0.76	5.26	0.17	19.24	34.46
10	16.03	0.50	5.42	0.46	20.70	39.63
11	20.19	1.01	7.98	1.35	17.43	32.40
12	29.80	2.78	9.29	2.19	10.00	28.28

Tabla C.4

C.2.4 SIEMENS 900D

Número prueba	Complacencia (cm ³ /cmH ₂ O)	Desvío Complacencia	Resistencia (cmH ₂ O/l/s)	Desvío Resistencia	Error (mmH ₂ O)	Desvío Error
1	30.15	1.38	5.89	1.65	3.21	23.24
2	31.52	0.24	4.55	0.22	-0.68	27.29
3	28.78	0.35	4.29	0.64	10.21	22.48

Tabla C.5

C.3 Resultado pruebas sobre ventiladores.

C.3.1 INTERMED

Prueba 1	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.87	177.39	60.00	18.261	12.00	3.00
σ Vent	1.58	8.10	0	3.88	0	0
SIMVENT	423.03	183.74	55.95	17.12	14.81	3.79
σ SIMVENT	4.96	7.37	1.47	10.85	0.13	0.05
Error Abs	-81.84	6.35	-4.05	-1.14	2.81	0.79
σ Error	4.42	6.78	1.47	12.19	0.13	0.05

Tabla C.6

Prueba 2	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	806.58	250.00	80.00	15.42	12.00	2.40
σ Vent	2.21	7.80	0.00	5.09	0.00	0.00
SIMVENT	667.47	253.00	79.66	32.88	14.97	2.93
σ SIMVENT	8.14	9.49	2.04	33.19	0.14	0.08
Error Abs	-139.11	3.00	-0.34	17.46	2.97	0.53
σ Error	7.65	8.16	2.04	34.01	0.14	0.08

Tabla C.7

Prueba 3	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.63	220.42	97.50	57.92	12.00	3.00
σ Vent	1.41	21.16	4.42	4.15	0.00	0.00
SIMVENT	419.69	221.88	91.43	90.66	15.23	3.43
σ SIMVENT	29.22	23.36	2.65	30.16	0.06	0.02
Error Abs	-84.93	1.46	-6.07	32.75	3.23	0.43
σ Error	29.28	7.54	4.72	29.64	0.06	0.02

Tabla C.8

Prueba 4	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	303.53	145.56	61.94	37.78	18.00	2.90
σ Vent	1.13	22.10	21.22	20.16	0.00	0.00
SIMVENT	266.37	140.08	42.51	37.23	22.12	3.10
σ SIMVENT	8.20	17.68	1.12	25.68	0.21	0.20
Error Abs	-37.16	-5.47	-19.43	-0.54	4.12	0.20
σ Error	8.24	29.64	21.50	32.53	0.21	0.20

Tabla C.9

Prueba 5	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	502.00	209.58	60.00	10.83	12.00	2.90
σ Vent	0.78	8.59	0.00	2.82	0.00	0.00
SIMVENT	412.47	232.83	55.49	13.21	14.69	3.85
σ SIMVENT	2.21	8.03	1.14	4.34	0.11	0.09
Error Abs	-89.53	23.25	-4.51	2.38	2.69	0.95
σ Error	2.08	9.33	1.14	5.10	0.11	0.09

Tabla C.10

Prueba 6	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	659.17	251.74	64.78	10.00	12.00	2.8
σ Vent	4.49	7.17	5.11	0.00	0.00	0.00
SIMVENT	526.57	248.87	56.58	10.18	14.26	4.66
σ SIMVENT	4.27	7.01	0.95	1.39	0.08	0.04
Error Abs	-132.61	-2.87	-8.20	0.17	2.26	1.86
σ Error	3.41	6.33	5.74	1.39	0.08	0.04

Tabla C.11

Prueba 8	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	1121.70	377.50	130.00	58.33	12.00	2.80
σ Vent	34.97	4.42	0.00	3.81	0.00	0.00
SIMVENT	727.95	365.54	118.15	50.21	15.10	4.72
σ SIMVENT	17.49	6.03	1.39	27.18	0.24	0.28
Error Abs	-393.72	-11.96	-11.85	-8.12	3.10	1.92
σ Error	32.01	9.19	1.39	28.61	0.24	0.28

Tabla C.12

Prueba 9	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.33	274.17	110.00	57.92	12.00	2.90
σ Vent	1.31	45.49	0.00	4.15	0.00	0.00
SIMVENT	429.21	274.50	103.48	59.76	15.08	3.38
σ SIMVENT	50.27	38.97	5.35	16.39	0.41	0.16
Error Abs	-75.12	0.33	-6.52	1.84	3.08	0.48
σ Error	50.27	11.60	5.35	16.55	0.41	0.15

Tabla C.13

Prueba 10	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.75	313.79	119.17	59.17	11.00	2.90
σ Vent	1.26	35.59	2.82	2.82	0.00	0.00
SIMVENT	427.78	311.79	111.15	55.47	14.83	3.46
σ SIMVENT	30.25	40.37	4.78	6.78	0.72	0.28
Error Abs	-76.97	-2.00	-8.01	-3.69	3.83	0.56
σ Error	30.00	10.36	6.25	6.69	0.72	0.28

Tabla C.14

Prueba 11	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.21	275.00	110.42	59.17	12.00	2.90
σ Vent	1.38	24.67	2.04	2.82	0.00	0.00
SIMVENT	425.48	271.92	104.80	67.45	15.14	3.35
σ SIMVENT	22.00	23.44	3.24	30.03	0.13	0.04
Error Abs	-78.73	-3.08	-5.61	8.28	3.13	0.46
σ Error	21.52	9.60	3.72	29.56	0.13	0.04

Tabla C.15

Prueba 12	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.88	237.50	104.58	60.00	12.00	3.00
σ Vent	1.48	20.27	5.09	4.17	0.00	0.00
SIMVENT	425.81	237.17	97.56	80.03	15.28	3.55
σ SIMVENT	25.74	23.92	3.04	32.55	0.06	0.09
Error Abs	-79.06	-0.33	-7.02	20.03	3.28	0.55
σ Error	25.84	8.51	6.19	32.61	0.06	0.093

Tabla C.16

NEUMOVENT GRAPHNET

Prueba 1	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	472.33	194.76	56.86	21.19	12.00	s/datos
σ Vent	24.02	11.67	1.35	0.87	0.00	s/datos
SIMVENT	443.42	190.90	55.94	24.67	14.73	4.23
σ SIMVENT	15.28	14.94	2.15	6.08	0.71	0.33
Error Abs	-28.91	-3.86	-0.92	3.48	2.76	s/datos
σ Error	22.14	8.51	1.64	5.32	0.57	s/datos

Tabla C.17

Prueba 2	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	792.48	274.78	65.52	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	3.33	5.11	0.84	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	706.79	269.74	60.16	-0.50	14.40	4.48
σ SIMVENT	2.77	5.03	1.85	1.94	0.05	0.02
Error Abs	-85.69	-5.04	-5.36	-0.50	2.40	s/datos
σ Error	2.05	5.86	1.88	1.94	0.05	s/datos

Tabla C.18

Prueba 3	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	443.75	214.58	86.75	50.75	12.00	s/datos
σ Vent	33.92	22.65	3.22	4.74	0.00	s/datos
SIMVENT	439.62	205.92	81.21	77.67	14.81	4.16
σ SIMVENT	22.40	21.93	3.42	34.41	1.54	1.00
Error Abs	-4.13	-8.67	-5.53	26.9	3.18	s/datos
σ Error	43.63	22.18	2.97	35.80	0.27	s/datos

Tabla C.19

Prueba 4	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	294.71	133.43	29.54	0.00	18.00	s/datos
σ Vent	4.97	4.82	1.20	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	263.47	127.54	29.20	-1.48	21.63	3.04
σ SIMVENT	1.85	4.53	1.42	2.39	0.08	0.04
Error Abs	-31.25	-5.89	-0.34	-1.48	3.63	s/datos
σ Error	5.38	5.20	1.76	2.39	0.08	s/datos

Tabla C.20

Prueba 5	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	488.70	288.26	46.35	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	14.92	8.87	0.88	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	443.72	274.83	49.59	4.48	14.38	5.38
σ SIMVENT	1.69	7.64	2.13	3.04	0.63	0.34
Error Abs	-44.98	-13.44	3.24	4.48	2.42	s/datos
σ Error	14.54	9.41	2.47	3.04	0.43	s/datos

Tabla C.21

Prueba 6	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	504.87	227.39	35.96	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	4.37	6.19	0.21	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	473.71	230.78	26.52	-68.11	13.87	7.13
σ SIMVENT	7.43	7.86	2.11	3.83	0.12	0.31
Error Abs	-31.16	3.39	-9.44	-68.12	18.70	s/datos
σ Error	7.37	5.91	2.13	3.83	0.12	s/datos

