



UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



# Sistema reductor del espacio muerto en ventilación asistida de recién nacidos

TESIS PRESENTADA A LA FACULTAD DE INGENIERÍA DE LA  
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA POR

Daniel Thevenet

EN CUMPLIMIENTO PARCIAL DE LOS REQUERIMIENTOS  
PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
MAGISTER EN INGENIERÍA ELÉCTRICA.

## DIRECTOR DE TESIS

Prof. Ing. Franco Simini..... Universidad de la República  
Prof. Dr. Miguel Martell..... Universidad de la República

## TRIBUNAL

Prof. Ing. Juan Pablo Oliver ..... Universidad de la República  
Prof. Dr. José Luis Díaz Rossello ..... Universidad de la República  
Prof. Ing. Gabriel Pisciotano ..... Universidad de la República

## DIRECTOR ACADÉMICO

Prof. Ing. Franco Simini ..... Universidad de la República

Montevideo  
viernes 7 marzo, 2014

*Sistema reductor del espacio muerto en ventilación asistida de recién nacidos*, Daniel Thevenet

ISSN 1688-2806

Esta tesis fue preparada en L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X usando la clase iietesis (v1.0).

Contiene un total de 226 páginas.

Compilada el viernes 7 marzo, 2014.

<http://iie.fing.edu.uy/>

La verdadera ciencia enseña, por encima de todo,  
a dudar y a ser ignorante.

MIGUEL DE UNAMUNO. FILÓSOFO Y ESCRITOR  
ESPAÑOL (1864-1936)

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Agradecimientos

A mi familia y a mi novia por el incondicional apoyo durante todo el posgrado brindándome el aliento necesario para sortear los obstáculos encontrados en el camino y llegar a concluir el presente trabajo, así como la paciencia que me han tenido y saber entender mis ausencias cuando debía concentrarme en mis tareas. Agradezco también la flexibilidad y comprensión de las empresas MARE Ltda. y TECMAR MEDICA S.A. quienes me facilitaron el valioso tiempo necesario para llevar a cabo las actividades inherentes al posgrado. No puedo dejar de agradecer al sostenido apoyo que me brindó el Departamento de Neonatología dirigido por el Prof. Gonzalo Giambruno en el Hospital de Clínicas, en especial a los integrantes del Área Básica quienes dieron origen a esta tesis debido a sus continuas necesidades de investigar y progresar en el cuidado de pacientes neonatales críticos destacando el reconocimiento a la dedicación del Prof. Em. Dr. Miguel Martell. Quiero expresar mi gratitud a la gran ayuda y apoyo que me brindó J. Bert Bunnell sin los cuales no hubiera podido completar este trabajo. Agradezco enormemente el esfuerzo y ayuda de los integrantes del Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería de la Universidad de la República, en especial al continuo seguimiento del Prof. Ing. Franco Simini.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

*Le dedico este trabajo al Dr. Miguel Martell por su incansable empuje a la investigación en pro de avances científicos que permiten día a día salvar vidas de niños que nacen en la delgada línea que separa la vida de la muerte.*

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Resumen

LAVESPI, de la conjunción de “Lavado” y “Espiratorio”, fue proyectado y construido para mejorar el desempeño de ventiladores neonatales al añadirle la capacidad de lavar el espacio muerto instrumental inyectando un pequeño flujo durante la espiración, técnica conocida como “Insuflación de Gas Transtraqueal” (TGI).

El diseño de LAVESPI consiste en un equipo microprocesado con servocontrol de válvulas, sensores y una bomba de gas que incluye la idea novedosa de usar el mismo gas de ventilación durante la fase espiratoria a través de una sonda endotraqueal especial (multicanales incorporados en su pared). Para evitar exceder límites de presión que pudieran perjudicar las frágiles estructuras alveolares LAVESPI controla la presión en vía aérea y suspende la insuflación llegado el caso.

LAVESPI puede añadirse a todos los ventiladores independientemente de sus marcas y modelos sin alterar su funcionamiento. LAVESPI incluye sondas especiales con 8 ductos ubicados en su pared (por ejemplo Vygon 6501.30).

Las pruebas de LAVESPI evidenciaron una reducción promedio del dióxido de carbono en sangre arterial ( $\text{PaCO}_2$ ) del 19% (de 61.7 mmHg ( $\sigma = 7,7$ ) a 49.7 mmHg ( $\sigma = 5,6$ )) en un grupo de 5 cerdos recién nacidos con pulmón sano y del 21% (de 61.2 mmHg ( $\sigma = 11,1$ ) a 48.5 mmHg ( $\sigma = 5,7$ )) en un grupo de 2 cerdos recién nacidos con pulmón injuriado (media de peso de los 7 cerdos de 1641 g).

LAVESPI es un prototipo de costo en componentes de USD 900 que tiene potencial de aplicación en los centros de medicina intensiva neonatal, sin descartar su posible adaptación para pacientes adultos.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Abstract

LAVESPI, from the spanish conjunction of “Lavado” (washout) and “Espiratorio” (expiratory), was projected and built to improve the performance of newborn ventilators by adding the skill of washing out the instrumental dead space by injecting a slight flow during expiration, technique known as “Tracheal Gas Insufflation” (TGI).

The design of LAVESPI consists on a microprocessed equipment with servo-control valves, sensors and a gas pump that includes the newfangled idea of using the same ventilation gas during the expiratory phase through a special endotracheal tube (multichannels incorporated on its wall). LAVESPI controls the airway pressure and stops the insufflation when necessary in order to avoid exceeding pressure limits that could harm the weak alveolar structures.

LAVESPI can be added to all ventilators independently from its brands and models without disturbing its performance. LAVESPI includes special endotracheal tubes with 8 channels placed on its walls (eg: Vygon 6501.30)

The trials of LAVESPI show a mean reduction on the arterial carbon dioxide ( $\text{PaCO}_2$ ) of 19% (from 61.7 mmHg ( $\sigma = 7,7$ ) to 49.7 mmHg ( $\sigma = 5,6$ )) in a 5 newborn piglets group with healthy lungs and 21% (from 61.2 mmHg ( $\sigma = 11,1$ ) to 48.5 mmHg ( $\sigma = 5,7$ )) in a 2 newborn piglets group with injured lungs (mean weight of the 7 piglets is 1641 g).

LAVESPI is a prototype of USD 900 components cost which has the potential of application in the neonatal intensive care units, without discarding its possible adaptation for adult patients.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Prefacio

El presente documento pretende describir el trabajo de tesis de maestría en ingeniería eléctrica en el marco de la ingeniería biomédica que realicé entre los años 2008 y 2013.

La preocupación clínica surgió en el grupo de investigación Área Básica, del Departamento de Neonatología del Hospital de Clínicas ante la necesidad de incursionar en técnicas que favorezcan la terapia respiratoria en pacientes neonatos críticos, en especial aquellos que presentan hipercapnia (altos contenidos de  $\text{CO}_2$  en sangre) debido a insuficiencias respiratorias.

Al no encontrar en el mercado equipos diseñados para este fin, la preocupación clínica fue trasladada a un proyecto de tesis de maestría en el Núcleo de Ingeniería Biomédica.

Se logró un equipo de nombre LAVESPI que cumple con los requerimientos planteados y es respaldado por la experimentación realizada. Las perspectivas de desarrollo industrial de LAVESPI son auspiciosas.

Daniel Thevenet

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Índice

<b>Agradecimientos</b>	<b>III</b>
<b>Resumen</b>	<b>VII</b>
<b>Abstract</b>	<b>IX</b>
<b>Prefacio</b>	<b>XI</b>
<b>Índice</b>	<b>XVI</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>XX</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>XXII</b>
<b>1. Fisiología respiratoria</b>	<b>1</b>
1.1. Mecánica respiratoria . . . . .	1
<b>2. Ventilación mecánica: orígenes y mercado</b>	<b>3</b>
2.1. Ventilación mecánica . . . . .	3
2.2. Breve historia de la ventilación . . . . .	4
2.3. Características de ventiladores, en especial NEO . . . . .	5
2.4. Estimación del mercado . . . . .	9
<b>3. Espacio muerto en la asistencia ventilatoria mecánica</b>	<b>11</b>
3.1. Problema del espacio muerto . . . . .	11
3.2. Implicaciones para la terapia . . . . .	12
3.3. Soluciones de otros autores . . . . .	13
3.4. Propuesta de solución, principio de diseño . . . . .	13
<b>4. Proyecto de LAVESPI</b>	<b>17</b>
4.1. Descripción general . . . . .	17
4.2. Componentes de LAVESPI . . . . .	18
4.2.1. Bomba de gas . . . . .	18
4.2.2. Reservorio . . . . .	19
4.2.3. Sensor de flujo interno . . . . .	19
4.2.4. Válvula solenoide . . . . .	19
4.2.5. Sensor de presión . . . . .	19

4.2.6.	Sensor de flujo externo . . . . .	20
4.2.7.	Microcontrolador . . . . .	20
4.2.8.	Fuente de alimentación . . . . .	20
4.2.9.	Humidificador . . . . .	20
4.3.	Implementación de las funciones . . . . .	21
4.4.	Calibración . . . . .	27
4.4.1.	Calibración del sensor de presión . . . . .	27
4.4.2.	Calibración del sensor de flujo interno . . . . .	28
4.4.3.	Calibración del sensor de flujo externo . . . . .	28
4.5.	Análisis de compatibilidad electromagnética . . . . .	29
4.5.1.	Interferencia electromagnética . . . . .	29
4.5.2.	Compatibilidad electromagnética . . . . .	31
4.5.3.	Implementación de compatibilidad electromagnética . . . . .	32
4.6.	Firmware . . . . .	35
4.6.1.	Diagrama de flujo . . . . .	36
4.6.2.	Watchdog . . . . .	37
4.7.	Análisis de fallas . . . . .	38
4.7.1.	Firmware . . . . .	39
4.7.2.	Hardware . . . . .	39
4.8.	Evolución del prototipo . . . . .	42
<b>5.</b>	<b>Costos de LAVESPI</b>	<b>45</b>
<b>6.</b>	<b>Pruebas de LAVESPI</b>	<b>49</b>
6.1.	Cerdo 1 (01/04/2009) . . . . .	49
6.2.	Cerdo 2 (13/05/2009) . . . . .	50
6.3.	Cerdo 3 (27/05/2009) . . . . .	51
6.4.	Cerdo 4 (17/06/2009) . . . . .	51
6.5.	Cerdo 5 (28/11/2012) . . . . .	52
6.6.	Cerdo 6 (07/12/2012) . . . . .	53
6.7.	Cerdo 7 (22/05/2013) . . . . .	53
<b>7.</b>	<b>Resultados consolidados</b>	<b>55</b>
<b>8.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>59</b>
	<b>Referencias</b>	<b>66</b>
	<b>Glosario</b>	<b>69</b>
	<b>Apéndice A - Hojas de datos importantes</b>	<b>70</b>
	Bomba P54E05R . . . . .	71
	Sensor de flujo FBAL001DU . . . . .	73
	Válvula solenoide SERIES 11-259 . . . . .	79
	Sensor de presión ASDXD001 . . . . .	85
	Sensor de flujo FHAL200DU . . . . .	91
	Microcontrolador PIC18F4550 . . . . .	95

Fuente de alimentación MW4012 . . . . .	99
Contador binario 4017 . . . . .	101
Controlador de display 4511 . . . . .	109
Transistor SFP9630 . . . . .	117
Display 7-segmentos SC56-11EWA . . . . .	125
<b>Apéndice B - Código fuente del microcontrolador</b>	<b>130</b>
main.c . . . . .	131
7seg.h . . . . .	133
buzzer.h . . . . .	134
<b>Apéndice C - Documentos experimentales de gasometrías</b>	<b>136</b>
<b>Apéndice D - Publicación 2009 Módulo de insuflación transtraqueal para ventiladores ciclados por presión</b>	<b>148</b>
<b>Apéndice E - Publicación 2011 EMC diagnostics and design modifications on a dead space reduction device for neonatal mechanical ventilators</b>	<b>156</b>
<b>Apéndice F - Publicación 2012 REGANE: adquisición normalizada de señales de una máquina de anestesia</b>	<b>164</b>
<b>Apéndice G - Publicación 2011 Predicción de retardo mental en neonatos prematuros al llegar a la edad escolar</b>	<b>178</b>
<b>Apéndice H - Manual de usuario de LAVESPI</b>	<b>184</b>
<b>Apéndice I - Folleto de LAVESPI</b>	<b>198</b>

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Índice de figuras

1.1. Modelo eléctrico del sistema respiratorio. Figura extraída de “Modelling methodology for physiology and medicine” [7]. . . . .	2
2.1. Diagrama de circuito respiratorio convencional con humidificador activo. . . . .	4
2.2. Circuito respiratorio convencional sin humidificador. Figura extraída de “Engstrom Carestation User Reference Manual 2010-08-29-URM” [15]. . . . .	4
2.3. Humidificador activo Fisher and Paykel MR850 y su conexionado. A-Cámara de humidificación, B-Circuito respiratorio, C-Conector de sensor de temperatura, D-Sensor de temperatura de cámara, E-Sensor de temperatura de vía aérea, F-Conector de hilo calefactor, G-H-Zócalos de circuito respiratorio. Humidificador que genera calor y humedad para acondicionar el aire del circuito respiratorio; utilizado principalmente en pacientes neonatales. Figura extraída de “MR850 Heated Humidifier Setup” [12] . . . . .	7
2.4. Diagramas de construcción y conexionado con fotos de intercambiadores de calor y humedad (HME). Humidificador que retiene el calor y humedad exhalados por el paciente; utilizado principalmente en pacientes adultos y pediátricos. Figuras extraídas de “Heat and moisture exchanger EP 0265163 A2” [43], “Humidificador Hydro-Therm 3” [18] y “Heat and Moisture Exchange (HME) Filter” [39].	8
3.1. Diagrama de intercambio gaseoso alveolo-capilar donde se observa el pasaje de oxígeno a la sangre arterial y la devolución de dióxido de carbono a los pulmones. Imagen extraída de “Proyecto Biosfera: Aparato Digestivo y Respiratorio 3er E.S.O.” [6] . . . . .	12
3.2. Sonda endotraqueal multicanal No. 6501.30 de Vygon que permite circulación del flujo ventilador-paciente y a su vez la inyección de flujo de LAVESPI por los canales ubicados en sus paredes. Figura extraída de Vygon Corp., Norristown, PA (Multichannel ETT) . . . . .	14
3.3. Sonda endotraqueal multicanal No. 6501.30 de Vygon. . . . .	15

3.4. Circulación de gases durante las fases inspiratorias y espiratorias con LAVESPI. En la fase inspiratoria solamente circula flujo hacia el paciente por el canal principal y durante la espiración el gas inyectado por los canales secundarios “lava” al gas exhalado por el canal principal. . . . .	15
4.1. Diagrama en bloques de LAVESPI conetado a un paciente con un respirador convencional. . . . .	18
4.2. Humidificador Bunnell [4]. Señalado como “1” la entrada de agua a la bomba peristáltica que suministra el agua al cassette, “2” la entrada de gas proveniente de LAVESPI y “3” la salida de gas humidificado y calefaccionado. . . . .	21
4.3. Cassette utilizado por el Humidificador Bunnell [4]. Funciona como recipiente almacenando el agua utilizada para humidificar el gas que lo atraviesa. La cara posterior es calentada por el equipo elevando así la temperatura del agua. . . . .	22
4.4. Diagrama de bloques principales. . . . .	22
4.5. Esquema eléctrico de la placa principal versión 6 (05/12/2012). . .	23
4.6. Esquema eléctrico de la placa panel versión 4 (18/01/2011). . . .	25
4.7. Circuito impreso de la placa principal versión 6 (05/12/2012). . . .	26
4.8. Circuito impreso de la placa panel versión 4 (18/01/2012). . . . .	26
4.9. Curva de respuesta del sensor de flujo dada por el fabricante [30].	28
4.10. Clasificación de fuentes de interferencias electromagnéticas en dos grupos llamados “Ruido natural” o “Ruido de equipos” según Prasad Kodali. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21]. . . . .	30
4.11. Mecanismos de interferencias electromagnéticas para el caso de un equipo “Emisor” y un equipo “Receptor” representando las interferencias radiadas (“1”, “2” y “3”) y las conducidas (“4”). Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21]. . .	31
4.12. Conductividad y permeabilidad relativa de diferentes materiales. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21].	34
4.13. Técnica de unión basada en tornillos y tuercas para realizar uniones en blindajes. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21]. . . . .	34
4.14. Diagrama de flujo de la rutina principal (“main()”). . . . .	36
4.15. Punto de detención al alcanzar los 256 ms del WDT (simulación en MPLAB). . . . .	38
4.16. Tiempo transcurrido en la inicialización del equipo (simulación en MPLAB). . . . .	38
4.17. Primera versión de LAVESPI (01/04/2009). . . . .	43
4.18. Última versión de LAVESPI, vista frontal (10/07/2013). . . . .	43