Tabla C.22

Prueba 7	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	560.25	283.33	104.44	50.64	18.00	s/datos
σ Vent	19.65	10.14	1.44	4.92	0.00	s/datos
SIMVENT	558.20	290.86	103.01	62.69	22.41	3.08
σ SIMVENT	24.66	14.60	3.08	21.40	1.15	0.30
Error Abs	-2.05	7.53	-1.44	12.05	4.52	s/datos
σ Error	21.89	8.63	3.12	19.98	0.59	s/datos

Tabla C.23

Prueba 8	V _{corriente} (cm ³)	P _{vias} máx (mmH ₂ O)	P _{vias} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	755.13	387.92	106.50	50.17	12.00	s/datos
σ Vent	27.49	4.15	2.41	5.15	0.00	s/datos
SIMVENT	769.35	397.54	102.66	49.13	15.01	4.64
σ SIMVENT	11.99	5.38	2.59	13.85	0.17	0.18
Error Abs	14.23	9.63	-3.84	-1.04	3.01	s/datos
σ Error	29.75	4.70	1.63	13.74	0.17	s/datos

Tabla C.24

Prueba 9	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	433.71	257.92	94.29	48.96	12.00	s/datos
σ Vent	30.99	23.95	4.62	8.85	0.00	s/datos
SIMVENT	440.13	261.33	97.13	52.87	14.99	3.96
σ SIMVENT	25.42	23.95	4.50	25.76	0.06	0.09
Error Abs	6.42	3.42	2.84	3.91	2.99	s/datos
σ Error	33.94	4.24	1.61	24.87	0.06	s/datos

Tabla C.25

Prueba 10	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	439.71	290.00	106.75	47.79	12.00	s/datos
σ Vent	31.23	8.85	4.51	9.66	0.00	s/datos
SIMVENT	430.98	309.50	109.72	52.89	14.83	4.02
σ SIMVENT	21.20	27.27	4.92	7.97	0.25	0.27
Error Abs	-8.73	19.50	2.97	5.09	2.83	s/datos
σ Error	34.64	26.11	1.37	10.76	0.25	s/datos

Tabla C.26

Prueba 11	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	435.50	289.58	101.54	50.33	12.00	s/datos
σ Vent	31.71	28.66	5.68	5.44	0.00	s/datos
SIMVENT	434.92	290.58	103.51	69.70	14.89	4.07
σ SIMVENT	25.59	30.04	5.97	34.47	0.66	0.29
Error Abs	-0.57	1.00	1.97	19.37	2.90	s/datos
σ Error	31.15	5.76	2.74	30.93	0.58	s/datos

Tabla C.27

Prueba 12	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	459.17	236.67	93.50	51.04	12.00	s/datos
σ Vent	22.73	12.74	2.13	4.74	0.00	s/datos
SIMVENT	440.48	237.75	94.93	72.99	15.21	4.10
σ SIMVENT	12.70	13.45	2.46	29.10	0.044	0.06
Error Abs	-18.68	1.08	1.43	21.95	32.14	s/datos
σ Error	19.20	5.18	0.88	28.77	0.044	s/datos

Tabla C.28

SERVOI MAQUET

Prueba 1	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	523.26	208.70	40.00	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	9.68	3.44	0.00	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	517.11	259.17	38.21	0.23	14.14	7.66
σ SIMVENT	9.51	18.91	1.23	1.55	0.07	0.04
Error Abs	-6.15	50.48	-1.80	0.23	2.14	s/datos
σ Error	4.00	19.90	1.23	1.55	0.07	s/datos

Tabla C.29

Prueba 2	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	785.30	371.30	70.00	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	6.00	4.58	0.00	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	766.33	370.26	61.66	10.00	14.37	7.32
σ SIMVENT	25.04	13.29	1.45	50.87	0.06	0.28
Error Abs	-18.97	-1.04	-8.34	10.00	2.37	s/datos
σ Error	25.78	15.20	1.45	50.87	0.06	s/datos

Tabla C.30

Prueba 3	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	563.48	253.91	83.04	40.00	12.00	s/datos
σ Vent	43.17	24.26	4.71	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	552.76	263.96	81.05	37.55	15.02	6.59
σ SIMVENT	47.76	28.02	4.13	27.64	0.25	0.40
Error Abs	-10.72	10.04	-1.99	-2.46	3.02	s/datos
σ Error	25.21	15.98	4.00	27.64	0.25	s/datos

Tabla C.31

Prueba 4	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	306.15	116.76	21.18	0.00	18.00	s/datos
σ Vent	19.07	60.99	3.27	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	308.43	245.09	22.93	0.55	21.23	8.63
σ SIMVENT	23.15	13.38	2.20	8.62	0.12	1.34
Error Abs	2.29	128.32	1.75	0.55	3.23	s/datos
σ Error	9.32	55.35	1.94	8.62	0.12	s/datos

Tabla C.32

Prueba 6	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	683.87	208.26	52.61	0.00	12.00	s/datos
σ Vent	28.03	21.03	4.49	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	595.20	250.35	46.92	25.65	14.32	5.68
σ SIMVENT	24.66	23.42	1.73	43.53	0.17	2.90
Error Abs	-88.67	42.09	-5.69	25.65	2.32	5.68
σ Error	40.15	37.35	3.79	43.53	0.17	2.91

Tabla C.33

Prueba 7	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	662.41	217.65	94.12	42.06	18.00	s/datos
σ Vent	25.77	49.42	5.00	4.10	0.00	s/datos
SIMVENT	625.12	301.06	91.02	51.49	22.92	2.60
σ SIMVENT	22.88	20.29	2.20	49.92	0.46	0.08
Error Abs	-37.30	83.41	-3.09	9.43	4.92	s/datos
σ Error	31.52	64.57	38.41	50.39	0.46	s/datos

Tabla C.34

Prueba 8	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	1067.30	355.65	120.00	41.74	12.00	s/datos
σ Vent	35.90	9.92	0.00	3.88	0.00	s/datos
SIMVENT	1004.60	386.65	115.48	38.70	15.26	2.91
σ SIMVENT	43.37	30.29	2.09	38.36	0.30	0.13
Error Abs	-62.65	31.00	-4.52	-3.07	3.26	s/datos
σ Error	55.12	35.92	2.09	39.53	0.30	s/datos

Tabla C.35

Prueba 9	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	501.83	287.92	82.92	41.67	12.00	s/datos
σ Vent	1.76	39.99	6.24	3.81	0.00	s/datos
SIMVENT	492.23	297.58	79.96	44.61	14.69	6.43
σ SIMVENT	25.61	46.36	4.85	19.43	0.99	0.58
Error Abs	-9.60	9.67	-2.96	2.95	2.69	s/datos
σ Error	26.29	23.28	6.35	19.44	0.99	s/datos

Tabla C.36

Prueba 11	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	502.04	320.42	89.58	40.42	12.00	s/datos
σ Vent	1.52	26.78	3.59	6.90	0.00	s/datos
SIMVENT	490.91	324.46	83.31	33.29	14.67	6.33
σ SIMVENT	32.57	39.31	2.69	22.43	0.26	0.44
Error Abs	-11.13	4.04	-6.28	-7.13	2.67	s/datos
σ Error	32.77	18.33	3.91	25.55	0.26	s/datos

Tabla C.37

Prueba 12	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	502.42	271.25	80.83	40.83	12.00	s/datos
σ Vent	3.18	21.12	2.82	2.82	0.00	s/datos
SIMVENT	485.23	261.92	75.74	32.46	14.97	6.42
σ SIMVENT	23.61	28.04	3.31	40.06	0.24	0.12
Error Abs	-17.19	-9.33	-5.10	-8.38	2.97	s/datos
σ Error	24.21	12.29	2.91	39.59	0.24	s/datos

Tabla C.38

SIEMENS 900D

Prueba 1a	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	509.13	s/datos	s/datos	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	1.39	s/datos	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	433.41	180.29	46.38	5.40	14.69	3.46
σ SIMVENT	1.51	5.54	1.65	1.69	0.05	0.03
Error Abs	-75.72	s/datos	s/datos	5.40	1.99	s/datos
σ Error	1.25	s/datos	s/datos	1.69	0.05	s/datos

Tabla C.39

Prueba 1b	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	161.00	s/datos	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	s/datos	14.12	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	431.32	179.04	43.27	2.34	14.65	3.47
σ SIMVENT	1.46	4.20	1.43	2.05	0.06	0.05
Error Abs	s/datos	18.04	s/datos	2.34	1.95	s/datos
σ Error	s/datos	14.76	s/datos	2.05	0.06	s/datos