4.19.	Última versión de LAVESPI, vista posterior (10/07/2013).	44
4.20.	Última versión de LAVESPI, con cable de alimentación y sensor de flujo (10/07/2013). 1-Control de límite de presión, 2-Valor de presión monitorizada, 3-Valor de flujo inyectado, 4-Interruptor de encendido, 5-Botón de modo en espera, 6-Conexión de inyección de flujo, 7-Conexión de sensor de presión, 8-Conexión de flujo de entrada a LAVESPI, 9-Conexión de sensor de flujo, 10-Sensor de flujo, 11-Cable de alimentación.	44
6.1.	Registro capnográfico, hay diferencia de amplitud entre los 6 ciclos (flechas blancas-módulo apagado) y restantes (módulo encendido).	50
6.2.	Registro de tendencias de EtCO <sub>2</sub> ; observar cambio ascendente brusco (indicado por la flecha blanca) debido a haber apagado el módulo.	51
6.3.	Conexionado de vía aérea en el cerdo recién nacido traqueostomizado. Observar el gran volumen del sensor de flujo (negro) en proporción al resto de los componentes.	52
6.4.	LAVESPI conectado a un cerdo con ventilador Engstrom Caresation de GE Healthcare ventilando en modo VCV. Curso teórico práctico: “Estrategias ventilatorias en el manejo de la hipercapnia del recién nacido grave”, 4 al 11 de diciembre de 2012, Departamento de Neonatología, Hospital de Clínicas. Montevideo, Uruguay . .	53
6.5.	LAVESPI conectado a un cerdo con ventilador Sechrist IV-200 y humidificador de Bunnell ventilando en modo PCV. Departamento de Neonatología, Hospital de Clínicas. Montevideo, Uruguay (22/05/2013)	54
7.1.	Gráfica de diferencias de promedios de PaCO <sub>2</sub> previo y posterior al uso de LAVESPI para cerdos con pulmón sano (cerdos 1, 4, 5, 6 y 7) y cerdos con pulmón lesionado (cerdos 2 y 3). En todos los casos se observa una disminución de la PaCO <sub>2</sub> al realizar el lavado espiratorio.	56
8.1.	Sensor de flujo para adultos utilizado en LAVESPI (FHAL200DU de Sontech).Presenta un volumen de 25 mL.	60
8.2.	Sensor de flujo neonatal “FloTrak Elite Neonatal Flow Sensor” de Respironics [27]. Presenta un volumen inferior a 1 mL reduciendo así el espacio muerto instrumental agregado en comparación con los 25 mL del sensor de flujo utilizado (FHAL200DU de Sontech).	61
3.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).	137
4.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).	138
5.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).	139
6.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 4 (17/06/2009).	140
7.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 5 (28/11/2012).	141
8.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 5 (28/11/2012).	142
9.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 6 (07/12/2012).	143
10.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 7 (22/05/2013).	144
11.	Gasometrías correspondientes al Cerdo 7 (22/05/2013).	145

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Índice de tablas

2.1. Comparación entre parámetros ventilatorios ADL y NEO. . . . .	6
4.1. Calibración de sensor de presión. . . . .	27
4.2. Calibración de sensor de flujo. . . . .	29
5.1. Costo de desarrollo de LAVESPI. . . . .	45
5.2. Costos de componentes de LAVESPI. . . . .	46
5.3. Estimación de costos de producción. . . . .	47
7.1. Resultados en cerdos con pulmón sano. . . . .	55
7.2. Resultados en cerdos con pulmón lesionado. . . . .	56

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Capítulo 1

## Fisiología respiratoria

Los pulmones son estructuras elásticas que se comportan como “globos” donde entra y sale aire. No existen uniones entre los pulmones y la caja torácica sino que éstos “flotan” en la cavidad torácica lubricados por líquido pleural para disminuir la fricción entre éstos y la cavidad cuando el tórax se expande y se contrae durante los ciclos respiratorios.

Se define como “presión alveolar” a la presión que existe dentro de las unidades alveolares, o sea, dentro del pulmón. La respiración fisiológica implica la necesidad de generar una presión negativa en los alvéolos para que el aire entre a través de la traquea con un gradiente de presión a partir de la atmosférica en la boca o nariz durante la inspiración. Esto define a la inspiración como “activa”, en cambio la espiración es del tipo “pasiva” generándose un gradiente de presiones opuestos con presión positiva forzando al aire a salir de los pulmones a través de la tráquea.

Es aquí donde surge el concepto de “distensibilidad” de los pulmones que representa la variación de volumen debido a variaciones de presión. Pero esta distensibilidad está condicionada a las fuerzas que ejerce la caja torácica limitando la expansión de los pulmones, por lo cual la distensibilidad del pulmón por si sola no representa a la del sistema respiratorio completo.

La caja torácica también presenta sus propias características elásticas y viscosas, similares a las de los pulmones que en su conjunto contribuyen a una distensibilidad total pulmón-tórax. La distensibilidad del sistema completo pulmón-tórax es casi la mitad que la de los pulmones por si solos como lo explicaron Guyton y Hall en su “Tratado de Fisiología Médica” [14].

Otro de los parámetros que caracterizan al sistema respiratorio son las resistencias de vía aérea que representan la “oposición” que encuentra el aire en su camino al ingresar a los pulmones.

### 1.1. Mecánica respiratoria

Las propiedades mecánicas del sistema respiratorio se pueden modeladas a partir de tres elementos llamados “resistencia”, “distensibilidad” (o “compliance”) e “inertancia”.

## CAPÍTULO 1. FISIOLÓGIA RESPIRATORIA

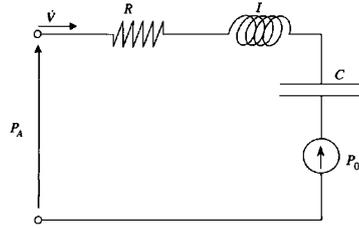


Figura 1.1: Modelo eléctrico del sistema respiratorio. Figura extraída de “Modelling methodology for physiology and medicine” [7].

La resistencia se define como la diferencia de presión requerida para generar una unidad de flujo:

$$R = \frac{\Delta Presion}{flujo}$$

y las unidades utilizadas habitualmente son  $cmH_2Os/L$ . La energía disipada en las resistencias se pierde en forma de calor (efecto Joule). Como las variaciones de presión son transmitidas primero a los pulmones y luego a la caja torácica, se las puede modelar como un componente en serie y aditivas.

La distensibilidad se define como la variación de volumen generada por variación de unidad de presión:

$$C = \frac{\Delta Volumen}{\Delta Presion}$$

usualmente se expresa en  $L/cmH_2O$  y representa la elasticidad del sistema respiratorio (pulmón-tórax), la cual también se puede modelar como un componente en serie con el resto del sistema.

La inercia se define como la oposición (variaciones de presión) a variaciones de flujo:

$$I = \frac{\Delta Presion}{\Delta flujo}$$

se expresa en  $cmH_2Os^2/L$  y por su definición se observa que si no hay variaciones de flujo o son muy lentas, las variaciones de presión son despreciables, por lo que la inercia es generalmente despreciada a frecuencias respiratorias usuales (bajas).

Las definiciones anteriores nos permiten asociar dichos componentes a los componentes eléctricos conocidos como “Resistencia”, “Capacitancia” e “Inductancia” respectivamente. De lo anterior se desprende un modelo eléctrico lineal de segundo orden presentado por Carson y Cobelli en el año 2001 [7] del sistema respiratorio representado por la ecuación (1.2) y el esquema eléctrico de la figura 1.1 :

$$P_A(t) = P_C(t) + P_R(t) + P_I(t) \tag{1.1}$$

$$\boxed{P_A(t) = \frac{1}{C}V(t) + R\dot{V}(t) + I\ddot{V}(t)} \tag{1.2}$$

## Capítulo 2

# Ventilación mecánica: orígenes y mercado

### 2.1. Ventilación mecánica

La insuficiencia respiratoria es un trastorno común en pacientes críticos que se encuentran en unidades de cuidados intensivos (UCI) como es el caso de pacientes con enfermedades medulares, lesiones encefálicas, enfermedades neuromusculares o situación de coma entre otras estudiadas por Brazis y Lawrence entre otros [3,28].

El control de la respiración está conformado por tres elementos básicos que son el control central encefálico, los músculos efectores y los receptores (quimiorreceptores y mecanorreceptores) que actúan como sensores recogiendo la información y entregándosela al control central. La falla de cualquiera de estos elementos implica directamente la necesidad de recurrir a la ventilación mecánica sustituyendo la función ventilatoria natural por la de un equipo llamado “ventilador” o “respirador” para mantener con vida al paciente mientras es tratado hasta recuperar su autonomía respiratoria.

La ventilación mecánica es una forma de ventilación artificial que pretende lograr el intercambio gaseoso adecuado asegurando una correcta oxigenación de los tejidos, la eliminación del dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) y la reducción del trabajo respiratorio en un paciente cuando éste no es capaz de respirar adecuadamente por sus propios medios.

Los ventiladores mecánicos son equipos que ejercen presión (considerada positiva) venciendo las resistencias inspiratorias de las vías aéreas y las fuerzas elásticas de los pulmones y la caja torácica durante la fase inspiratoria. Por el contrario, la exhalación se realiza en forma pasiva permitiendo al paciente liberar el aire inspirado por las propias fuerzas elásticas de la caja torácica. Este proceso se repite cíclicamente sustituyendo así la respiración natural por una asistida mecánicamente. La interfaz entre el ventilador y el paciente es un par de caños plásticos corrugados unidos por una pieza en “Y” en el extremo del paciente. De esta manera el gas inspirado circula desde el equipo hacia el paciente por uno de los corrugados (rama inspiratoria) y el gas exhalado por el paciente circula hacia el respirador



Figura 2.1: Diagrama de circuito respiratorio convencional con humidificador activo.

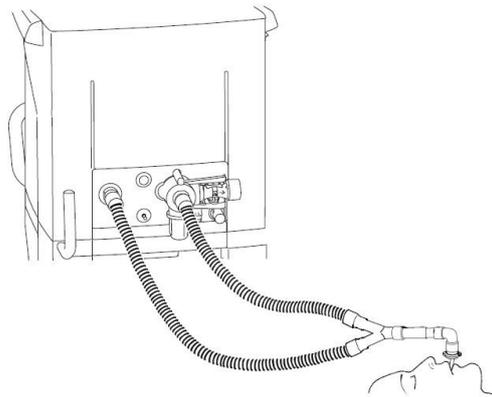


Figura 2.2: Circuito respiratorio convencional sin humidificador. Figura extraída de “Engstrom Carestation User Reference Manual 2010-08-29-URM” [15].

por el otro corrugado (rama espiratoria) como se observa en las figuras 2.2 2.1

Si bien el ventilador permite sostener la función respiratoria en un paciente mientras es tratado, no debe perderse de vista el objetivo que es la recuperación de la respiración espontánea sin la necesidad de asistencia ventilatoria mecánica. Por lo tanto una vez que comienza la fase de mejoría del paciente, el principal objetivo debe ser lograr las condiciones adecuadas para la desconexión del ventilador lo antes posible evitando así generar una dependencia al mismo.

## 2.2. Breve historia de la ventilación

Algo que hoy en día resulta tan habitual en UCI como lo es la intubación y conexión a ventiladores de pacientes, llevó siglos de acumulación de conocimiento médico y evolución tecnológica que permitió con el transcurso de los años convertirlo en algo tan rutinario para los especialistas en medicina intensiva.

Los comienzos de la ventilación mecánica se remontan al año 1543 donde Andrea Vesalio publicó su trabajo basado en experimentación animal detallando la sustitución mecánica de la ventilación en un perro al conectar un sistema de fuelles directo a la tráquea manteniéndolo con vida de esta manera. Llama la atención que los próximos registros sobre mecanismos de ventilación artificial daten de mediados del siglo XIX habiendo pasado más de 300 años cuando en 1864 Alfred F.

Jones en Kentucky describió el primer sistema basado en ventilación por presión negativa que posteriormente dio paso al desarrollo de los conocidos “pulmones de acero”. Doce años más tarde surge Woillez en París con su “Spirophore”, sistema basado en el de Jones donde el tórax del paciente se sometía a una caja metálica con un fuelle que generaba un gradiente de presión negativa haciendo que el aire circulara hacia y desde los pulmones.

Fue en 1895 cuando Kirstein en Berlín diseñó el primer laringoscopio de visión directa llamado “Autoscope” el cual permitió retomar la idea de ventilar utilizando intubación traqueal, siendo que hasta el momento la idea de Vesalio había sido relegada debido a la falta de tecnología para realizar intubaciones exitosas, razón por la cual se trabajó en sistemas de ventilación por presión negativa en vez de positiva.

Hasta el 1900 se desarrollaron métodos de intubación por palpación directa de la tráquea y fue en los próximos diez años que el cirujano Kuhn en Kassel diseñó y perfeccionó un tubo anillado para facilitar la intubación endotraqueal. Posteriormente en 1913 Chevalier Jackson en Pittsburgh publicó un trabajo sobre laringoscopia e intubación endotraqueal pero no resultó ser el método a seguir debido a lo poco desarrollados que estaban en ese momento los ventiladores por presión positiva. La ventilación por presión negativa se siguió utilizando fuertemente hasta los años 1938 en que Crafoord impulsó la utilización de métodos de ventilación por presión positiva entre los cuales se destacó el de Gregory en 1971 basado en presión positiva continua de la vía aérea en respiración espontánea para neonatos conocido hasta el día de hoy como “Presión positiva continua en vía aérea” (CPAP).

El momento en que la ventilación por presión positiva tuvo su auge y predominó sobre otros métodos fue en 1952 cuando en Dinamarca (Copenhague) se produjo una epidemia de poliomielitis. Durante dicha epidemia se ventilaron pacientes con métodos de presión positiva y negativa obteniendo una mortalidad del 87% para los pacientes ventilados por pulmón de acero (presión negativa) y 25% para los ventilados manualmente (presión positiva). No obstante en los Estados Unidos de América se continuó utilizando pulmones de acero hasta fines del 1960 mientras que en Europa surgieron varios equipos de presión positiva a raíz de la experiencia obtenida durante la epidemia de Copenhague.

Una enorme variedad de ventiladores como Blease, Engström, Dräger, Bird y Elema fueron desarrollados entre los años 1950 y 1974 habiendo más de dieciocho modelos en menos de 24 años. Desde dicho mojón histórico hasta la fecha la ventilación mecánica por excelencia ha sido la de presión positiva y ha evolucionado con un sin número de variantes de equipos que dieron paso a los tan avanzados respiradores microprocesados de hoy en día.

### 2.3. Características de ventiladores, en especial NEO

En la actualidad los ventiladores comercializados presentan varios modos ventilatorios, interpretándose por “modo ventilatorio” a la forma en la que el equipo maneja los flujos, presiones y volúmenes para ventilar al paciente. Existen los

## CAPÍTULO 2. VENTILACIÓN MECÁNICA: ORÍGENES Y MERCADO

TABLA 2.1: COMPARACIÓN ENTRE PARÁMETROS VENTILATORIOS PARA UN PACIENTE ADULTO DE 70 KG Y UN RECIÉN NACIDO DE 2 KG.

	Adulto	Neonato
PIM (cmH <sub>2</sub> O)	26	20
PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	5	4
T <sub>insp.</sub> (s)	1,7	0,36
$f$ (bpm)	12	36
$V_T$ (mL)	500	10

modos convencionales como “Ventilación Controlada por Volumen” (VCV), “Ventilación Controlada por Presión” (PCV) y “Ventilación Mandatoria Intermittente Sincronizada” (SIMV) así como modos no convencionales que han surgido posteriormente y hoy en día se encuentran disponibles en los ventiladores de última generación. En este trabajo nos concentramos principalmente en los modos convencionales y su aplicación a los pacientes neonatales (NEO) ya que son los usualmente utilizados a nivel mundial en pacientes de estas características y no presentan diferencias con el caso de pacientes adultos (ADL) y pediátricos (PED). La diferencia que existe entre los ventiladores para pacientes de diferentes categorías (NEO, PED y ADL) es la magnitud de flujos, presiones y volúmenes manejados adecuándolos a cada categoría para evitar el daño al paciente por exceso o defecto de alguno de los parámetros ventilatorios. A modo de ejemplo en la tabla 2.1 se comparan los parámetros ventilatorios usuales “Presión Inspiratoria Máxima” (PIM), “Presión Positiva al final de la Espiración” (PEEP), “Tiempo inspiratorio” (T<sub>insp.</sub>), “Frecuencia respiratoria” ( $f$ ) y “Volumen corriente” ( $V_T$ ) para un paciente adulto y uno recién nacido de 70 Kg y 2 Kg de pesos corporales respectivamente.

Otra de las diferencias radica en las maniobras disponibles que permiten analizar la mecánica respiratoria de cada paciente ya que algunas son específicas de ciertas categorías y no aplican a las demás.

Dentro de los modos ventilatorios convencionales neonatales disponemos de dos variantes, los de flujo continuo y los de flujo intermitente. En el caso de los modos de flujo intermitente, el equipo permite el pasaje del flujo inspiratorio (abriendo válvulas inspiratorias) hacia el paciente solamente durante la fase inspiratoria y abre la válvula espiratoria (ubicada al final del circuito ventilatorio) en la fase espiratoria para liberar al ambiente el aire exhalado. Por lo tanto durante la fase espiratoria no hay (o prácticamente no hay) flujo circulando por la rama inspiratoria. En realidad los ventiladores utilizan un pequeño flujo basal para poder detectar el esfuerzo inspiratorio del paciente pero éste no es considerado un flujo espiratorio. Estos modos se caracterizan por ser más económicos en cuanto al consumo de gases (aire y oxígeno) que los modos de flujo continuo.

En cambio los modos de flujo continuo son aquellos en los que el equipo suministra un flujo circulante en forma continua entre las ramas inspiratoria y espiratoria del circuito ventilatorio y el equipo se encarga de manejar los ciclos respiratorios (inspiración y espiración) abriendo y cerrando una válvula al final del

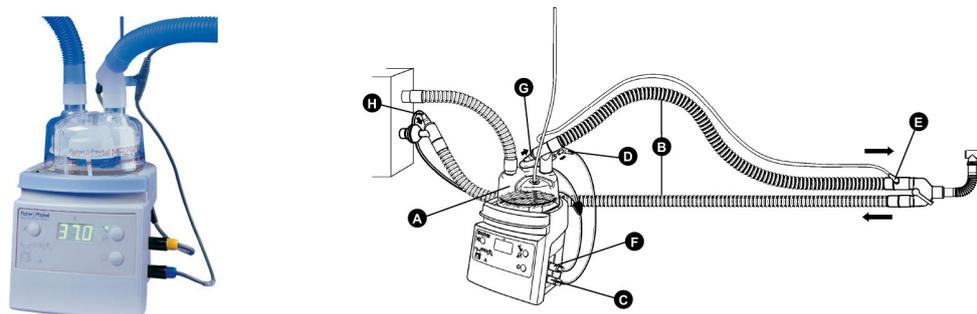


Figura 2.3: Humidificador activo Fisher and Paykel MR850 y su conexionado. A-Cámara de humidificación, B-Circuito respiratorio, C-Conector de sensor de temperatura, D-Sensor de temperatura de cámara, E-Sensor de temperatura de vía aérea, F-Conector de hilo calefactor, G-H-Zócalos de circuito respiratorio. Humidificador que genera calor y humedad para acondicionar el aire del circuito respiratorio; utilizado principalmente en pacientes neonatales. Figura extraída de “MR850 Heated Humidifier Setup” [12]

circuito (válvula espiratoria). De esta forma se logra una respuesta más rápida de la válvula espiratoria por permanecer entreabierta y evitar la inercia del despegue de la válvula acortando los tiempos de respuesta del equipo y satisfaciendo mejor la demanda del paciente tanto para las respiraciones mandatorias como para las asistidas y espontáneas.

Un estudio comparativo realizado en el año 2008 en Francia en colaboración con el “Groupe de Travail sur les Respirateurs” muestra los tiempos de respuesta de cada uno de los ventiladores más comunes que se encuentran en el mercado hoy en día y cómo influyen éstos en la ventilación [40]. De donde se puede observar la importancia en las velocidades de respuesta de las válvulas inspiratorias medidas por el parámetro “Producto Tiempo-Presión de vía aérea” (PTP), especialmente para el caso de la ventilación neonatal. El PTP se calcula como el área bajo la curva “Presión - Tiempo” en los primeros 0.3 segundos desde el comienzo de la inspiración y representa la eficacia del respirador en presurizar la vía aérea.

Otra de las diferencias entre la ventilación de neonatos y los demás es la forma en que se humidifica y calefacciona el aire suministrado al paciente. Existen dos tipos de humidificadores, los activos comunmente llamados “calderas” (figura 2.3) y los pasivos conocidos como “intercambiadores de calor y humedad” (HME) (figura 2.4). Los activos son aquellos que generan calor y humedad para acondicionar el aire mientras que los pasivos retienen el calor y la humedad exhalada por el paciente para calefaccionar y humidificar el aire recibido durante la inspiración. En el caso de pacientes ADL y PED se utilizan ambos tipos de sistemas dependiendo de las características del paciente y su patología, sin embargo en el caso de pacientes NEO se utiliza solamente sistemas activos debido a que son pacientes que generan muchas secreciones y tienden a obstruir rápidamente a los filtros e intercambiadores HME.

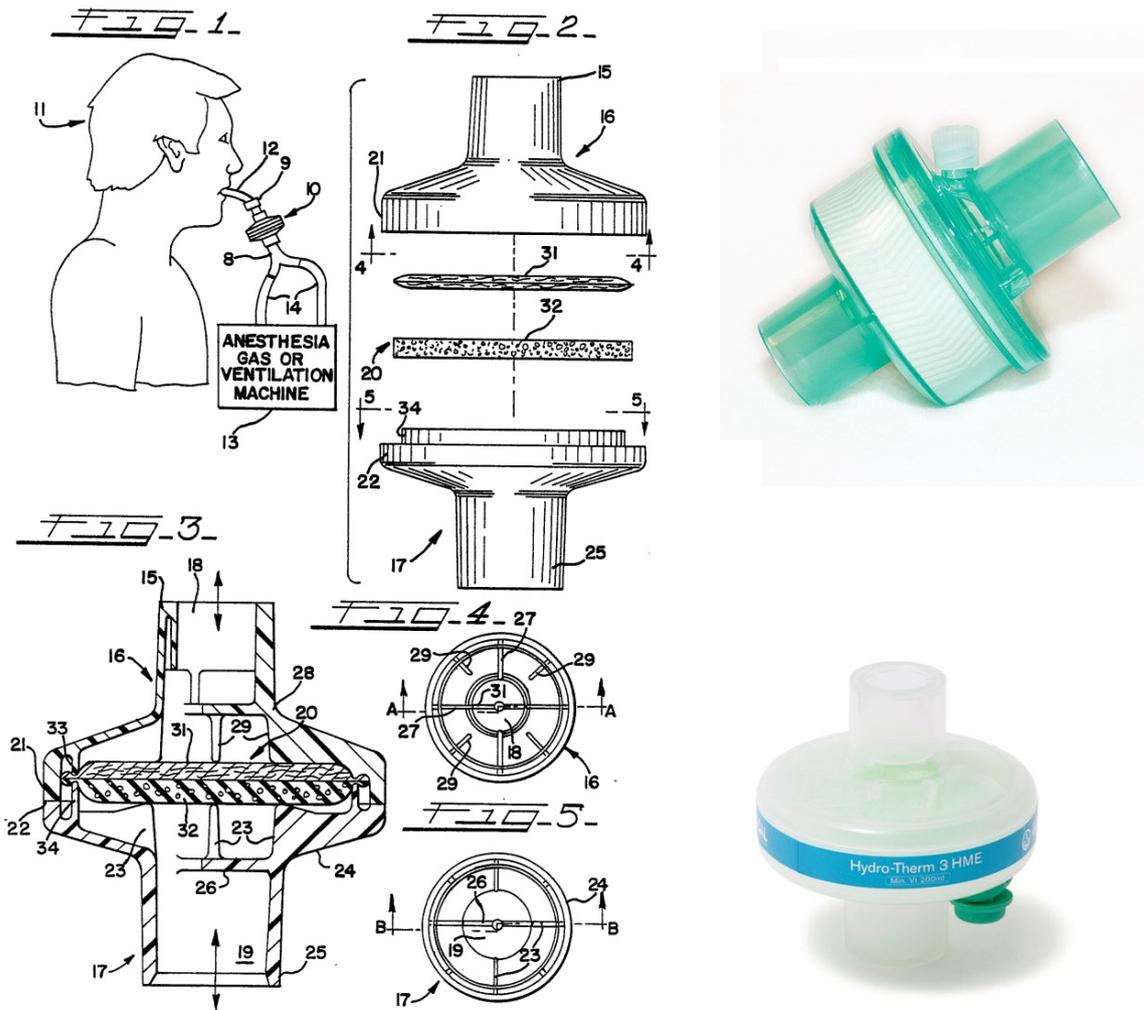


Figura 2.4: Diagramas de construcción y conexionado con fotos de intercambiadores de calor y humedad (HME). Humidificador que retiene el calor y humedad exhalados por el paciente; utilizado principalmente en pacientes adultos y pediátricos. Figuras extraídas de "Heat and moisture exchanger EP 0265163 A2" [43], "Humidificador Hydro-Therm 3" [18] y "Heat and Moisture Exchange (HME) Filter" [39].

## 2.4. Estimación del mercado

No existe en el país un registro del total de ventiladores instalados en los diferentes centros de atención médica pediátricos y neonatales, por lo tanto para obtener un estimativo aproximado de la cantidad de ventiladores que existen en funcionamiento en nuestro país recurrimos a los datos relevados en el censo realizado en el año 2012 por la Sociedad Uruguaya de Neonatología y Pediatría Intensiva [37], resultando en un total de 215 ventiladores. Asumiendo la creciente expansión de las instituciones médicas tanto públicas como privadas en los últimos años, se estima hoy en día la existencia de al menos 300 respiradores para uso en pacientes pediátricos y neonatales en todo el territorio nacional.

Se debe tener presente que la terapia efectuada por LAVESPI no solo aplica a todos los pacientes en general mejorando el desempeño de los ventiladores sino que aplica en especial a aquellos que presenten hipercapnia pudiendo reducirla al lavar el espacio muerto. Existen estudios como el del Dr. Mario Moraes et. al. que comprueban que la hipercapnia notoria produce circulación cerebral pasiva, vasodilatación cerebral, complicaciones hemorrágicas y otros fenómenos que aumentan el daño cerebral [23].

Por lo tanto resulta razonable considerar que este equipo aplica al total de respiradores instalados en el país para pacientes pediátricos y neonatales.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 3

# Espacio muerto en la asistencia ventilatoria mecánica

### 3.1. Problema del espacio muerto

Se considera espacio muerto (EM) a todo volumen que forma parte de la vía aérea donde circulan gases inspirados y espirados sin participar en el proceso de intercambio gaseoso con la sangre.

Desde el punto de vista de la fisiología respiratoria, el EM se clasifica en dos tipos llamados “anatómico” y “fisiológico”. El EM anatómico está constituido por las vías aéreas de conducción desde la nariz o boca hasta los bronquiolos con un volumen de 30 % a 50 % del volumen corriente, o sea, aproximadamente 150 mL en adultos y 5 mL en neonatos como se describe en “Entendiendo la Anestesia Pediátrica” [41]. Mientras que el EM fisiológico comprende al anatómico y al resto de los volúmenes en los que no se realiza intercambio gaseoso; esto incluye las zonas que por alguna razón no intervienen en la oxigenación y liberación de  $\text{CO}_2$  del torrente sanguíneo como es el caso de los alvéolos no perfundidos. La concentración de  $\text{CO}_2$  en sangre arterial se mide con equipos llamados “gasómetros” que devuelven el contenido de  $\text{CO}_2$ , entre otros, a partir de una muestra de sangre introducida. Este valor llamado “Presión parcial de  $\text{CO}_2$  en sangre arterial” ( $\text{PaCO}_2$ ) es presentado como la presión parcial que ejerce el  $\text{CO}_2$  en la sangre y se mide en “mmHg”. Los valores normales (en pacientes sanos) de  $\text{PaCO}_2$  varía entre 35 y 43 mmHg independientemente de la edad según lo explica John B. West en su libro “Fisiología Respiratoria” [45]. En la figura 3.1 se muestra un diagrama alvéolo-capilar donde se realiza el intercambio gaseoso entregando oxígeno ( $\text{O}_2$ ) a la sangre y recibiendo  $\text{CO}_2$  de ésta.

En personas sanas, los EM anatómico y fisiológico son prácticamente iguales dado que los pulmones se encuentran homogéneamente perfundidos, mientras que en pacientes con enfermedades pulmonares con áreas mal perfundidas el EM fisiológico puede ser bastante mayor que el anatómico. Un claro ejemplo es el caso del embolismo pulmonar masivo en el cual disminuye la perfusión del pulmón quedando zonas ventiladas pero no perfundidas impidiendo el intercambio gaseoso,

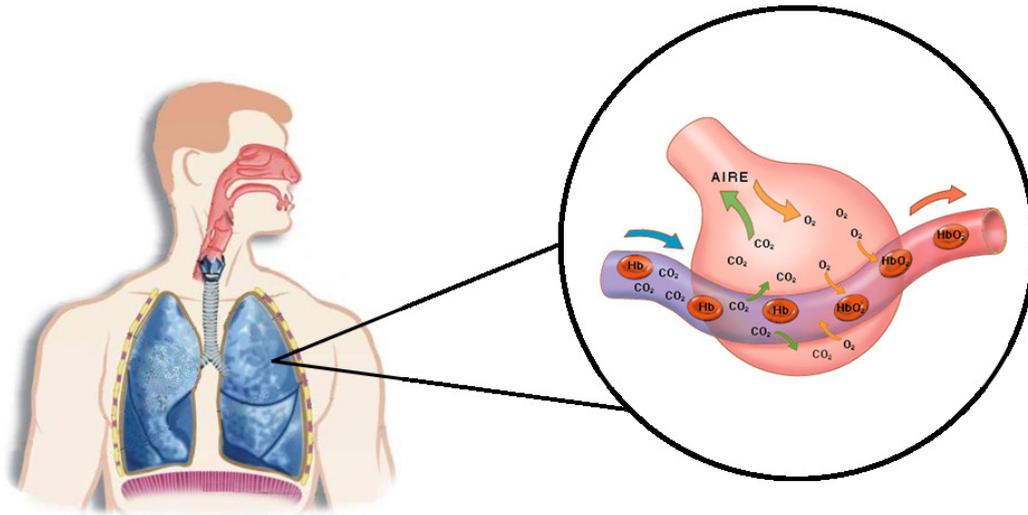


Figura 3.1: Diagrama de intercambio gaseoso alveolo-capilar donde se observa el pasaje de oxígeno a la sangre arterial y la devolución de dióxido de carbono a los pulmones. Imagen extraída de “Proyecto Biosfera: Aparato Digestivo y Respiratorio 3er E.S.O.” [6]

este caso es explicado en el trabajo de Ingrid Moreno y Leopoldo Ferrer titulado “Fisiología de la ventilación mecánica” [24].

El término “espacio muerto instrumental” (EMi) se utiliza para describir el espacio de instrumentación usado para la intubación y la conexión de un paciente al equipo de ventilación. El EMi es el volumen dentro de la sonda endotraqueal (SET) sumado al de cualquier elemento que se coloque entre la SET y la unión entre la rama inspiratoria y la rama espiratoria (pieza en “Y”) del circuito ventilatorio, tales como sensores de flujo, adaptadores de diámetros y el espacio entre ellos.

## 3.2. Implicaciones para la terapia

El problema que origina el EM en la terapia de pacientes críticos es que durante la espiración estos volúmenes se llenan de  $\text{CO}_2$  que proviene de las unidades alveolares, convirtiéndose en gas “viciado” que será inhalado en la próxima inspiración. De esta manera se ventila al paciente con un volumen de gas que no es totalmente fresco, sino que tiene un contenido de  $\text{CO}_2$  que puede ser considerable dependiendo de la relación  $V_D/V_T$ , siendo  $V_D$  el volumen de EM total (EMi + EM fisiológico) y  $V_T$  el volumen corriente con que se está ventilando al paciente. Especialmente en el caso de los pacientes neonatos, el efecto del espacio muerto instrumental es considerable debido a que los volúmenes de los instrumentos como sensores de flujo y adaptadores de diámetros resultan del mismo orden que los pequeños volúmenes pulmonares, logrando en algunos casos a superarlos.