Tabla C.40

Prueba 1c	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	s/datos	40.00	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	s/datos	s/datos	1.87	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	432.95	182.25	45.11	3.08	14.67	3.43
σ SIMVENT	1.81	5.59	2.97	2.22	0.077	0.04
Error Abs	s/datos	s/datos	51.12	3.08	1.97	s/datos
σ Error	s/datos	s/datos	1.78	2.22	0.08	s/datos

Tabla C.41

Prueba 2a	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	800.17	s/datos	s/datos	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	3.74	s/datos	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	659.13	234.63	61.80	3.04	14.66	3.22
σ SIMVENT	3.79	8.40	1.54	1.60	0.04	0.04
Error Abs	-141.04	s/datos	s/datos	3.04	1.96	s/datos
σ Error	1.40	s/datos	s/datos	1.60	0.04	s/datos

Tabla C.42

Prueba 2b	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	228.04	s/datos	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	s/datos	5.95	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	662.95	235.88	61.12	2.50	14.63	3.29
σ SIMVENT	2.99	6.80	1.29	1.55	0.04	0.03
Error Abs	s/datos	78.33	s/datos	2.50	1.93	s/datos
σ Error	s/datos	8.07	s/datos	1.55	0.04	s/datos

Tabla C.43

Prueba 2c	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	s/datos	62.38	0.00	12.70	s/datos
σ Vent	s/datos	s/datos	0.71	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	661.73	233.00	60.55	1.86	14.67	3.26
σ SIMVENT	3.10	6.22	1.36	1.94	0.04	0.02
Error Abs	s/datos	s/datos	-18.27	1.86	1.97	s/datos
σ Error	s/datos	s/datos	1.37	1.94	0.04	s/datos

Tabla C.44

Prueba 3a	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	514.33	s/datos	s/datos	50.00	12.60	s/datos
σ Vent	26.97	s/datos	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	440.18	202.33	91.50	75.47	15.38	2.97
σ SIMVENT	10.25	6.45	1.98	30.57	0.058	0.02
Error Abs	-74.16	s/datos	s/datos	25.47	2.79	s/datos
σ Error	9.97	s/datos	s/datos	30.57	0.06	s/datos

Tabla C.45

Prueba 3b	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	193.29	s/datos	50.00	12.60	s/datos
σ Vent	s/datos	11.87	s/datos	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	439.01	205.08	92.21	84.09	15.37	2.99
σ SIMVENT	10.72	6.11	1.39	35.28	0.03	0.05
Error Abs	s/datos	11.79	s/datos	34.09	2.77	s/datos
σ Error	s/datos	11.77	s/datos	35.28	0.03	s/datos

Tabla C.46

Prueba 3c	V _{corriente} (cm ³)	P _{vías} máx (mmH ₂ O)	P _{vías} media (mmH ₂ O)	PEEP (mmH ₂ O)	Frecuencia (ciclos/min)	I:E
Vent	s/datos	s/datos	84.33	50.00	12.60	s/datos
σ Vent	s/datos	s/datos	2.43	0.00	0.00	s/datos
SIMVENT	438.94	202.21	91.03	70.46	15.39	2.96
σ SIMVENT	11.69	7.53	1.78	30.99	0.05	0.06
Error Abs	s/datos	s/datos	66.92	65.46	2.79	s/datos
σ Error	s/datos	s/datos	2.71	30.99	0.05	s/datos

Tabla C.47

Anexo D.

Informe tipo.

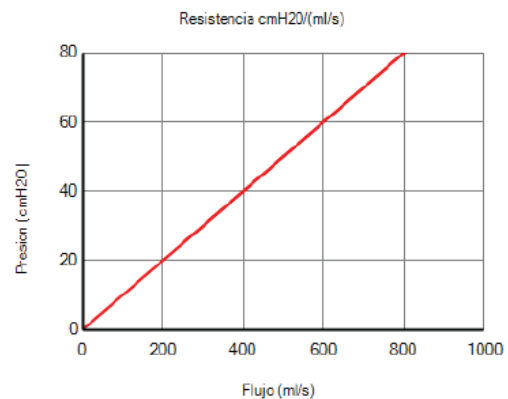
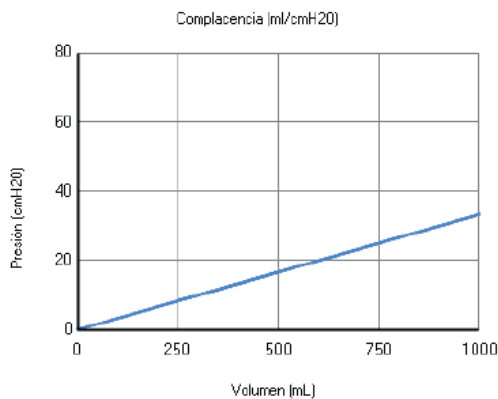
En este anexo se muestra el informe tipo que se imprime cuando se termina una prueba sobre el ventilador.

SIMVENT 1.0

Informe de Ensayo de Ventilador Mecánico

El día domingo, 22 de mayo de 2011, en el NIB, fue sometido el ventilador Siemens, modelo 900 D, número de serie 1234567890 al ensayo de ventilación del simulador de paciente SIMVENT version 1.0.

El paciente SIMVENT actuó con resistencia de vías aéreas R y complacencia C dadas por las siguientes curvas, características del modelo de pulmón utilizado.



Complacencia: 30 ml/cmH20, en todo el rango de 0 ml a 0 ml.

30 ml/cmH20, en todo el rango de 0 ml a 0 ml.

30 ml/cmH20, en todo el rango de 0 ml a 1000 ml.

Resistencia: 5 cmH20 / (ml/s), en todo el rango de flujo.

Comparación de valores dados por el ventilador (instrumento bajo ensayo –IUT) que pretende medir el paciente y valores del paciente SIMVENT:

Modo de ventilación artificial: VCV

Ciclos Anlizados: 20

Parámetros Relevados	IUT	SIMVENT	Diferencia
Presión Pico (cmH20)	21 (4)	24 (6)	3 (5)
Presión Media (cmH20)	16 (4)	18 (5)	2 (3)
PEEP (cmH20)	5 (1)	4,5 (1,5)	0,5 (1)
Volumen Insulfado (ml)	505 (24)	515 (33)	20 (28)
Frecuencia Resp. (resp/min)	15 (0)	16 (2)	1 (1)
Relación I:E	1:3 (0)	1:3 (2)	1 (1)

Los datos relevados se deben interpretar: Valor Medio (Desviación)

Operador: Fulanito de Tal, Firma: _____, Fecha: domingo, 22 de mayo de 2011

SIMVENT 1.0

Informe de Visualización de Curvas de Ventilador Mecánico

Usuario: Darío Rodríguez

Fecha: miércoles, 25 de mayo de 2011

Hora: 01:22:07 p.m.

Lugar: Núcleo de Ingeniería Biomédica

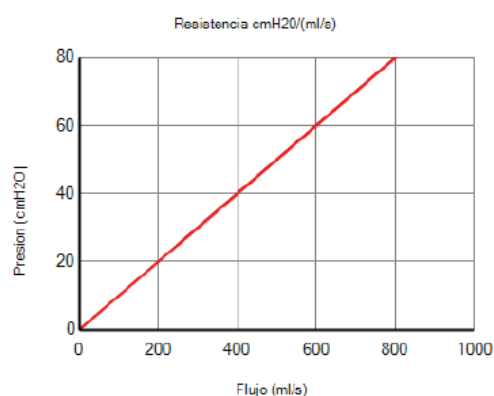
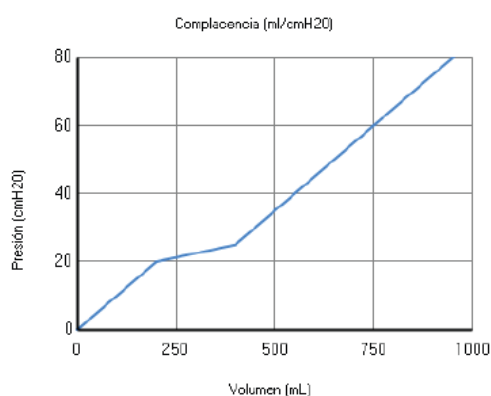
Tiempo de ensayo(hh:mm:ss): 00:08:20,55

Marca Ventilador: Siemens

Modelo Ventilador: 900 D

N° de Serie: 1234567890

Parámetros del modelo de Pulmón:



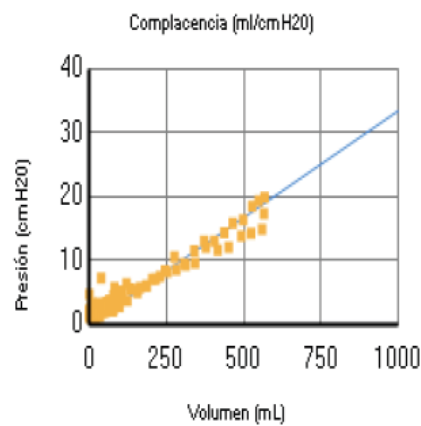
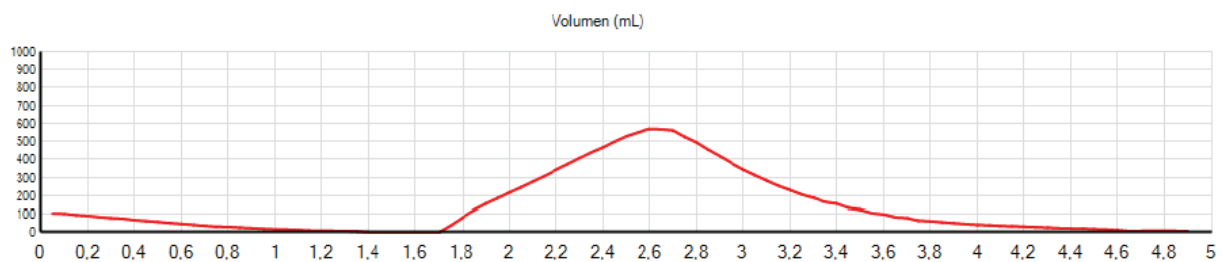
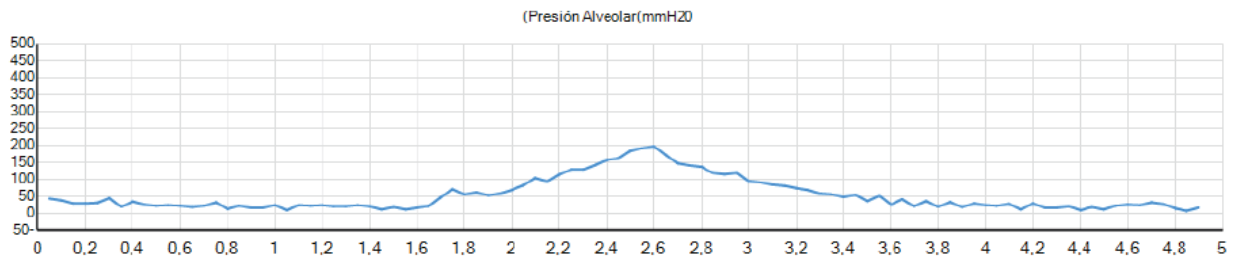
Complacencia: 10 ml/cmH₂O, en todo el rango de 0 ml a 200 ml.

40 ml/cmH₂O, en todo el rango de 200 ml a 400 ml.

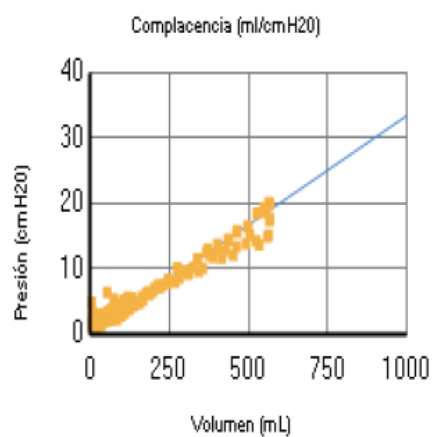
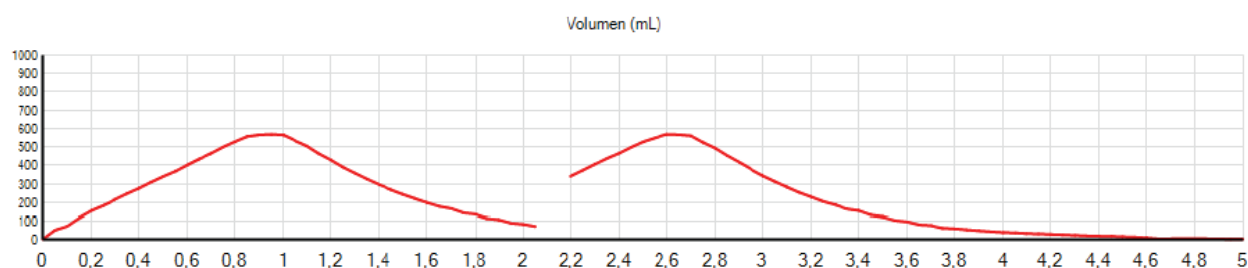
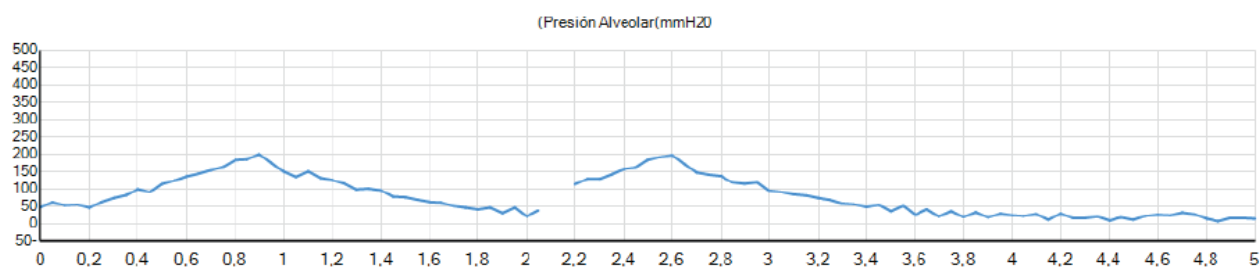
10 ml/cmH₂O, en todo el rango de 400 ml a 1000 ml.

Resistencia: 10 cmH₂O / (ml/s), en todo el rango de flujo.

Informe de Visualización de Curvas de Ventilador Mecánico



Informe de Visualización de Curvas de Ventilador Mecánico



Manual de usuario de SIMVENT.

Índice

▪ Conexión.....	151
▪ Menú.....	151
▪ Curvas ventilatorias.....	153
▪ Curvas pulmonares.....	156
▪ Ensayo de ventilador mecánico.....	157
▪ Configuración de parámetros del pulmón.....	159
▪ Configuración de inspiración espontanea.....	162
▪ Informe automático.....	163
▪ Guía de instalación.....	165

Este software tiene como propósito la interacción con el usuario. En este se podrán observar las curvas en tiempo real del dispositivo, guardar las curvas, definir los parámetros del pulmón, realizar ensayo de funcionamiento de los ventiladores, entre otras facilidades. A continuación se detallará el manejo del software de interacción con **SIMVENT**.

Conexión.

Al iniciar el programa se despliega la pantalla de inicio que se puede ver en la Figura MU.1.

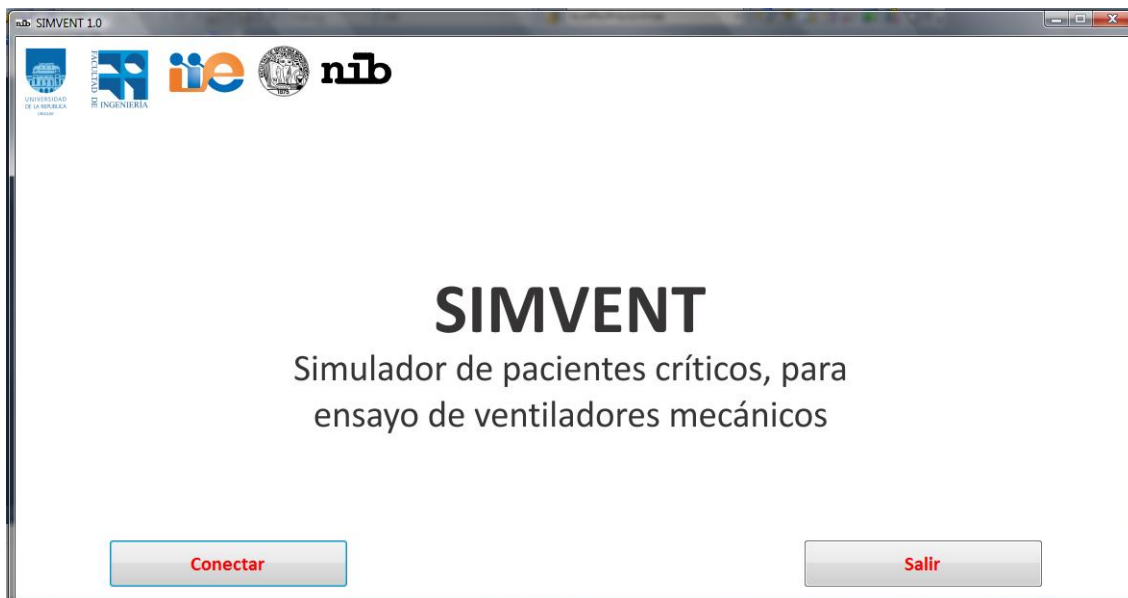


Figura MU.1 - Captura de Pantalla de inicio.