### 3.3. Soluciones de otros autores

La asistencia ventilatoria mecánica (AVM) convencional en la falla pulmonar aguda potencia el daño pulmonar, que puede ser evidenciado por marcadores fisiológicos, histológicos y bioquímicos. Este daño y la mala evolución de los pacientes se asocian a trauma causado por presión (barotrauma) o por aumento de volumen pulmonar (volutrauma) por lo que las estrategias de reducción de presión y volumen para esta población han sido activamente estudiadas. Entre las estrategias de ventilación dirigidas a reducir el daño pulmonar, la administración de gas fresco en la tráquea ha sido empleada en diferentes situaciones como es el caso de Epstein en su trabajo “TGIF: tracheal gas insufflation: for whom?” [11]. En pacientes ambulatorios adultos con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) o fibrosis pulmonar mejora la tolerancia al ejercicio, reduce el volumen minuto (VM) inspirado sin incrementar la  $\text{PaCO}_2$ , disminuye la disnea y desciende el trabajo respiratorio. Existen trabajos publicados por Bergofsky [2], Benditt [1] y Couser [8] donde se expresan estos resultados.

En pacientes críticamente enfermos, trabajos de Danan [9], Slutsky [33], Watson [34] y Dassieu [10] han mostrado que la insuflación de gas a través de la sonda endotraqueal logra reducir el efecto causado por el espacio muerto y la presión inspiratoria máxima (PIM) durante la AVM convencional y ha demostrado en los trabajos de Dassieu y Oliver [10, 25] efectividad en la reducción del daño pulmonar tanto a nivel experimental como tras su aplicación clínica. Su principal objetivo es el lavado del espacio muerto. La insuflación de gas transtraqueal (TGI) puede ser producida por un fino catéter ubicado a través de la SET o a través de una SET modificada con canales en su pared. El flujo puede dirigirse hacia los alveolos o en dirección reversa hacia el final de la SET. Durante la espiración reduce el efecto del EM lavando el  $\text{CO}_2$  alojado en la tráquea, bronquios y la SET, de modo que menos  $\text{CO}_2$  sea re inhalado en la inspiración siguiente.

No hay en el mercado internacional disponibilidad de equipos que controlen este aspecto de la ventilación cuando se aplica TGI en recién nacidos, si bien se ha publicado la producción de un equipo en su departamento de investigación por parte del Dr. Danan en Francia [9], éste no se comercializa.

### 3.4. Propuesta de solución, principio de diseño

Frente a la necesidad de incursionar en técnicas que favorezcan la terapia respiratoria reduciendo el daño pulmonar, el grupo de investigación Área Básica, del Departamento de Neonatología del Hospital de Clínicas inspirado en los resultados obtenidos por el Dr. Claude Danan en París en el año 1996 [9] planteó la necesidad de diseñar un dispositivo que fuera capaz de inyectar un pequeño flujo durante la espiración, lo que se conoce como “lavado espiratorio”.

De esta manera se logra reemplazar el gas viciado alojado en el espacio muerto por gas fresco quedando disponible para ingresar a los pulmones en la próxima inspiración. Por lo tanto ya no existirá gas con alto contenido de  $\text{CO}_2$  ingresando a los alvéolos como sucede habitualmente en la ventilación convencional.

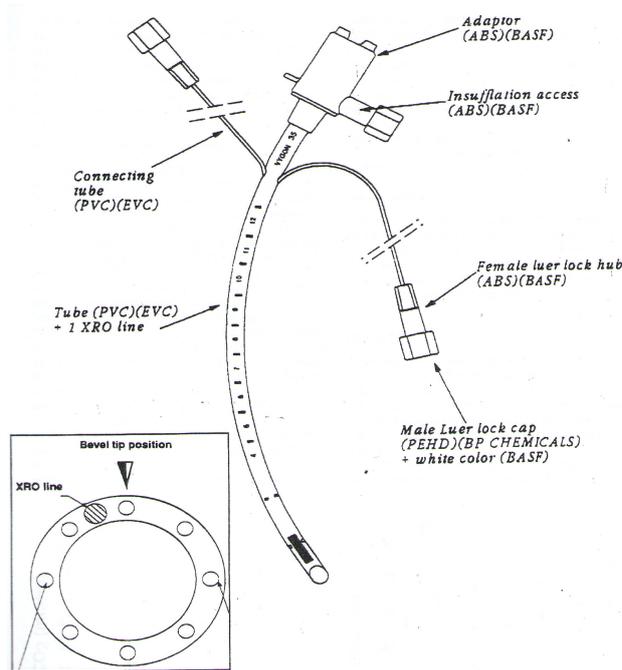


Figura 3.2: Sonda endotraqueal multicanal No. 6501.30 de Vygon que permite circulación del flujo ventilador-paciente y a su vez la inyección de flujo de LAVESPI por los canales ubicados en sus paredes. Figura extraída de Vygon Corp., Norristown, PA (Multichannel ETT)

Esta maniobra nos permite reducir las presiones de vía aérea configuradas en el ventilador y consecuentemente los volúmenes corrientes resultantes serán más bajos logrando el mismo efecto respiratorio. Todo esto permite una ventilación mas “suave” para el paciente disminuyendo la lesión pulmonar inducida por la asistencia ventilatoria mecánica.

Para realizar la inyección de flujo es necesario intubar al paciente con una sonda endotraqueal especial (multicanales incorporados en su pared) que permite el pasaje del flujo principal (enviado por el ventilador) por el canal principal y el flujo de gas fresco inyectado por los canales que se encuentran en la pared de la sonda como se observa en las figuras 3.2 3.3 3.4. La existencia de dicha sonda en el mercado a precios similares al de las sondas estándar es un factor clave ya que nos permite realizar el lavado espiratorio de manera práctica y sencilla; en caso de no acceder a sondas de este tipo se debe colocar un fino catéter junto a la sonda endotraqueal estándar para realizar la inyección del flujo de LAVESPI, lo cual no es imposible pero requiere mayor dedicación y esfuerzo.

Luego de haber recibido la propuesta, se realizó una búsqueda bibliográfica referida al tema y un análisis del mercado para determinar si existían comercialmente equipos con dichas prestaciones.



Figura 3.3: Sonda endotraqueal multicanal No. 6501.30 de Vygon.

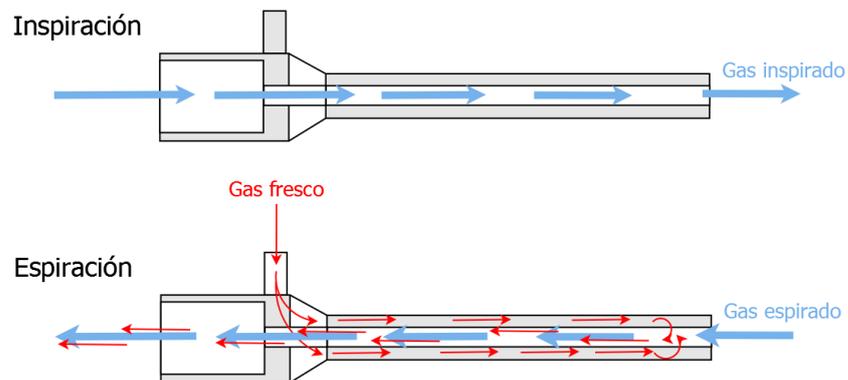


Figura 3.4: Circulación de gases durante las fases inspiratorias y espiratorias con LAVESPI. En la fase inspiratoria solamente circula flujo hacia el paciente por el canal principal y durante la espiración el gas inyectado por los canales secundarios "lava" al gas exhalado por el canal principal.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 4

# Proyecto de LAVESPI

### 4.1. Descripción general

La especificación inicial consiste en un módulo que pueda añadirse a los ventiladores brindando la posibilidad de (1) inyectar un pequeño flujo del mismo gas de ventilación durante la fase espiratoria a través de una sonda especial (multicanales incorporados en su pared), (2) registrar la presión en vía aérea y (3) suspender la insuflación en caso que la presión exceda un límite pre establecido. Completa la especificación el hecho que el módulo pueda anexarse a un ventilador independientemente de su marca y modelo. Se especifica que no se requiera ningún circuito ventilatorio especial ni modificación alguna al ventilador que se desea utilizar. Tampoco debe afectar las lecturas de presión, de volumen ni de flujo del ventilador.

Dada la necesidad de realizar conversiones de datos analógicos a digitales, procesarlos, mostrarlos en indicadores luminosos (“displays”) y realizar funciones de control, además de preparar el equipo para futuras conexiones a la red local del hospital para trasiego de datos, se incluyó un microcontrolador. Para lograr que la mezcla de gases inyectada sea igual a la entregada por el ventilador, o sea la fracción inspirada de oxígeno ( $FiO_2$ ), se toma durante la fase inspiratoria parte del flujo enviado por el ventilador utilizando una bomba de gas. La bomba utilizada es marca Oken Seiko P54E05R de pistón de membrana y su tensión nominal de trabajo es de 12 VDC. Es capaz de generar presiones superiores a 300 mmHg y flujos mayores a 1 L/min (ver hojas de datos en Apéndice A), suficientes para cumplir con los requerimientos planteados. El volumen de gas obtenido por la bomba es almacenado en un reservorio durante la fase inspiratoria y a través de una válvula solenoide es inyectado durante la fase espiratoria, luego se regula el flujo manejando la tensión de alimentación de la bomba en función del resultado entregado por un sensor situado en el camino del gas inyectado. Como medida de seguridad se utiliza un sensor de presión, ubicado a la salida para evitar sobrepresiones en caso de algún inconveniente ( sistema anti-barotrauma).

Para determinar la fase espiratoria (cuando hay que inyectar el gas) se coloca un sensor de flujo en la pieza en Y, que alimentará un circuito disparador (gati-

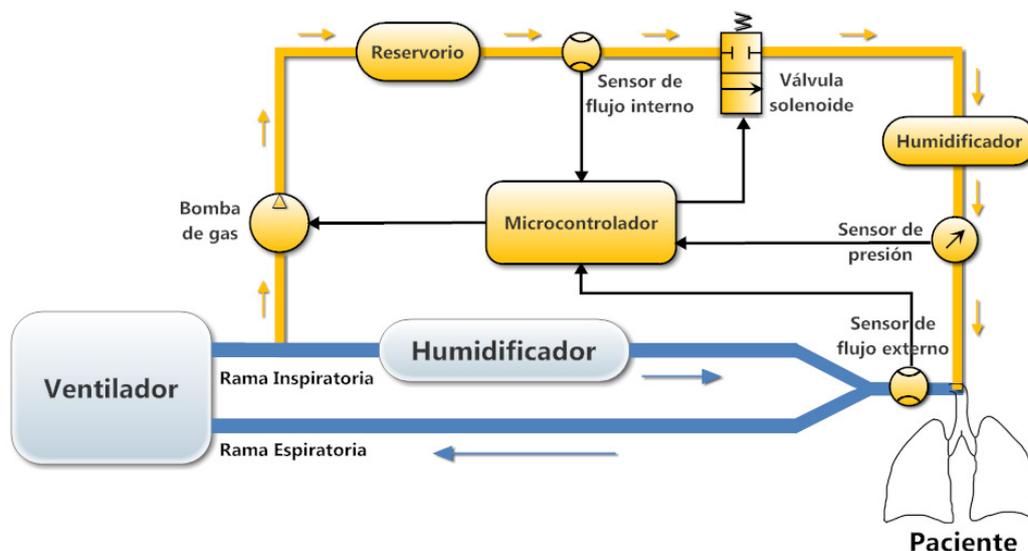


Figura 4.1: Diagrama en bloques de LAVESPI conetado a un paciente con un respirador convencional.

llador) distinguiendo la fase en que se encuentre según el sentido del flujo. Con la información recibida de los sensores, el microcontrolador maneja la apertura y cierre de la válvula al igual que el ciclo de trabajo de la bomba de gas. Esta bomba extrae el flujo de la rama inspiratoria en el tramo encontrado entre el ventilador y el humidificador para evitar condensación de agua que pudiera ocasionar desperfectos en el sistema. La figura 4.1 muestra el diagrama en bloques de LAVESPI.

## 4.2. Componentes de LAVESPI

### 4.2.1. Bomba de gas

Para no afectar significativamente los parámetros del ventilador al cual será adosado el presente equipo, el flujo a desviar no deberá superar el 10%. Dado que en la ventilación de un paciente neonato el flujo utilizado es habitualmente en torno a 10 L/min, el flujo disponible será del orden de 0,5 a 1 L/min ( $\leq 10\%$ ). En el caso de pacientes neonatos, con parámetros ventilatorios usuales de  $f = 36\text{bpm}$  y  $T_{\text{insp}} = 0,36\text{s}$  obtenemos un tiempo espiratorio ( $T_{\text{esp}}$ )  $T_{\text{esp}} = 1,3\text{s}$  dado por:

$$T_{\text{insp}} + T_{\text{esp}} = \frac{60}{36} = 1,66\text{s}$$

$$T_{\text{esp}} = 1,66 - 0,36 = 1,3\text{s}$$

Utilizando un flujo de  $1\text{L}/\text{min}$  obtenemos un volumen desplazado de entre 10 y 20 mL ( $((1,3 * 1)/60 * 1000 = 21,7\text{mL})$ ). Estimando un  $V_D = 15\text{mL}$  (5 mL  $V_D$  anatómico + 10 mL  $V_D$  instrumental) podemos lavar el total del espacio muerto. Para lograr el flujo deseado se utiliza modulación por ancho de pulso (PWM) de

la tensión de alimentación de la bomba, ya que se basa en un motor de corriente continua. De esta manera se logra controlar en un amplio rango el gas impulsado.

### 4.2.2. Reservorio

La función del reservorio es mantener un volumen de gas fresco hasta llegado el momento de inyectarlo al paciente (espiración), por lo cual se utilizó una estructura flexible que permitiera expandirse para almacenar el volumen deseado (llenado activo) y así poder entregarlo impulsándolo durante la espiración con la presión generada por la elasticidad del material (vaciado pasivo). Para este prototipo se utilizó una “pera” de goma extraída de un esfigmomanómetro. Dicha pera posee la elasticidad necesaria para expandirse aumentando el volumen del reservorio y a su vez fuerza elástica suficiente como para inyectar el flujo en el paciente venciendo las presiones necesarias. Está construida de caucho libre de látex que evita la generación de gases o partículas nocivas para el paciente así como reacciones alérgicas estudiadas por varios autores [13, 16, 26, 46].

### 4.2.3. Sensor de flujo interno

El sensor utilizado es el “FBAL001DU” de Sensortechinics, del tipo unidireccional y capaz de sensar hasta 1 L/min. Su tensión de alimentación es de 10 VDC con un consumo de potencia menor a 60 mW y velocidad de respuesta menor a 1 ms [30]. Este sensor interno es utilizado en el lazo de control para regular por PWM la tensión entregada a la bomba de gas y así lograr el flujo deseado.

### 4.2.4. Válvula solenoide

El componente que permite el pasaje temporal del gas hacia el paciente es una válvula solenoide comandada por el microcontrolador. Esta válvula se abre únicamente durante la espiración y se cierra durante la fase inspiratoria o si ocurre alguna condición de alarma como una sobrepresión en la vía aérea. La válvula utilizada es la “11181BV5” de Sensortechinics. Su tensión nominal es 5 VDC con consumo menor a 2 W y velocidad de respuesta menor a 30 ms ( $< 10\%$  que  $T_{insp}$ ) [32].

### 4.2.5. Sensor de presión

El sensor de presión “ASDX001D44R” de Honeywell es el elemento principal del mecanismo de seguridad ya que mide la presión en la vía aérea en forma continua (“monitoriza”). En caso de superar el límite de presión seleccionado, el microcontrolador actúa cerrando la válvula solenoide y activa una alarma sonora indicando sobrepresión. Para esta funcionalidad se hace uso de un comparador por hardware que dispone el microcontrolador evitando así que el sistema de seguridad dependa de software y del posible retardo completando otras tareas. El rango de trabajo es de 0 psi a 1.0 psi y la tensión de alimentación es de 5 VDC [17].

#### 4.2.6. Sensor de flujo externo

El criterio utilizado para determinar la fase respiratoria es la observación del flujo inspiratorio a través de un sensor “FHAL200DU” de Sensortechncis ubicado en la pieza en Y (unión entre rama inspiratoria y espiratoria). El sensor utilizado es unidireccional de amplio rango que registra el flujo positivo (inspiración en este caso) [31]. Cuando el microcontrolador detecta presencia de flujo positivo en la vía aérea, inhibe la salida cerrando la válvula solenoide y llenando de esta manera el reservorio para la próxima espiración.

#### 4.2.7. Microcontrolador

Todas las tareas de lógica y control son realizadas por un microcontrolador dotado de conversores analógico/digital (ADC), módulos PWM y comparadores. El microcontrolador utilizado es un “PIC18F4550” de Microchip que satisface los requerimientos y a su vez debido a su gran capacidad permite añadir futuras funcionalidades como conexión USB integrada para transferencia de datos (monitoreización en tiempo real) o actualizaciones de firmware utilizando un bootloader. Este es un chip para el cual existe vasta documentación [22] y un entorno de desarrollo muy cómodo y ágil permitiendo programación en circuito (ICSP) y depuración en tiempo real. A su vez es una solución de muy bajo costo en comparación con equivalentes de otros fabricantes. Estas son las razones que justifican su elección.

#### 4.2.8. Fuente de alimentación

La fuente de alimentación utilizada es la “MW4012-760F-NC-BK” de Elepac Power Supplies con entrada multivoltaje (100 - 240 VAC, 47 - 63 Hz) y salida de 12VDC a 40W (3.3A) [38]. Se optó por esta fuente de grado médico debido a que por su naturaleza este equipo será utilizado en ambientes hospitalarios rodeado de equipos médicos con funciones vitales para los pacientes. Por lo tanto el funcionamiento de LAVESPI no debe interferir al funcionamiento de los demás equipos y respetar las normas de compatibilidad electromagnética para esta clase de equipos (IEC 60601-1-2) [36].

#### 4.2.9. Humidificador

Para humidificar el gas de salida de LAVESPI no podemos utilizar los humidificadores activos convencionales (figura 2.3) debido al bajo flujo que maneja el equipo y a que los humidificadores poseen un gran volumen compresible (donde se encuentra el agua) lo cual nos haría perder la capacidad de inyectar el flujo deseado durante la ventilación frente a las presiones generadas en la vía aérea por el respirador. A su vez para poder calefaccionar la salida del humidificador para evitar condensaciones de agua deberíamos utilizar los corrugados de 12 mm de diámetro interior que disponen este tipo de humidificadores resultando muy poco práctico para conectarlo al paciente. Por lo tanto se requiere de un humidificador que presente un pequeño volumen por donde circule el flujo de gas para adquirir

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

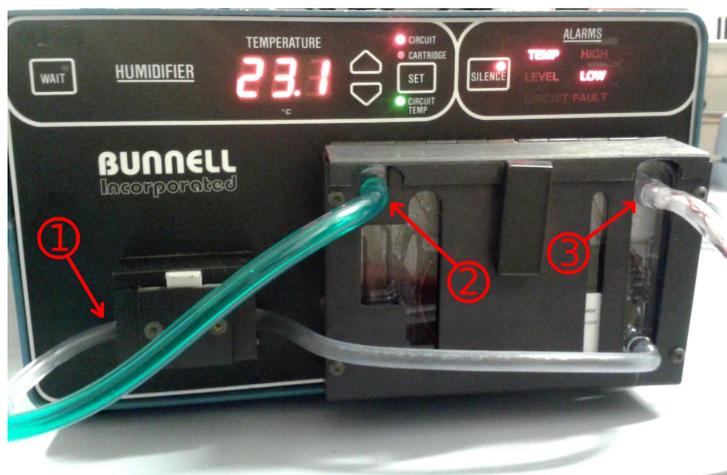


Figura 4.2: Humidificador Bunnell [4]. Señalado como “1” la entrada de agua a la bomba peristáltica que suministra el agua al cassette, “2” la entrada de gas proveniente de LAVESPI y “3” la salida de gas humidificado y calefaccionado.

humedad y calor y a su vez permita calefaccionar una manguera de menor diámetro (4 mm aproximadamente).

Por tal motivo se recurrió a un humidificador fabricado por Bunnell Inc. [4] utilizado en sus ventiladores de alta frecuencia por jet (HFJV) el cual se adecua perfectamente a nuestras necesidades, además dispone de un hilo calefactor ubicado dentro del conducto que dirige el gas hacia el paciente para evitar condensaciones de agua a lo largo del circuito. El funcionamiento de este humidificador es muy sencillo requiriendo configurar solamente la temperatura de trabajo deseada y el equipo se encarga de monitorizarla en el extremo próximo al paciente indicando con alarmas visuales y sonoras en caso de algún desperfecto. En la figura 4.2 se observa el conexionado del equipo señalando en “1” la entrada de agua a la bomba peristáltica que suministra el agua al cassette (figura 4.3), “2” la entrada de gas proveniente de LAVESPI y “3” la salida de gas humidificado y calefaccionado. El cassette oficia como reservorio almacenando agua y calentándola para generar el vapor necesario. Dicho equipo fue importado desde EEUU específicamente para este proyecto debido a que no se comercializa localmente.

### 4.3. Implementación de las funciones

El sistema completo está formado por la fuente de alimentación y dos placas denominadas “Placa principal” y “Placa panel” como muestra la figura 4.4. La placa panel es la interfaz con el operador que contiene indicadores de presión y de flujo por intermedio de “displays” de 7 segmentos además de una alarma sonora y un interruptor para dar comienzo y fin al funcionamiento del equipo. La placa principal contiene el microcontrolador, las conexiones a la otra placa, a la bomba y a los sensores.

En las figuras 4.5 y 4.6 se observan los esquemas eléctricos de la placa principal

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

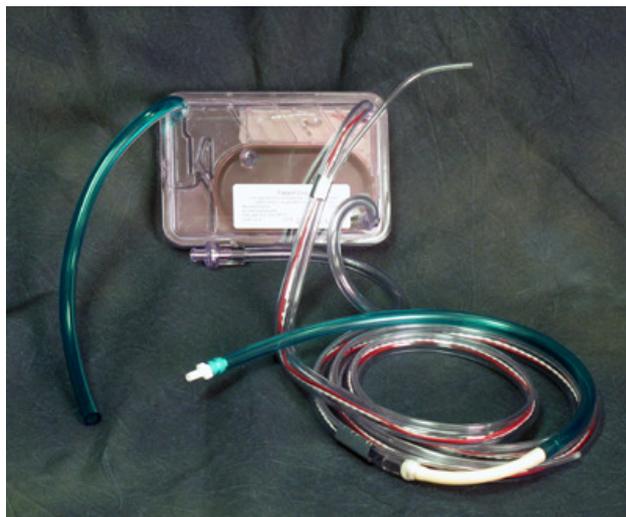


Figura 4.3: Cassette utilizado por el Humidificador Bunnell [4]. Funciona como recipiente almacenando el agua utilizada para humidificar el gas que lo atraviesa. La cara posterior es calentada por el equipo elevando así la temperatura del agua.

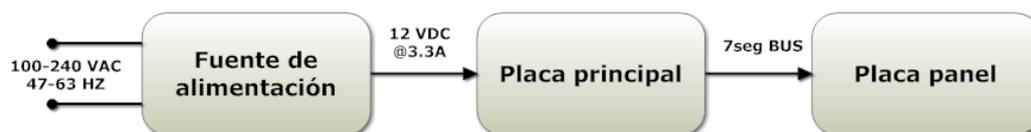


Figura 4.4: Diagrama de bloques principales.

y de la placa panel. En la placa principal se incluyó la regulación de tensión necesaria para alimentar los sensores de flujo (10 VDC) y al microcontrolador (5 VDC) al igual que un preset multivuelta para regular el umbral de disparo y un potenciómetro para fijar el límite de presión de seguridad. Se optó por utilizar un cristal de 20 MHz como oscilador para lograr estabilidad y precisión en el microcontrolador. Para el manejo de la válvula y la bomba se utilizaron transistores de efecto de campo (FET) “SFP9630” debido a su rápida respuesta y bajo consumo de corriente resultante para los puertos del microcontrolador [29].

En la placa panel se dispusieron tres displays “SC56-11EWA” de Kingbright [19] para mostrar la presión medida utilizando uno de ellos para representar decimales. Con igual criterio para mostrar el flujo se utilizaron dos displays. Estos displays son controlados por circuitos integrados 4511 diseñados para tal fin, los cuales son seleccionados uno por vez utilizando un contador binario 4017 controlado con 2 bits evitando así la ocupación de 5 bits del puerto del microcontrolador.

La razón por la cual se optó por este tipo de displays en vez de utilizar tecnologías mas modernas como las pantallas LCD es que los displays de 7 segmentos permiten una visualización muy clara desde mayores distancias que las pantallas LCD (éstas deberían ser muy grandes para ser claramente legibles a distancia) y no presentan problemas de reflejos interferentes que dificulten su lectura. A su vez han demostrado muy buen desempeño en situaciones de alta y baja iluminación am-



## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

biente como es habitual encontrar en unidades de cuidados intensivos neonatales. Otro de los aspectos evaluados al tomar esta decisión son los costos de componentes y desarrollo siendo los de éstos sumamente económicos en comparación con pantallas LCD. Esta elección es preferida hoy en día también por otros fabricantes de equipos médicos que desarrollan dispositivos para ser utilizados en unidades de cuidados intensivos teniendo en cuenta los criterios mencionados arriba.

Aún teniendo la posibilidad de implementar todas las funciones de comparación de presiones por software, se opta por utilizar los comparadores disponibles en el microcontrolador tanto para detener el flujo inyectado en caso de sobrepresiones como para distinguir entre fase inspiratoria y espiratoria. De esta manera se independizan del software estas tareas fundamentales liberando recursos para ejecutar las demás tareas como la monitorización del flujo y de la presión. En las figuras 4.7 y 4.8 se muestran los diseños de las placas de circuito impreso de ambas placas. Tanto los esquemas eléctricos como las placas de circuito impreso fueron diseñados utilizando el programa “Eagle CAD 5.8.0” de “CadSoft” [5].

# CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

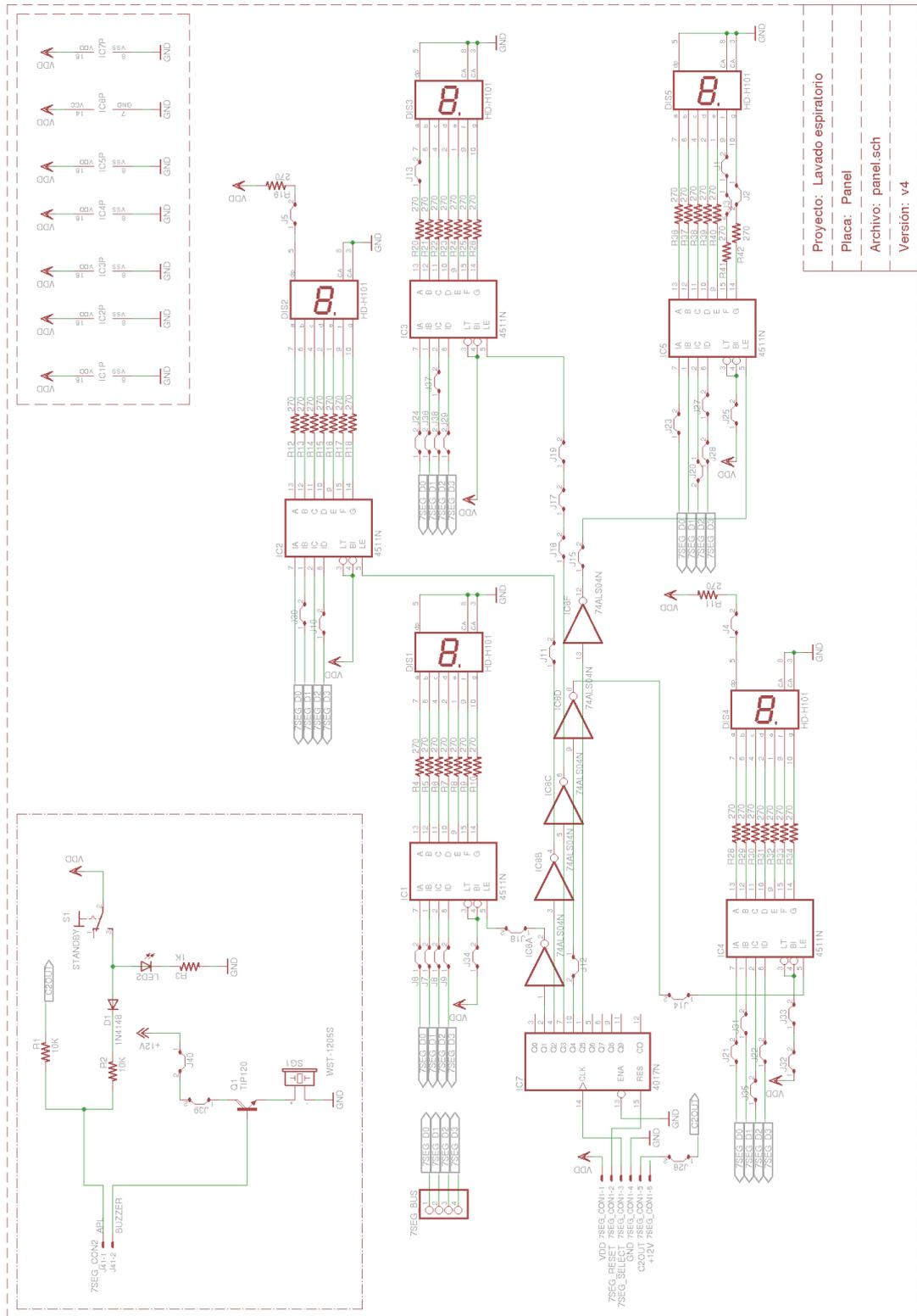


Figura 4.6: Esquema eléctrico de la placa panel versión 4 (18/01/2011).

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

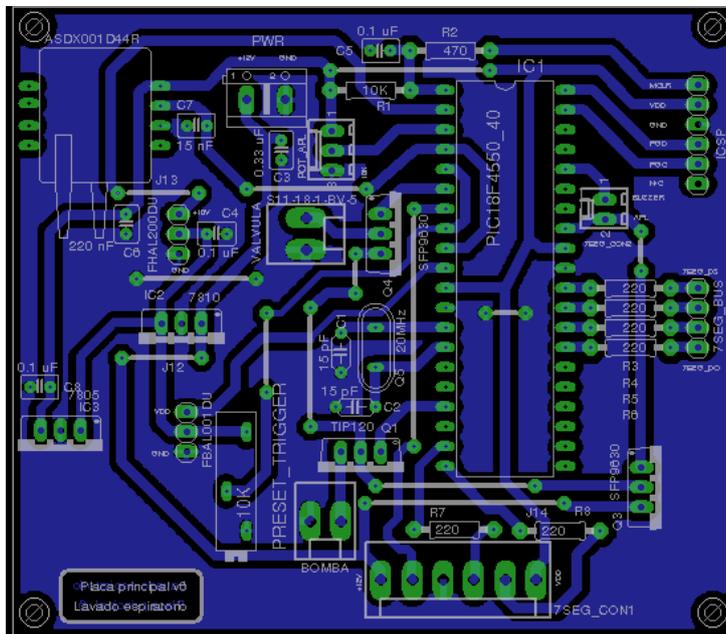


Figura 4.7: Circuito impreso de la placa principal versión 6 (05/12/2012).

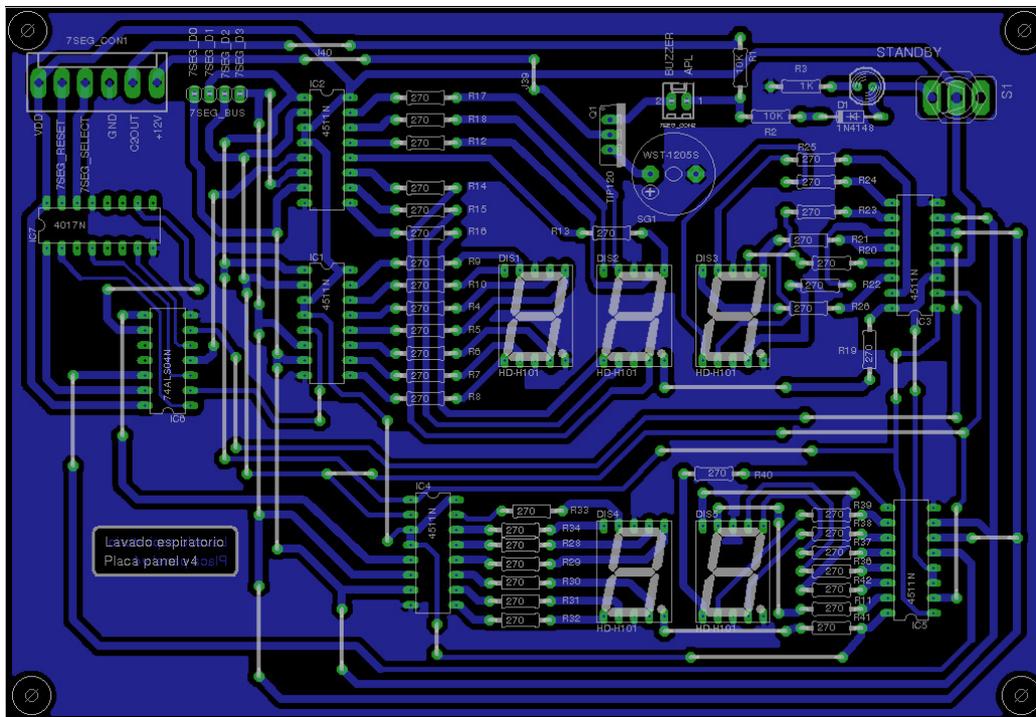


Figura 4.8: Circuito impreso de la placa panel versión 4 (18/01/2012).