En esta se puede iniciar la conexión USB con el hardware o abandonar el programa. Para lograr la conexión con el dispositivo se debe presionar el botón "Conectar" ubicado en la parte inferior izquierda de la ventana. Es importante que se presione "Conectar" luego de un lapso de aproximadamente un minuto de haber encendido **SIMVENT** y este se encuentre conectado a la PC mediante el puerto USB.

Es posible que al intentar conectarse al dispositivo la conexión no pueda realizarse. Si no logra conectarse verifique que **SIMVENT** se encuentre conectado a la PC y este además este encendido.

Habiendo verificado esto, si todavía no es posibles realizar la conexión, presione el botón de "reset" en **SIMVENT** e intente conectarse aproximadamente un minuto después de realizado esto.

Menú.

Una vez lograda la comunicación automáticamente se desplegará el Menú principal (ver Figura MU.2). Desde este menú se puede acceder a las ventanas de los diferentes modos de operación que el software puede ofrecer.

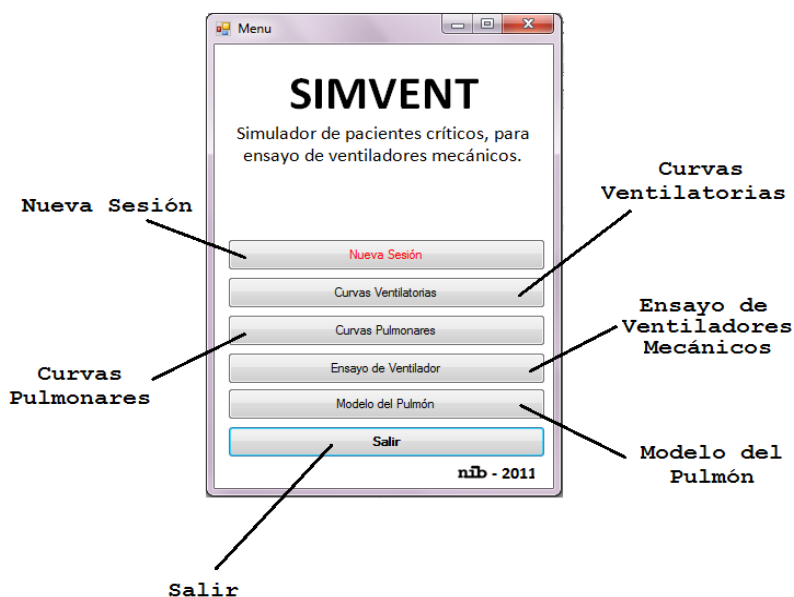


Figura MU2 - Captura de pantalla del Menú, desde donde se puede acceder a las partes más importantes del programa.

Como se puede observar en la Figura MU.2 se encuentran diferentes opciones. Seleccionando "Nueva Sesión", tanto el software como **SIMVENT** vuelven al estado por defecto pre programado. Este es en el cual el dispositivo se encuentra de forma inicial, estando precargada una complacencia lineal de 30 ml/cmH₂O, una resistencia de 5 cmH₂O/(ml/s) y sin intentos de inspiración espontánea. Además se reinician las gráficas y el cronómetro de tiempo transcurrido.

Luego de realizada la conexión o de haber seleccionada la opción "Nueva Sesión" puede comenzar a utilizar el dispositivo. Para ello seleccionar presionando sobre las opciones de "Curvas Ventilatorias", "Curvas Pulmonares" o "Ensayo de Ventilador". La descripción de estas opciones se realizará en sus respectivas secciones.

Seleccionando la opción "Modelo del Pulmón" puede configurar los parámetros que describen el modelo de pulmón utilizado por **SIMVENT**. La descripción de cómo utilizar esta opción y configurar los parámetros se realizará en la sección Configuración de Parámetros del Pulmón.

Finalmente en la parte inferior de la ventana desplegada (ver Figura MU.2) se encuentra la opción "Salir". Seleccionado esta opción finalizará el programa de forma inmediata. Debe tener cuidado de haber creado el informe en PDF de los ensayos realizados, si es que es de su interés, debido que al salir no

le da la opción de crear el informe automático (ver sección de Informe Automático).

Curvas ventilatorias.

Al seleccionar la opción "Curvas Ventilatorias" se despliega en pantalla la ventana que se muestra en la Figura MU3.



Figura MU.3 - Captura pantalla que se despliega luego de conectar, donde se muestran las curvas de presión en vías aéreas, volumen corriente y flujo.

Al presionar el botón "Comenzar", el dispositivo comenzará a enviar datos al software. Estos datos serán desplegados de forma gráfica, como se muestra en la Figura MU.4. Si se desea detener la adquisición de datos y por lo tanto el despliegue gráfico de estos se debe presionar "Detener", ubicado en la parte inferior derecha de la ventana (ver Figura MU.4).

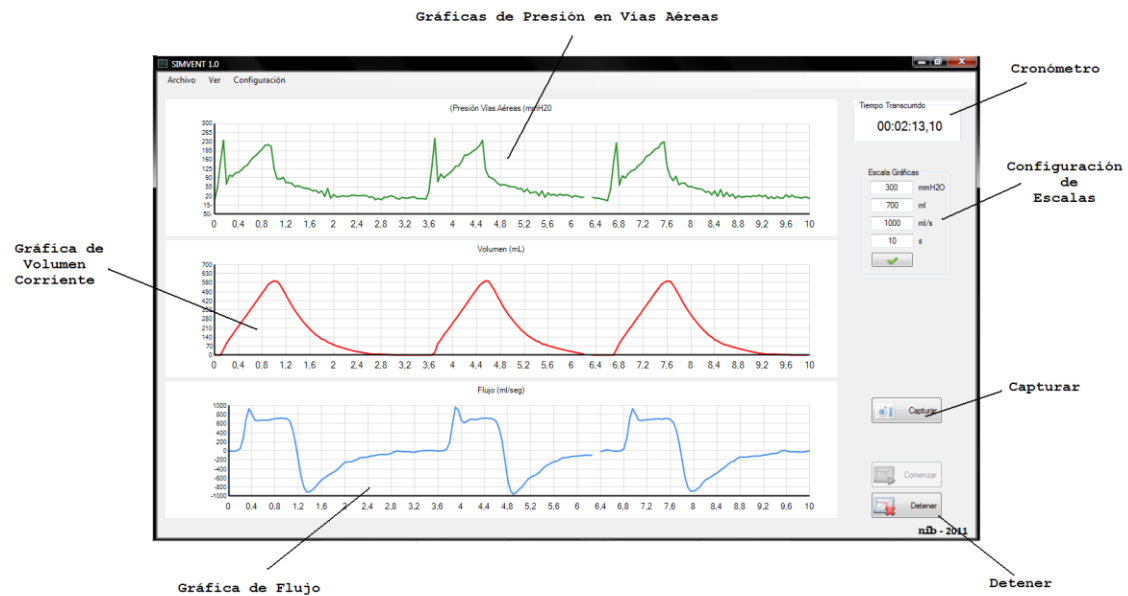


Figura MU.4 - Captura de pantalla luego de haber presionado el botón de "Comenzar".

En la parte superior derecha se tiene un cronómetro. Este cronómetro indica el tiempo transcurrido entre el momento que el software comienza a recabar datos desde el dispositivo, es decir cuando se presiona "Comenzar", y el momento en que presiona "Detener".

Si se desea también se puede agregar en cualquier momento capturas de los gráficos para que posteriormente sean agregados al informe PDF (se detallara en "informe automático"). Estas capturas pueden ser realizadas con presionado el botón "Capturar".

Se pueden cambiar las escalas de los gráficos, en caso de ser necesario. Para cambiar la escala de los gráficos se debe cambiar los valores en los cuadros de configuración de escalas. Para poder ingresar los valores de las escalas de forma correcta se debe detener el despliegue de datos presionando "Detener", luego se deben ingresar en los cuadros los valores máximos deseados. Se debe tener en cuenta que el valor máximo de tiempo que puede ser ingresado es de 15 segundos.

En la parte superior izquierda se cuenta con tres menús desplegables:

Archivo (Figura MU.5): Opciones de "Nueva Sesión", "Crear informe PDF" y "Salir".

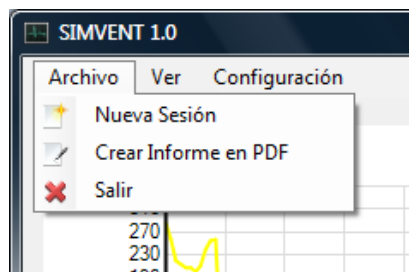


Figura MU.5 - Captura del menú desplegable de Archivo.

La opción "Nueva Sesión" al seleccionarla realiza la misma función explicada en la sección de Menú.