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

TABLA 4.1: VALORES DE PRESIÓN UTILIZADOS EN LA CALIBRACIÓN, VALORES REGISTRADOS POR EL ANALIZADOR DE FLUJO TSI CERTIFIER FA PLUS Y VALORES MEDIDOS POR LAVESPI. EL ERROR DE LAVESPI EN LA MEDICIÓN DE PRESIÓN ES INFERIOR AL 1.3 %.

Ventilador (cmH <sub>2</sub> O)	Analizador (cmH <sub>2</sub> O)	LAVESPI (cmH <sub>2</sub> O)	Error (%)
0	0.00	0.0	0.0
1	1.10	1.1	0.0
3	2.98	3.0	0.7
5	5.15	5.1	1.0
10	9.87	9.9	0.3
20	21.20	21.1	0.5
30	28.72	29.1	1.3
40	39.61	39.3	0.8
50	48.71	48.4	0.6
60	59.15	58.8	0.6
70	68.54	68.1	0.6

### 4.4. Calibración

Una vez armado el equipo se utilizó un analizador de flujo marca “TSI” modelo “Certifier FA Plus” [42] para calibrar tanto el sensor de presión como el de flujo. El ensayo se realizó utilizando un ventilador de flujo continuo marca “Sechrist” modelo “IV-100B” conectado según el esquema de la figura 4.1 utilizando como paciente un pulmón artificial pasivo estándar.

#### 4.4.1. Calibración del sensor de presión

Al tratarse de un sensor de presión lineal, se realizó la conversión en el microcontrolador para asignar el valor de presión a cada valor de tensión leído. Para determinar la curva de calibración se tomaron los valores obtenidos por el conversor A/D (ADC) en los extremos (0 psi y 1 psi). Luego a modo de verificación se conectó el analizador de flujo en el mismo puerto que el sensor de presión; se encendió el ventilador en modo presión continua en la vía aérea (CPAP) y se comenzó a variar y registrar la “Presión positiva al final de la espiración” (PEEP) según se indica en la tabla 4.1. Los valores de referencia son los medidos por el analizador de flujo “TSI Certifier FA PLUS”.

Al variar la PEEP se contrastaron los valores de presión obtenidos en el analizador de flujo con los desplegados por LAVESPI. El resultado obtenido indica que en el rango de trabajo se obtuvo un error menor a 1.3 % lo cual es perfectamente aceptable.

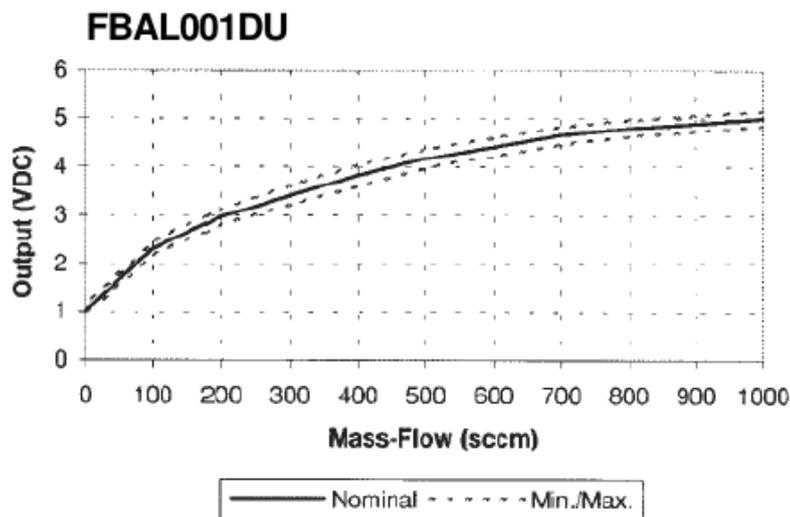


Figura 4.9: Curva de respuesta del sensor de flujo dada por el fabricante [30].

#### 4.4.2. Calibración del sensor de flujo interno

Según las especificaciones técnicas del fabricante del sensor [30], su comportamiento no es lineal como se muestra en la figura 4.9, por lo cual es necesario incluir la curva de calibración en el microcontrolador. Para simplificar la programación utilizamos aproximaciones lineales de la curva en tres trozos comprendidas de 0 a 100 sccm, 100 a 700 sccm y de 700 a 1000 sccm (sccm).

Para realizar la calibración del sensor de flujo interno, se colocaron en serie el flujímetro del ventilador, el analizador de flujo y el sensor a calibrar. Luego se incrementó el flujo en el ventilador comenzando desde 0 L/min hasta 1 L/min de a 0.1 L/min y se compararon las lecturas del prototipo con las del analizador. La calibración con tres rectas deducidas de la figura 4.9 necesitó ajustes de las pendientes “a” y cortes “b” en la linealización ( $y = ax + b$ ) logrando los resultados mostrados en la tabla 4.2.

La columna “Ventilador” indica el flujo objetivo utilizada como referencia mientras que la columna “Analizador” representa los valores exactos contra los cuales se calibró el equipo. El error máximo (estimado como  $LAVESPI\text{-}Analizador / Analizador$ ) encontrado es de 18.2% que se observa en el extremo del rango de trabajo. Esto puede ser atribuido a la saturación del sensor al trabajar con flujos próximos a su capacidad máxima.

#### 4.4.3. Calibración del sensor de flujo externo

El sensor externo no requiere calibración ya que se utiliza para detectar si existe flujo positivo. Para ello se regula en forma empírica un umbral de disparo ajustando un preset destinado para tal fin (*PRESET\_TRIGGER*) hasta lograr un disparo sincrónico con la ventilación convencional.

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

TABLA 4.2: VALORES DE FLUJO UTILIZADOS EN LA CALIBRACIÓN, VALORES REGISTRADOS POR EL ANALIZADOR TSI CERTIFIER FA PLUS Y VALORES MEDIDOS POR LAVESPI. OBSERVAR QUE LA PRECISIÓN DEL ANALIZADOR DE FLUJO ES DE UN ORDEN SUPERIOR A LA DEL VENTILADOR Y LA DE LAVESPI, CONDICIÓN NECESARIA PARA CERTIFICAR RESPIRADORES.

Ventilador (L/min)	Analizador (L/min)	LAVESPI (L/min)	Error (%)
0	0.03	0.0	0.0
0.1	0.11	0.1	9.1
0.2	0.19	0.2	5.3
0.3	0.32	0.3	6.3
0.4	0.37	0.4	8.1
0.5	0.53	0.5	5.7
0.6	0.62	0.6	3.2
0.7	0.69	0.7	1.4
0.8	0.84	0.8	4.8
0.9	0.92	0.9	2.2
1.0	1.1	0.9	18.2

### 4.5. Análisis de compatibilidad electromagnética

#### 4.5.1. Interferencia electromagnética

La interferencia electromagnética (EMI) es definida por Prasad Kodali como *“La degradación del desempeño de un dispositivo, equipo o sistema causado por un fenómeno electromagnético (‘perturbaciones electromagnéticas’) que puede afectar adversamente a la materia viva o inerte”* [21].

Como es ampliamente sabido, la EMI es un efecto no deseado presente día a día en nuestros electrodomésticos como televisores, teléfonos celulares, radios, computadoras y hasta en dispositivos mucho más sofisticados como instrumental de laboratorio o equipos médicos. Cuando los dispositivos involucrados bajo interferencia no están vinculados a seguridad, salud u otros temas valiosos los efectos pueden no ser de mucha importancia, pero cuando nos referimos a equipos de soporte de vida este es un asunto realmente importante para centrar nuestra atención.

El objetivo de este análisis es realizar las modificaciones pertinentes en LAVESPI para evitar alteraciones en el rendimiento causadas por EMI en las unidades de cuidados intensivos (UCI) de los centros hospitalarios. Al igual que cualquier tipo de ruido, debemos saber que las interferencias no se pueden “eliminar”, sino que solo se las puede reducir a niveles insignificantes que resulten en un sistema “limpio”.

Las interferencias a las que estamos expuestos pueden pertenecer a diferentes tipos de fuentes que podemos fácilmente encontrar en nuestro entorno. Se pueden

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

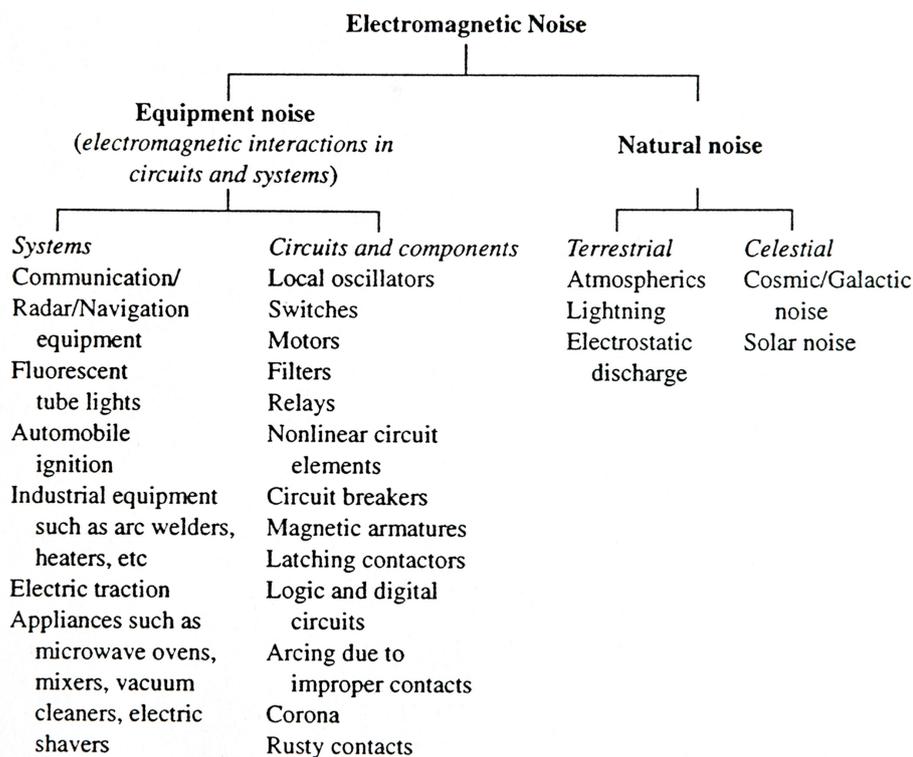


Figura 4.10: Clasificación de fuentes de interferencias electromagnéticas en dos grupos llamados “Ruido natural” o “Ruido de equipos” según Prasad Kodali. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21].

distinguir dos grupos principales dependiendo de la naturaleza del ruido como “Ruido natural” o “Ruido de equipos”. La figura 4.10 muestra un diagrama con diferentes tipos de fuentes de EMI.

Los elementos listados en la figura 4.10 son un ejemplo de amenazas de EMI que debemos considerar en nuestro diseño al igual que equipos médicos presentes en ambientes hospitalarios. Para entender la forma en que pueden afectar al desempeño de LAVESPI debemos observar los diferentes mecanismos de interferencia mostrados en la figura 4.11 donde nuestro dispositivo se comporta como “Receptor” y el “Emisor” puede ser cualquiera de los anteriores mencionados.

Los mecanismos “1”, “2” y “3” son llamados “interferencias radiadas” donde el principio físico es basado en variaciones de campos eléctrico (E) y magnético (H), mientras que el mecanismo “4” son “interferencias conducidas” debidas a variaciones de tensión (V) y corriente (I). Las interferencias radiadas son acopladas capacitiva o inductivamente debido a variaciones de E o H respectivamente que son propagadas por el aire desde el emisor hacia el receptor, en cambio, las interferencias conducidas son transmitidas solamente a través de cables.

Resumiendo los mecanismos involucrados en nuestra situación podemos decir que los casos “1” y “3” refieren a la susceptibilidad del gabinete del equipo. El

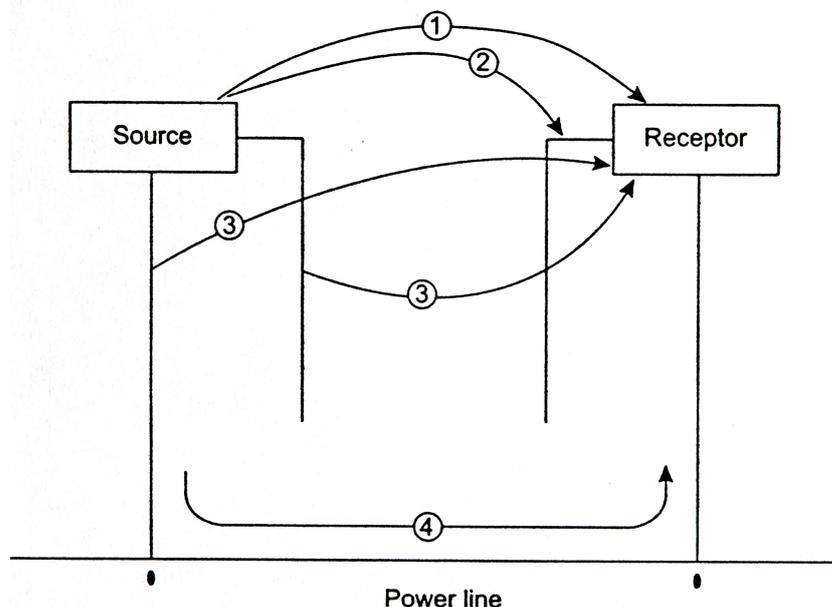


Figura 4.11: Mecanismos de interferencias electromagnéticas para el caso de un equipo “Emisor” y un equipo “Receptor” representando las interferencias radiadas (“1”, “2” y “3”) y las conducidas (“4”). Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21].

caso “2” es aplicable al cable del sensor de flujo externo que es la única conexión externa (excepto por el cable de poder) presente en este dispositivo.

Respecto al caso “4” podemos observar que es directamente aplicable al cable de poder y también debe ser considerado en las estrategias de diseño de rechazo de EMI.

Los mecanismos mostrados en la figura 4.11 refieren a fuentes de interferencias externas, pero también debemos tener en cuenta las interferencias cruzadas de diafonía (cross-talk) entre las placas internas. Este es otro aspecto a considerar para evitar alteraciones de desempeño debido a EMI generadas entre las placas de circuito impreso.

#### 4.5.2. Compatibilidad electromagnética

La compatibilidad electromagnética (EMC) es definida por Prasad Kodali de la siguiente manera: “La habilidad de un dispositivo, equipo o sistema para funcionar satisfactoriamente en su ambiente electromagnético sin introducir perturbaciones electromagnéticas a nada en ese ambiente” [21]. Esto significa que no solo debemos evitar que LAVESPI sea interferido por fuentes externas sino evitar generar interferencias que puedan alterar el desempeño de los equipos que lo rodean (especialmente en las UCIs hospitalarias). Así es como surge el concepto de “Inmunidad” y la norma IEC60601-1-2 la define como “La habilidad de un equipo y/o sistema de desempeñarse sin degradación en la presencia de una perturbación

*electromagnética*” [36]. Por lo tanto cuanto menor sea el grado de susceptibilidad electromagnética (EMS) de nuestro dispositivo, más alta será la inmunidad al ruido. Conceptualmente, EMC del dispositivo bajo prueba (DBP) resulta del balance entre emisiones electromagnéticas y los niveles de inmunidad alcanzados.

### 4.5.3. Implementación de compatibilidad electromagnética

Con el fin de dar paso a la implementación de EMC debemos tener en cuenta las siguientes tecnologías:

- Aterramiento
- Blindaje
- Unión
- Filtros de línea EMI
- “Buenas prácticas” de diseño de placas de circuitos impresos PCB

En este caso el “aterramiento” es logrado asegurando una buena conexión de tierra de alimentación ya que el gabinete es de material aislante (plástico) y no requiere de un terminal de equipotencial para unirlo a los demás equipos.

Con respecto al “blindaje”, se debe cubrir el interior del gabinete plástico con una lámina de aluminio. De esta manera se logra un blindaje completo salvo por los orificios presentes para los conectores y displays. Para evaluar la efectividad del blindaje (SE) podemos hacer uso de los cálculos que Prasad Kodali ofrece en “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21]:

$$SE(dB) = \alpha_R(dB) + \alpha_A(dB) + \alpha_{IR}(dB) \quad (4.1)$$

donde  $\alpha_R$  son las pérdidas por reflexión,  $\alpha_A$  son las pérdidas por absorción y  $\alpha_{IR}$  son las pérdidas por reflexión interna.

Entonces, las pérdidas por reflexión pueden ser calculadas para campo eléctrico, campo magnético y ondas planas respectivamente de la siguiente manera:

$$\alpha_R^e(dB) = 322 + 10 \log_{10} \left( \frac{\sigma}{\mu f^3 r^2} \right) \quad (4.2)$$

$$\alpha_R^m(dB) = 14,6 + 10 \log_{10} \left( \frac{f r^2 \sigma}{\mu} \right) \quad (4.3)$$

$$\alpha_R^{pw}(dB) = 168 + 10 \log_{10} \left( \frac{\sigma}{\mu f} \right) \quad (4.4)$$

donde “ $\mu$ ” es la permeabilidad relativa con respecto al aire, “ $\sigma$ ” la conductividad con respecto al cobre, “ $f$ ” la frecuencia máxima involucrada y “ $r$ ” es la distancia desde la fuente de interferencia (en metros).

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

Las pérdidas por absorción se pueden calcular como:

$$\alpha_A(dB) = 131,4t\sqrt{f\mu\sigma} \quad (4.5)$$

siendo “ $t$ ” el espesor del material usado para el blindaje (en metros).

A las pérdidas por reflexión interna las podemos calcular con la siguiente fórmula:

$$\alpha_{IR}(dB) = 20\log_{10} \left| 1 - \frac{(\nu - 1)^2}{(\nu + 1)^2} e^{-2t(1+j)\sqrt{\pi f\mu\sigma}} \right| \quad (4.6)$$

$$\nu = c\sqrt{\frac{\omega\epsilon_0}{\sigma}} \quad (4.7)$$

donde  $c = 3,0 * 10^8 m/s$  y “ $\epsilon_0$ ” es la permitividad dieléctrica.

En caso que nuestro blindaje presente una buena pérdida por absorción ( $\alpha_A > 15dB$ ), el término  $\alpha_{IR}$  puede ser despreciado ya que los campos electromagnéticos serán absorbidos en su mayoría por el blindaje dejando reflexiones internas insignificantes como lo muestra Kodali [21]. Utilizando las ecuaciones (4.1) a (4.6) para nuestro gabinete con una lámina de aluminio de unos 0,5 mm de espesor, una frecuencia máxima de 100 KHz (dada por la fuente de alimentación), 1 cm de separación mínima entre las placas y el gabinete, utilizando  $\mu$  y  $\sigma$  del aluminio indicados en la tabla de la figura 4.12 obtenemos:

$$\alpha_R^e = 209,8dB$$

$$\alpha_R^m = 22,4dB$$

$$\alpha_R^{pw} = 115,8dB$$

$$\alpha_A = 16,2dB$$

Por lo tanto, como  $\alpha_A > 15dB$  podemos despreciar el término  $\alpha_{IR}$  y considerar este diseño de blindaje adecuado para este equipo. También utilizamos un cable blindado y aterrado para la conexión del sensor de flujo externo. En este caso las “uniones” se realizan utilizando tornillos y tuercas conectadas al aluminio o cables de cobre ya que es una técnica de unión adecuada para el diseño de este equipo por su naturaleza física. De esta manera podemos asegurar una buena interconexión entre el blindaje y los puntos de referencia de tierra. Esta técnica de unión se muestra en la figura 4.13.

En lo que a filtros EMI se refiere, la única placa involucrada en el dispositivo es la fuente de alimentación, por lo tanto como la fuente utilizada es de grado médico y cumple con la norma IEC 60601-1-2 [36] esto convierte al bloque de alimentación en EMC compatible. Al utilizar una fuente que cumple con IEC 60601-1-2 podemos confiar en las emisiones electromagnéticas e inmunidad para radiaciones conducidas y radiadas donde los filtros EMI necesarios están incluidos. La fuente de alimentación elegida para este equipo es la “MW4012-760F-NC-BK” de “Elepac Power Systems” [38].

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

Material	Conductivity with respect to copper	Relative permeability with respect to air	Use
Mu-Metal	0.03	80,000	Shielding wall
Iron	0.17	1,000	Shielding wall
Steel	0.10	1	Shielding wall
Silver	2.05	1	Contact plating
Copper	1.0	1	Shielding wall
Gold	0.70	1	Contact plating
Aluminum	0.61	1	Shielding wall
Zinc	0.29	1	Sheet plating
Brass	0.26	1	Flanges
Phosphor Bronze	0.18	1	Spring contacts
Monel	0.04	1	Gaskets

Figura 4.12: Conductividad y permeabilidad relativa de diferentes materiales. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21].

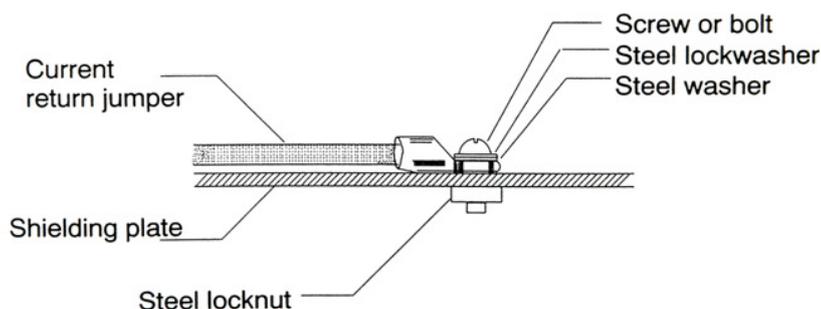


Figura 4.13: Técnica de unión basada en tornillos y tuercas para realizar uniones en blindajes. Figura extraída de “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models” [21].

Mas allá del cumplimiento de la fuente de poder con los estándares, debemos evitar cualquier diafonía (cross-talk) entre las placas. En base al trabajo realizado en el curso de Prasad Kodali dictado en Montevideo en el año 2011 [20] (ver Apéndice E) podemos suponer que posiblemente la única placa que puede generar interferencias de radio frecuencia (RFI) es la fuente de alimentación. Esto se debe a que la placa principal y la placa panel no manejan corrientes ni tensiones tan elevadas como lo hace la fuente. Por lo tanto, una buena práctica es blindar la fuente de alimentación completa. En este caso podemos utilizar una caja de aluminio conectada a tierra. De esta manera podemos asumir que no habrá degradación de rendimiento debido a RFI no deseadas emitidas dentro del equipo. Los cálculos realizados para el blindaje del gabinete son los mismos que para la fuente de poder pero podemos utilizar un aluminio más grueso para que resulte más fácil construir la caja. Así que podemos considerar un aluminio de 1 a 2 mm de espesor conservando la efectividad del blindaje y logrando una estructura más robusta (no tan blanda como con la lámina de 0.5 mm).

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

De acuerdo a las buenas prácticas de diseño de PCB mostradas en el curso de Prasad Kodali dictado en Montevideo en el año 2011 [20] hay dos aspectos a tener en cuenta, incluir planos de tierra generosos en cada placa y terminales dorados para los conectores de las placas en lo posible.

Podemos resumir las técnicas aplicadas para lograr EMC de la siguiente manera:

1. Interferencias radiadas (mecanismos “1” y “3”)  
Gabinete plástico recubierto con lámina de aluminio.
2. Interferencias radiadas (mecanismo “2”)  
Cable blindado para el sensor de flujo externo.
3. Interferencias conducidas (mecanismo “4”)  
Fuente de alimentación grado médico con filtros de línea pasa bajos incluidos.
4. Interferencias entre placas por diafonía  
Fuente de alimentación blindada con caja de aluminio.

Con el análisis anterior podemos observar la importancia de diseñar equipos EMC compatibles, especialmente en ambientes médicos donde se pueden encontrar muchos tipos de emisiones electromagnéticas debido a la gran variedad de equipos trabajando en conjunto. También es destacable que se debe prestar especial atención en la fase de diseño para evitar mal funcionamientos debido a las interferencias externas mencionadas. Más aún, es muy importante que nuestro diseño no sea una amenaza para otros equipos de soporte de vida y esto se logra respetando los niveles de emisiones permitidos por la legislación.

Finalmente podemos decir que tomando las precauciones de diseño ya discutidas podemos ofrecer una solución que satisfaga las necesidades de los médicos sin preocuparnos por alteraciones en el desempeño dependiendo de la situación en la que sea utilizado. Esto explica la importancia de incluir consideraciones de EMC en nuestros desarrollos de proyectos.

### 4.6. Firmware

El firmware se implementó en lenguaje C para microcontroladores de Microchip utilizando el compilador “C18” con entorno de desarrollo “MPLAB 8.00” y el hardware utilizado para programar al dispositivo es el “Pickit 2” provisto por el fabricante del microcontrolador. El diseño de la placa principal prevee una conexión de programación en circuito (ICSP) que facilita el proceso de programación y permite realizar depurado (debug) en tiempo real. En el “Apéndice B” se encuentra el código fuente completo del firmware implementado.

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

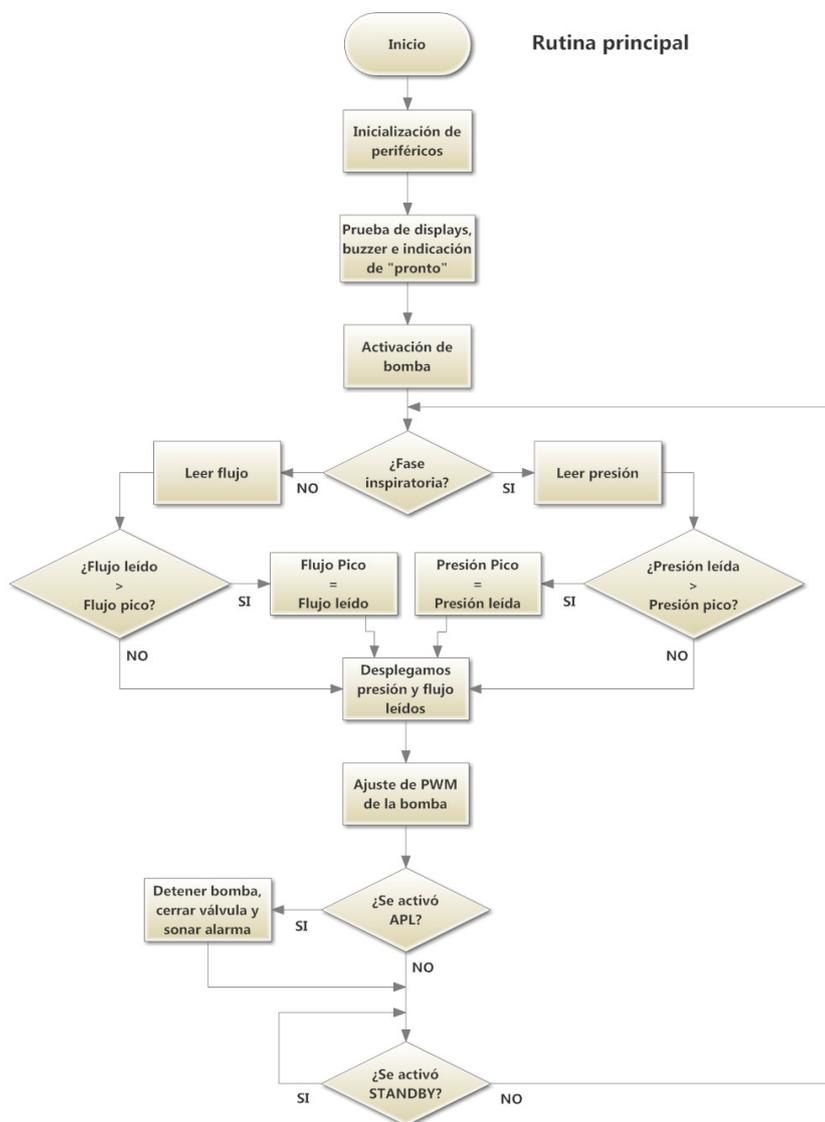


Figura 4.14: Diagrama de flujo de la rutina principal ("main").

### 4.6.1. Diagrama de flujo

En la figura 4.14 se encuentra el diagrama de flujo de la rutina principal ("main") donde se puede observar que se planificó tratando de lograr la estructura más simple posible optimizando los recursos del microcontrolador.

### 4.6.2. Watchdog

El Watchdog Timer (WDT) es un mecanismo de seguridad incluido en el microcontrolador que genera un reinicio del sistema tras un período de tiempo determinado evitando que el microcontrolador se “cuelgue” por tiempo indeterminado sin poder salir de dicho estado por causa de algún desperfecto. El funcionamiento del WDT se basa en un temporizador (configurable) que decreuenta un contador desde un valor inicial hasta cero y cuando esto sucede dispara una señal de reinicio. Para evitar que nuestro dispositivo se reinicie debemos incluir en el código fuente el llamado a la función que reinicia la cuenta regresiva antes que esta llegue a cero. De este modo el equipo continuará funcionando con normalidad salvo que dichos llamados a la función de reinicio no se ejecuten (microcontrolador bloqueado) y en ese caso se reiniciará el equipo evitando genera posibles daños al paciente.

En el caso del microcontrolador que estamos utilizando (PIC18F4550) el período nominal del WDT es de 4 ms, y permite extenderlo configurando un postscaler de 16 bits. Por lo tanto podemos variar el período de reinicio desde 4 ms hasta 2.18 min (postscaler en 32.768) según las hojas de datos del microcontrolador [22].

Dado que período de tiempo más corto involucrado en la ventilación mecánica es el tiempo inspiratorio ( $T_{insp}$ ) y que para el caso de los pacientes neonatos oscila entre 0.30 s y 0.5 s, definimos el período del WDT en 256 ms lo cual nos garantiza que ante cualquier desperfecto en el funcionamiento del microcontrolador, éste se reiniciará en un tiempo menor al mínimo involucrado en el patrón ventilatorio.

Para determinar en qué parte del código fuente debemos insertar las llamadas a la función de reinicio del WDT (“ClrWdt()”) realizamos una simulación del firmware utilizando la herramienta de simulación de MPLAB. Configuramos el WDT con el tiempo deseado (256 ms) e iniciamos la simulación obteniendo un mensaje de interrupción al momento de alcanzar la cuenta regresiva del WDT. Esto nos permitió agregar las invocaciones a “ClrWdt()” en los puntos del programa donde se activaría el reset por WDT como lo muestra la figura 4.16. Además se incluyeron llamadas a dicha función en otros puntos del código fuente en forma preventiva por ser rutinas que demandan más recursos del microcontrolador.

La simulación mostró que en la inicialización del microcontrolador y sus periféricos se consumen aproximadamente 5.5 s razón por la cual iniciamos el código fuente con el WDT deshabilitado y lo habilitamos justo antes de ingresar al bucle principal como se observa en la figura 4.16. La razón por la cual no precisamos activar el WDT durante la inicialización es que al finalizarla el microcontrolador emite un sonido indicando que el equipo está disponible para comenzar a operar. Por lo tanto tiene sentido la activación del WDT solamente mientras el dispositivo se encuentra apto para su utilización con pacientes.

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

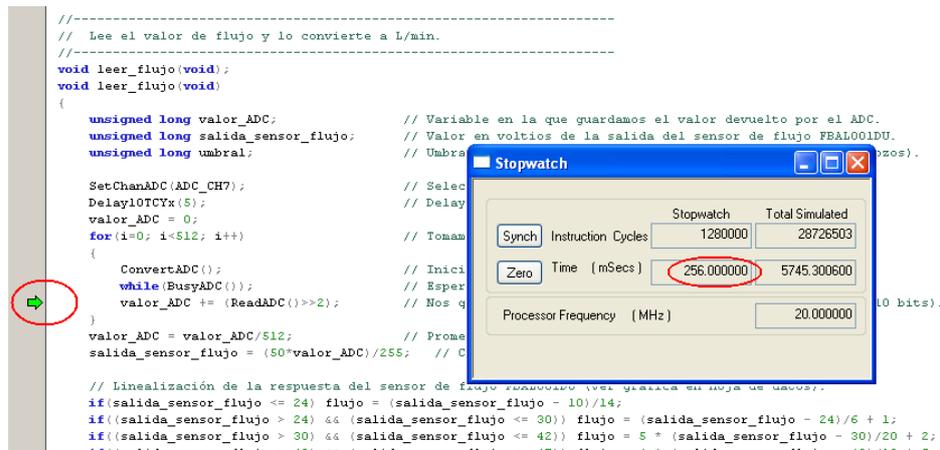


Figura 4.15: Punto de detención al alcanzar los 256 ms del WDT (simulación en MPLAB).