El software brinda la posibilidad de crear un informe de forma automática, al seleccionar la opción "Crear Informe en PDF" es posible acceder a esa función. Esta funcionalidad se explica en la sección de informe automático.

Ver (ver Figura MU.6): En este menú se puede acceder a todas las ventanas del programa de forma directa.

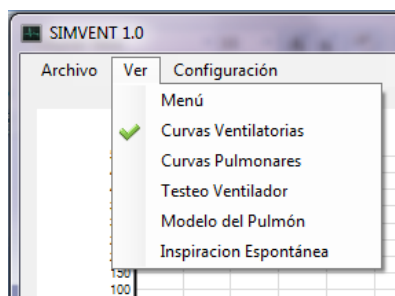


Figura MU.6 - Captura del menú desplegable de Ver.

Configuración (ver Figura MU.7): Se puede acceder a la opción "Parámetros del pulmón" y a "Espontánea". En la opción "Parámetros del pulmón" es posible variar los diferentes parámetros del modelo del pulmón utilizado. Eligiendo la opción "Espontánea" se puede configurar las características de los intentos de inspiración espontánea que simula el dispositivo.

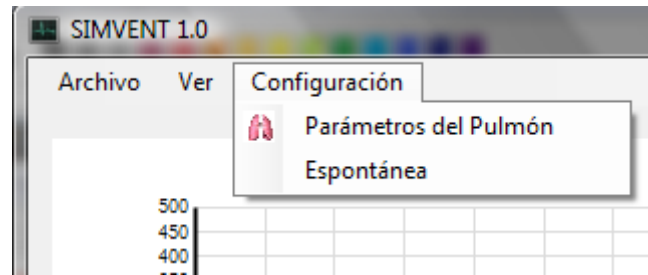


Figura MU.7 - Captura del Menú desplegable de Configuración.

Curvas del Pulmonares

Si es de su interés observar la curva de presión Alveolar, seleccione la opción "Curvas Pulmonares" en el Menú principal o del menú desplegable "Ver" (ver Figura MU.5), se desplegará en pantalla una ventana con dicha información (ver Figura MU.8).

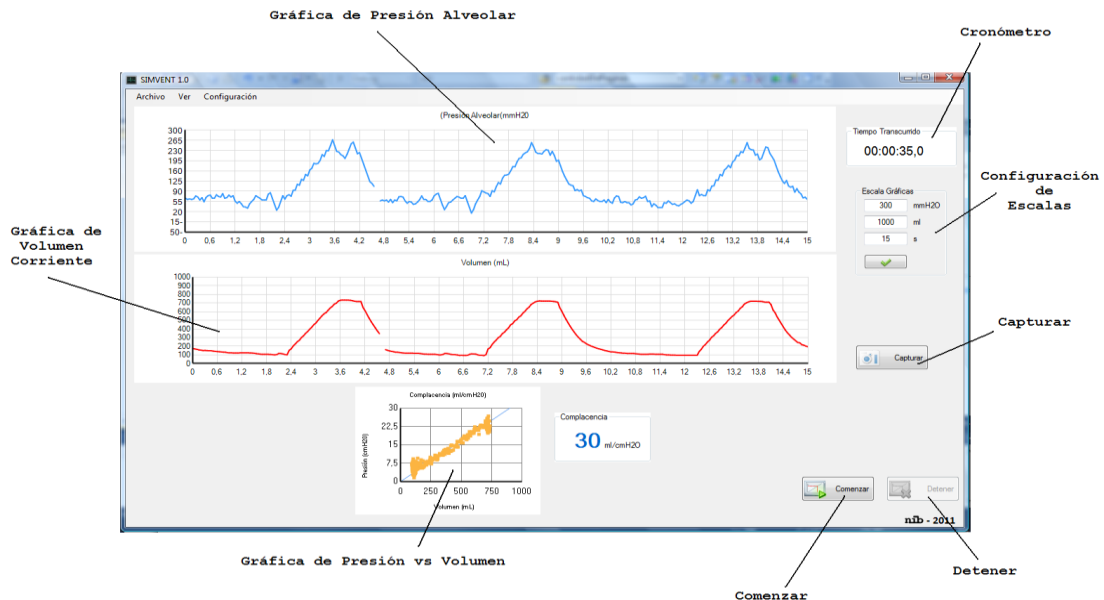


Figura MU.8 - Captura de pantalla del Monitoreo de Complacencia, en esta pantalla se puede apreciar las curvas de presión alveolar y la curva que relaciona esta presión con el volumen corriente.

Como se puede apreciar en la Figura MU.8, se encuentra la curva de presión alveolar en función del tiempo y la curva de volumen corriente. En el gráfico inferior se muestra la relación entre el volumen corriente y la presión alveolar, contrastándola con la relación teórica que debería existir. En el cuadro blanco en el centro de la pantalla se muestra en forma numérica la pendiente de la curva de la relación volumen corriente y presión alveolar.

Al igual que en la ventana donde se muestran las curvas de presión de flujo, volumen corriente y presión en vías aéreas, se pueden realizar capturas en cualquier momento de los gráficos anteriormente descritos.

Los botones "Comenzar", "Detener" y "Capturar" de esta ventana tienen las mismas funcionalidades que los de la ventana de Curvas Ventilatorias. Para realizar los cambios de escala de los gráficos se debe realizar el mismo procedimiento que se describió en la sección de Curvas Ventilatorias.

Ensayo de ventilador mecánico:

Una de las funcionalidades de **SIMVENT** y quizás la más importante es la de ser un banco de prueba para Ventiladores Mecánicos. Al seleccionar la opción "Ensayo de Ventilador" en el Menú principal (ver Figura MU.2) o seleccionando en el menú "Ver" (ver Figura MU.6) se puede acceder a esta funcionalidad. Al seleccionar la misma se desplegará una ventana como se muestra en la Figura MU.9.

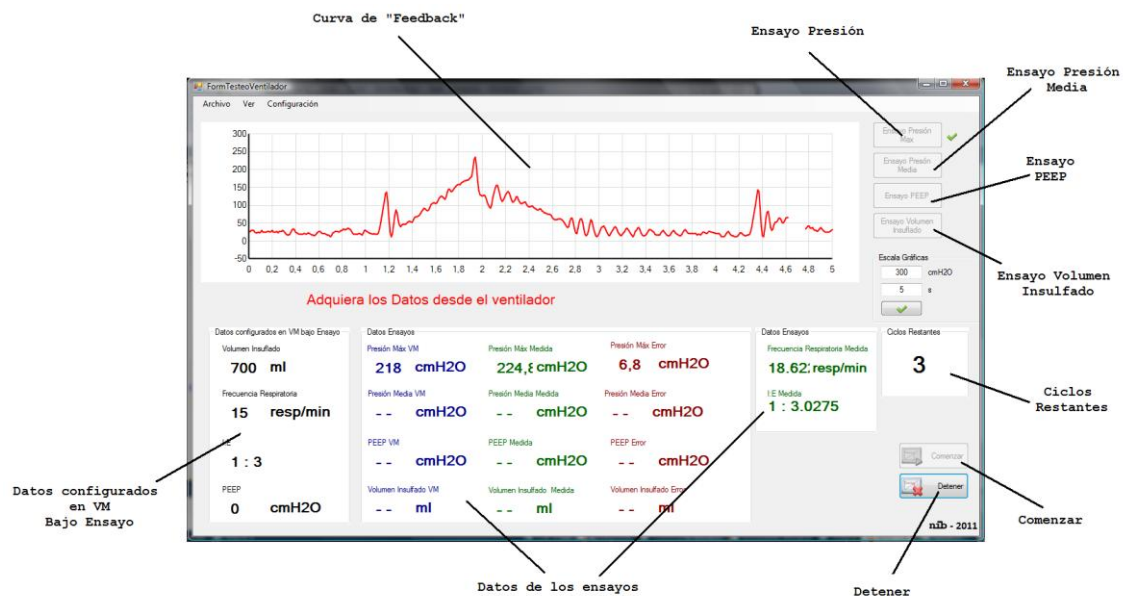


Figura MU.9 - Captura en de pantalla de la ventana de Ensayo de VM

Se pueden realizar ensayos de parámetros que los ventiladores mecánicos relevan y despliegan para que se pueda ventilar al paciente de forma conveniente.

Los parámetros sobre los cuales se realizan los ensayos son Presión Pico, Presión Media, PEEP y Volumen Insuflado.

Para realizar los ensayos se debe seleccionar "Comenzar". Luego de seleccionado "Comenzar" se despliega la pantalla de la Figura MU.10, en esta pantalla se ingresan los datos de los parámetros configurados en el Ventilador para el ensayo.

Figura MU.10 - Captura de pantalla de la venta de configuración de VM bajo ensayo.

Como se observa en la Figura MU.10, los datos a ingresar son: el modo ventilatorio, el volumen insuflado (si seleccionó como modo de ventilatorio presión control, en vez de este parámetro se debe ingresar Presión de Insuflación), la frecuencia respiratoria, la relación entre inspiración y espiración, la PEEP y la cantidad de ciclos respiratorios a analizar.

Luego de ingresados estos datos de configuración del ventilador se debe seleccionar que ensayo se quiere realizar. Para esto se debe presionar alguno de los botones que se encuentran en la parte superior derecha de la ventana (ver Figura MU.9).

Una vez seleccionado el ensayo a realizar, el mismo comenzará inmediatamente. Al comenzar se escuchara una señal de audio (Pitido) indicando el comienzo de este. Luego se deberá adquirir por parte del usuario los datos relevados por el Ventilador Mecánico (se debe relevar el parámetro bajo ensayo). Estos datos se deben adquirir de forma manual ya que las interfaces de los ventiladores para desplegar y transferir datos dependen de las marcas y modelos de estos. Para un fácil relevamiento de datos y su correcta adquisición, se emite una señal de audio (mismo Pitido que indica el comienzo del ensayo) teniéndose que

adquirir el dato del parámetro bajo ensayo en ese instante. A medida que los ciclos respiratorios se suceden en la ventana de la Figura MU.9 se indica la cantidad de ciclos restantes para finalizar el ensayo.

Finalizada la adquisición de datos, se despliega en pantalla una ventana (ver Figura MU.11) para ingresar los datos relevados por el operador.

The screenshot shows a software window titled "Datos Adquiridos desde el Ventilador". Inside, there is a section titled "Ensayo PEEP". Below this title is a table with 12 rows and 3 columns. Each cell in the table contains an empty text input box followed by the unit "cmH20". At the bottom right of the window, there are two buttons: "Aceptar" (with a green checkmark icon) and "Cancelar" (with a red X icon).

Figura MU.11 - Captura de pantalla de ventana para ingresar los datos relevados desde el ventilador

En esta ventana se habilitaran tantos casilleros como ciclos fueron adquiridos.

Los datos adquiridos automáticamente (provenientes desde **SIMVENT**) y los datos adquiridos manualmente (provenientes del VM) son procesados y desplegados en la ventana de la Figura MU.9.

Realizados los cuatros ensayos es posible realizar un informe de forma automática (se detallará en la sección informe automático).

Configuración del modelo del pulmón:

Para elegir los parámetros del modelo a utilizar. Es necesario ir al menú desplegable de "Configuración" y elegir la opción de "Parámetros del Pulmón" (ver Figura MU.7) o también se puede acceder desde el Menú principal seleccionado la opción con igual

nombre. Al elegir esta opción se desplegará en pantalla una ventana como la que se muestra en la figura MU.12.

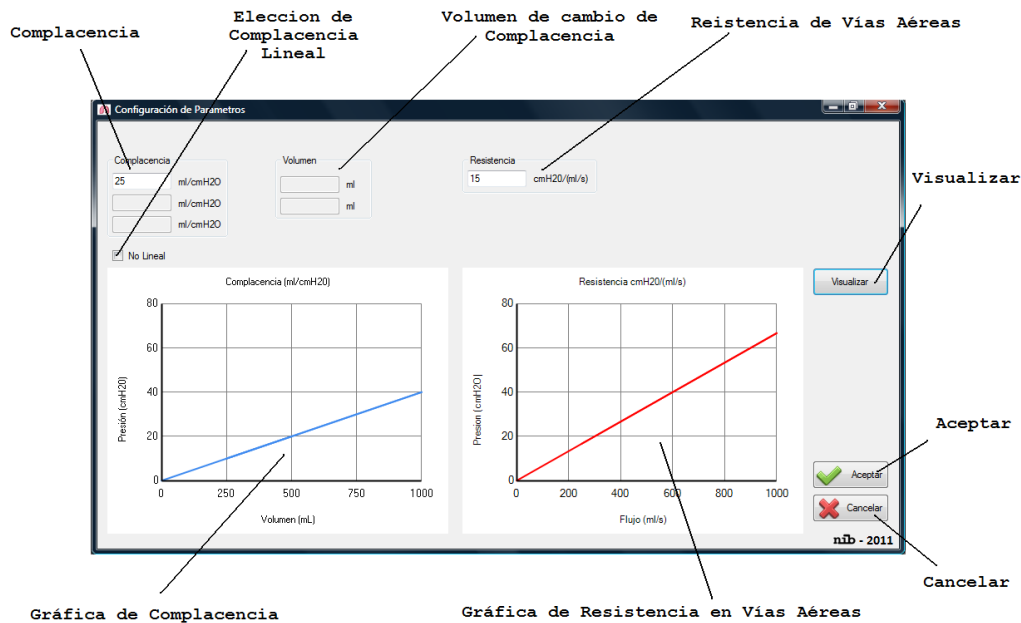


Figura MU.12 - Captura de pantalla de la ventana de configuración de parámetros del pulmón.

Para cambiar los parámetros del modelo, se debe escribir la complacencia deseada en el cuadro de texto de complacencia en la parte superior izquierda y la resistencia deseada en el cuadro de texto de resistencia.

Presionando "Visualizar" se pueden observar como quedarán las curvas que muestran de forma gráfica tanto la complacencia del pulmón como la resistencia de las vías aéreas (en el caso de que sean lineales serán las pendientes de las curvas).

Si se desea configurar **SIMVENT** con las curvas previamente visualizadas se debe presionar el botón "Aceptar" y si no se debe presionar "Cancelar". Hay que tener en cuenta que para que se haga efectiva la configuración de los parámetros se debe detener el despliegue gráfico de datos con el botón "Detener" de la ventana de curvas ventilatorias o de curvas pulmonares.

SIMVENT puede ofrecer complacencias no lineales. Las curvas que relacionan el volumen corriente con la presión alveolar que se ofrecen tampoco son cualesquiera sino que son "lineales a tramos". Se pueden elegir curvas de hasta tres tramos rectos (ver Figura MU.13).

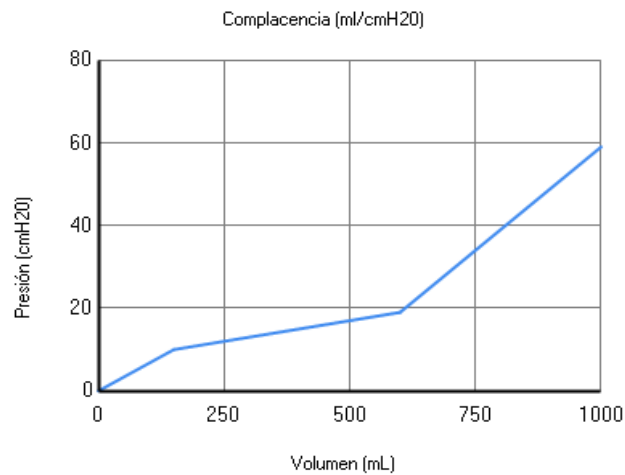


Figura MU.13- Complacencia lineal a tramos que puede ofrecer SIMVENT.

Para lograr este tipo de curvas descripto se debe seleccionar la opción "No lineal", marcándola con un tick. Luego se ingresan las pendientes de los tramos en los cuadros de texto y los volúmenes donde se realizaran los "quiebres" de la curva (ver Figura MU.14).

Complacencia		Volumen	
15	ml/cmH2O	150	ml
50	ml/cmH2O	600	ml
10	ml/cmH2O		

☒ No Lineal

Figura MU.14 - Captura de pantalla donde se muestra como completar los cuadros de textos para crear la complacencia "Lineal a tramos".

Para visualizar las curvas y configurar **SIMVENT** con estos parámetros se debe realizar lo mismo que se explicó anteriormente con la complacencia lineal.

Configuración de inspiración espontánea.

SIMVENT tiene la posibilidad de generar intentos de inspiración espontánea para simular intentos que haría un paciente conectado a un ventilador mecánico.

Para poder configurar estos intentos se debe ir al menú desplegable "Configuración" y seleccionar la opción "Espontánea" (ver Figura MU.7). Al seleccionar la opción se desplegará en pantalla una ventana como la que se muestra en la Figura MU.15.

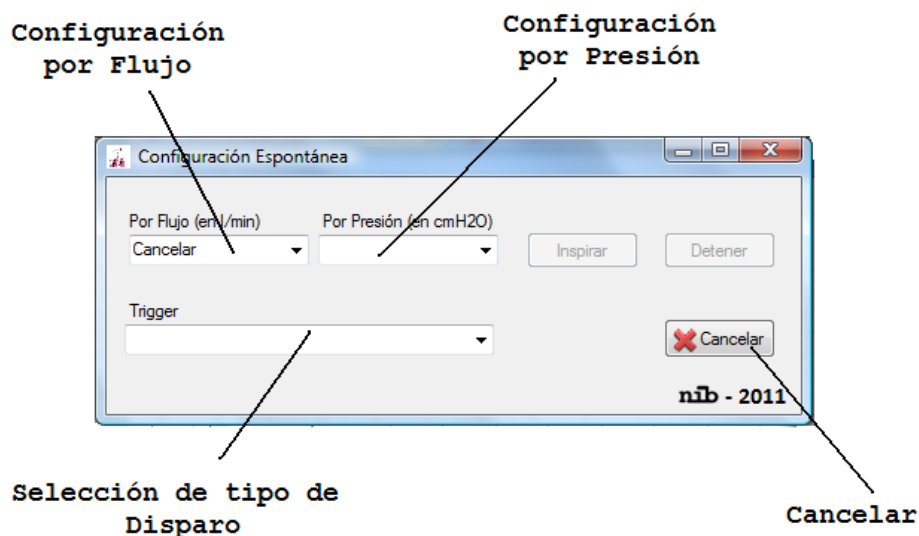


Figura MU.15 - Captura de pantalla de la ventana de Configuración de Inspiración Espontánea.

Para configurar la inspiración espontánea se debe seleccionar algún valor de flujo o de presión de los cuadros de Configuración por Flujo o de Configuración por Presión.

Luego de esto se debe seleccionar un tipo de Disparo de los cuales se encuentra "Click" o "Aleatorio". Si se selecciona "Click" el dispositivo realizara solamente un intento de inspiración al momento de presionar en "Inspirar". Si se selecciona "Aleatorio" el dispositivo comenzara a simular intentos de inspiraciones con un tiempo aleatorio desde el momento que se realizo una espiración. El botón "Inspirar" se habilita luego de que tanto los datos de flujo (o presión) y el tipo de disparo este seleccionado (ver Figura MU.15).

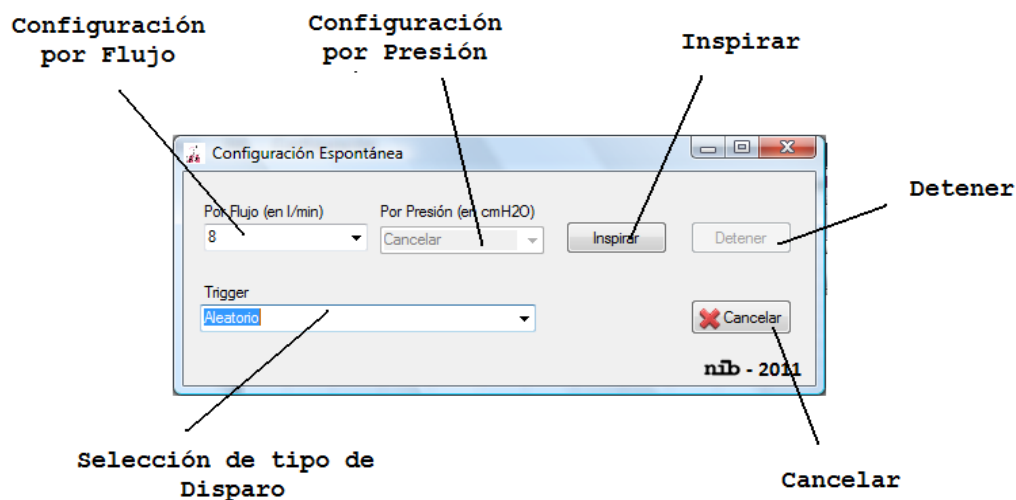


Figura MU.16 - Captura de pantalla de la ventana configurar Espontánea luego de estar en condiciones para seleccionar la opción Inspirar.

Para detener los intentos generados por el modo de disparo "Aleatorio" se debe presionar el botón "Detener" de esta ventana que se encuentra en la parte superior derecha (ver Figura MU.13).

Informe Automático.

Unas de las facilidades que ofrece el programa es la de generar un informe automáticamente al finalizar la sesión de uso de **SIMVENT**. En este se pueden agregar capturas de las gráficas en cualquier instante si se encuentra utilizando para visualizar las diferentes curvas. También se puede crear un informe para los ensayos realizados por **SIMVENT**.

Para crear este informe se debe ir al menú "Archivo" y seleccionar la opción "Crear Informe en PDF" (ver Figura MU.5). Si se selecciona esta opción desde "Ensayo de Ventiladores" se creará un informe sobre los ensayos realizados, si se selecciona desde "Curvas Ventilatorias" o "Curvas Pulmonares" se realizará un informe con capturas de las curvas monitoreadas.

Luego que se seleccione esta opción se desplegará en pantalla una ventana como la que se muestra en la Figura MU.17.

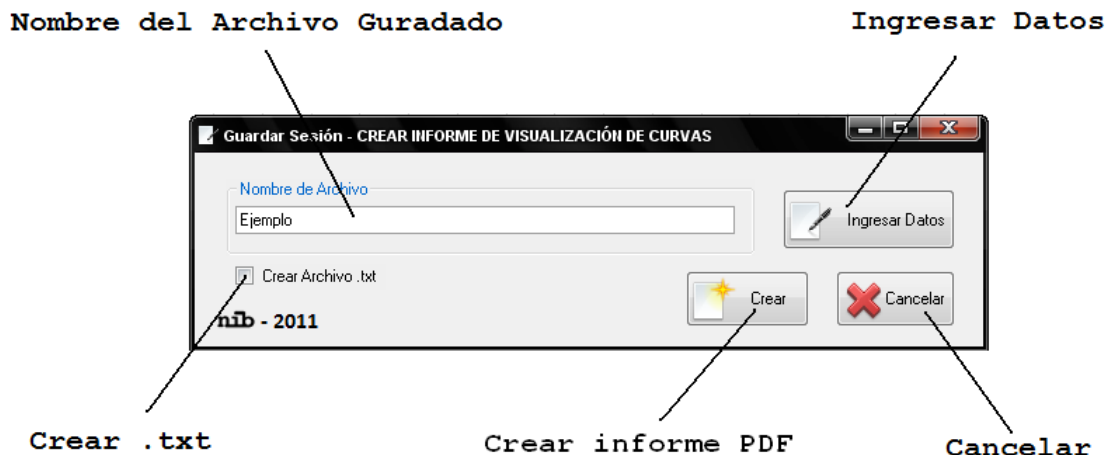


Figura MU.17- Captura de pantalla de la venta de crear informe en PDF.

En el cuadro de texto de "Nombre de Archivo" se debe ingresar el nombre del archivo. Si el directorio del informe no es especificado este será guardado en el directorio donde se encuentra el ejecutable del software.

Antes de presionar "Crear" para crear el informe se debe ingresar algunos datos complementarios necesarios para la confección final del informe. Para ingresar estos datos se debe presionar "Ingresar Datos", desplegándose la pantalla que se muestra en la Figura MU.18.

Figura MU.18 - Captura de pantalla de la ventana Ingresar Datos.

En esta ventana (ver Figura MU.18) se debe ingresar el nombre del usuario que utilizó el software, luego se debe agregar la marca y el modelo del ventilador utilizado en el ensayo. Otro dato que se debe ingresar es el número de serie del ventilador para poder identificar el ventilador utilizado. Finalmente se debe ingresar el lugar donde se realizó el ensayo.

Luego de ingresado estos datos se debe presionar el botón "Ingresar" y los datos serán ingresados al informe automático.

Concluido esto presionando "Crear" se crea el informe de forma automática.

Si se accedió desde el modo "Curvas Ventilatorias" o "Curvas Pulmonares" es posible crear un informe ".txt" donde se muestra la información ingresada manualmente de forma anterior además de los datos adquiridos de las curvas de Presión en Vías Aéreas, Presión Alveolar, Volumen corriente y Flujo. Estos datos se imprimen en el ".txt" en forma de columna para el fácil manejo para programa de cálculo tales como MATLAB® o similares.

Guía de instalación.

Pasos a seguir para realizar la instalación de softSIMVENT

1. Copie la carpeta Soft-SIMVENT en el directorio donde desee que el programa quede instalado. (ej: C:\Archivos de Programa\SoftSIMVENT)
2. Ingrese a la carpeta SoftSIMVENT y luego a la carpeta Instalación para comenzar con la Instalación.
3. Ejecute el MCRInstaller sin cambiar el directorio de Instalación por defecto, siga los pasos hasta finalizar la instalación.
4. Ejecute el Instalador FrameWork4 sin cambiar el directorio de Instalación por defecto, siga los pasos hasta finalizar la instalación.
5. Reinicie la PC (NECESARIO, EN CASO CONTRARIO NO FUNCIONA EL PROGRAMA).
6. El programa ya está listo para usarse.
7. Ingrese a la carpeta Programa dentro del directorio de SoftSIMVENT y ejecute SoftSIMVENT.exe.