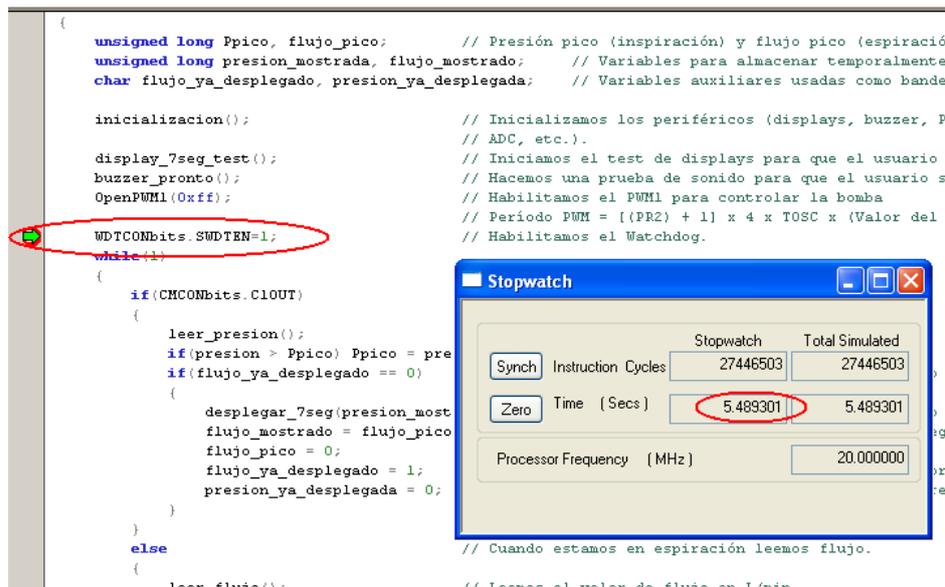


Figura 4.16: Tiempo transcurrido en la inicialización del equipo (simulación en MPLAB).

### 4.7. Análisis de fallas

El análisis de fallas consiste en prever el comportamiento del equipo frente a posibles fallas en cada componente. De esta manera se logra estimar el grado de riesgo para el paciente y cómo minimizarlo. Cabe destacar que por tratarse de un equipo que se agrega a los respiradores sin alterar el circuito ventilatorio, en caso de no funcionar no afecta al normal funcionamiento de éstos, solamente deja de brindar al paciente la terapia que ofrece.

Para abordar el análisis discriminaremos las posibles fallas y medidas tomadas en dos grupos, firmware y hardware.

### 4.7.1. Firmware

En lo que a firmware se refiere, por su naturaleza, no hay “posibles fallas” a estimar sino medidas preventivas a tomar. Las medidas implementadas son:

- Utilización de watchdog para evitar que el equipo se “cuelgue”.  
Ante cualquier desperfecto que deje al microcontrolador bloqueado sin poder salir de este estado, el watchdog se encargará de reiniciarlo y retomar el normal funcionamiento.
- Llenado de memoria de programa vacía con NOP (instrucciones que no hacen nada).  
Esto resulta útil en caso que ocurra alguna alteración del contador de programa, quedando de esta manera apuntando a instrucciones que no tienen efecto alguno sobre el comportamiento del microcontrolador.
- Verificación de displays y buzzer al inicio (función test).  
Al realizar una verificación visual y audible le indicamos al usuario que el equipo se encuentra operativo y ante alguna situación de alarma emitirá el sonido correspondiente.

### 4.7.2. Hardware

#### Fuente de alimentación

- Si se quema la fuente el equipo deja de funcionar y no interviene en el circuito ventilatorio (válvula normal cerrada).
- Al ser una fuente de grado médico cumple con las normas de seguridad.

#### Placa panel

- Cualquiera de los componentes que falle provocará una falla visual o auditiva pero no de funcionamiento, salvo cortocircuitos en los conectores.
- Cortocircuitos en conector *7SEG\_BUS* no afectan al  $\mu C$  por tener resistencias limitadoras.
- Cortocircuitos en conector *7SEG-CON1*: VDD, GND y +12V descartados ya que apagan la fuente y el equipo no interviene en el circuito ventilatorio (válvula normal cerrada).
- Cortocircuito en conector *7SEG-CON1*: C2OUT detiene el equipo (STANDBY) y no afecta al  $\mu C$  teniendo resistencia limitadora.
- Cortocircuito en conector *7SEG-CON1*: *7SEG\_RESET* y *7SEG\_SELECT* no afectan al  $\mu C$  teniendo resistencias limitadoras.
- Cortocircuitos en *7SEG-CON2*: APL detiene al equipo y emite sonido.
- Cortocircuitos en *7SEG-CON2*: BUZZER emite sonido y no afecta al  $\mu C$  teniendo resistencia limitadora.

### Placa principal

- Conectores  $7SEG_{BUS}$  y  $7SEG_{CON1}$  ya analizados en “Placa panel”.
- Conector ICSP se utiliza solamente durante la programación. No interviene en el normal funcionamiento.
- Si C5 queda en cortocircuito o R1 se corta detiene el funcionamiento del equipo (entra en modo programación).
- R2 no tiene conexión salvo durante la programación.
- Q1 abierto: no acciona la bomba por lo cual no afecta a la ventilación brindada por el respirador.  
Q1 en corto: la bomba siempre activada funcionando a máxima velocidad, en este caso funcionaría como CTGI (insuflación continua en vez de lavado espiratorio). Resistencia limitadora en base de Q1.
- Q3 abierto: el equipo se detiene y no afecta a la ventilación.  
Q3 en corto: el equipo funciona pero no se detiene en caso de sobrepresión o detención manual, en este caso actúan las alarmas y sistemas de seguridad del ventilador.
- Q4 abierto: no actúa la válvula por lo cual no afecta la ventilación (válvula normal cerrada).  
Q4 en corto: válvula siempre abierta insufla en todo momento, en este caso funcionaría como CTGI (insuflación continua en vez de lavado espiratorio). Resistencia limitadora en base de Q4.
- Q5 (Cristal), C1 y C2 defectuosos: afectan a la base de tiempos del  $\mu C$  o hace que deje de funcionar quedando en dos estados posibles: inspiración (no afecta a la ventilación), espiración (queda insuflando de continuo), en este caso funcionaría como CTGI.
- Sensor de presión (ASDX001D44R), C6 y C7: afectan la lectura de presión haciendo que se detenga (simulación de sobrepresión) o que en caso de haber una sobrepresión el equipo no lo detecte. En el segundo caso el ventilador es quien dispone de alarmas de sobrepresión y protege la ventilación.
- $Pot\_APL$  a GND: detiene el equipo asumiendo sobrepresión en todo momento. Por lo tanto no afecta a la ventilación.  
 $Pot\_APL$  a VDD o abierto: no limita sobrepresiones. En este caso es el sistema de alarmas del ventilador quién actúa.
- $PRESET\_TRIGGER$  falla: el umbral de discriminación entre inspiración y espiración es erróneo y el equipo puede permanecer en estado de inspiración (no afecta a la ventilación) o en espiración insuflando en forma continua, caso CTGI.

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

- IC2, C3 o C4: falla en tensión de +10V que alimenta ambos sensores de flujo provoca las fallas analizadas en “Sensor de flujo interno” y “Sensor de flujo externo”.

### Válvula solenoide

- Abierta: insufla en todo momento en vez de hacerlo solo en espiración. En este caso funcionaría como insuflación continua en vez de lavado espiratorio (CTGI).
- Cerrada: no afecta a la ventilación brindada por el respirador.

### Bomba

- Deja de funcionar: no afecta a la ventilación brindada por el respirador.

### Sensor de flujo externo

- Indicando inspiración: no afecta a la ventilación ya que durante inspiración no se insufla.
- Indicando espiración: insufla en todo momento en vez de hacerlo solo en espiración. En este caso funcionaría como CTGI (insuflación continua en vez de lavado espiratorio).

### Sensor de flujo interno

- Deja de funcionar: no hay lectura en display pero no afecta al normal funcionamiento del equipo.

## 4.8. Evolución del prototipo

El prototipo desarrollado de LAVESPI atravesó varias etapas de evolución desde su comienzo como tres simples placas montadas sobre una madera hasta su estado actual como equipo médico con el aspecto adecuado para ser utilizado en un ambiente hospitalario junto a los demás equipos existentes.

Las modificaciones realizadas abarcan aspectos de seguridad, usabilidad y optimización de recursos hasta mejoras estéticas. Esto se basó en experiencias adquiridas con el uso del equipo, sugerencias por parte del grupo médico que lo utilizó y mejoras que surgieron a partir de revisiones y discusiones en el núcleo de ingeniería biomédica.

En resumen, algunos de los elementos analizados y mejorados son los siguientes:

- Compatibilidad electromagnética:
  - Fuente de grado médico
  - Blindaje de fuente
  - Blindaje de cable externo
  - Blindaje de gabinete
  - Buenas prácticas de diseño en circuitos impresos.
- Análisis de fallas de cada componente.
- Mejoras en la seguridad del equipo incluyendo componentes pasivos (resistencias limitadoras).
- Modificación del firmware para mejorar la seguridad:
  - Verificación de displays y buzzer al inicio
  - Watchdog
  - NOPs en memoria de programa vacía.
- Inclusión de gabinete con rótulos y mejoras en la estética del equipo.
- Humidificación y calefaccionado de vía aérea:
  - Obtención de humidificador fabricado por Bunnell Inc. (EEUU).
- Experimentación en animales:
  - Pruebas en cerdos recién nacidos.

En la figura 4.17 se observa una foto de la primera versión de LAVESPI mientras que las figuras 4.18, 4.19 y 4.20 muestran fotos de la última versión.

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI

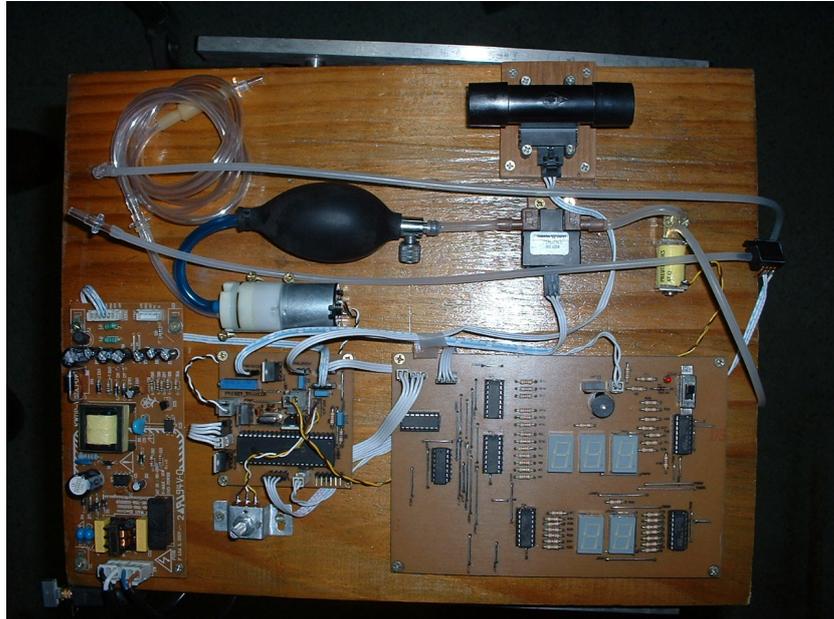


Figura 4.17: Primera versión de LAVESPI (01/04/2009).

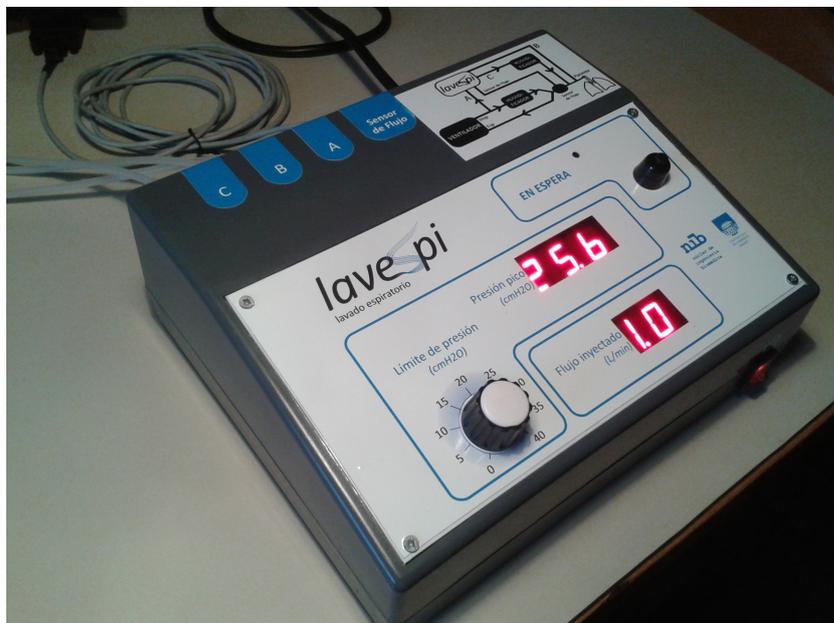


Figura 4.18: Última versión de LAVESPI, vista frontal (10/07/2013).

## CAPÍTULO 4. PROYECTO DE LAVESPI



Figura 4.19: Última versión de LAVESPI, vista posterior (10/07/2013).

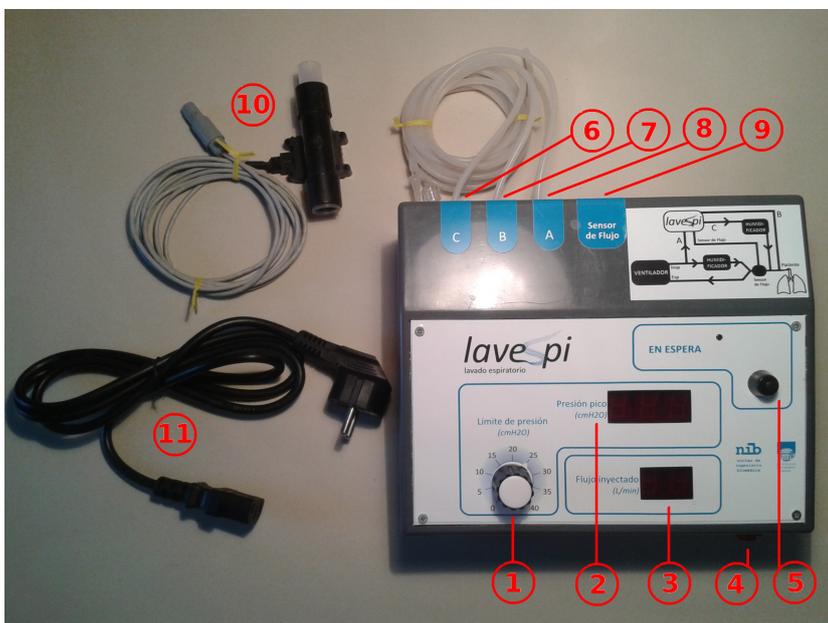


Figura 4.20: Última versión de LAVESPI, con cable de alimentación y sensor de flujo (10/07/2013). 1-Control de límite de presión, 2-Valor de presión monitorizada, 3-Valor de flujo inyectado, 4-Interruptor de encendido, 5-Botón de modo en espera, 6-Conexión de inyección de flujo, 7-Conexión de sensor de presión, 8-Conexión de flujo de entrada a LAVESPI, 9-Conexión de sensor de flujo, 10-Sensor de flujo, 11-Cable de alimentación.

## Capítulo 5

### Costos de LAVESPI

El desarrollo de LAVESPI llevó 4 años y 2 meses de trabajo incluyendo 5.000 horas de diseño, 1.500 horas de construcción y 700 horas de reuniones sumando un total de 7.200 horas. Postulando un valor de USD 20 por hora de trabajo se estima un valor social de USD 144.000 de inversión en el producto. Otro factor en el que se invirtió dinero fue la participación en congresos que suma USD 2.000 lo cual resulta en un total de USD 146.000 como se resume en la tabla 5.1.

Es bien sabido que en el proceso de prototipado se recurre a materiales y servicios que no necesariamente son los utilizados en la versión final del equipo debido a modificaciones, nuevas ideas de soluciones y mejoras de diseño. Dado que el desarrollo de LAVESPI involucró cuatro versiones de diseño reutilizando algunos de sus componentes (principalmente los mas costosos), podemos estimar que el costo total de recursos materiales utilizados a lo largo del desarrollo (incluyendo aquellos que se utilizaron solo en las versiones intermedias) fue de USD 4.000.

La tabla 5.2 detalla los costos de cada componente que integra a LAVESPI. Se puede observar que el costo total del equipo (incluyendo pequeños componentes no contemplados en la tabla y un margen de error) es de USD 900 aproximadamente, lo cual lo convierte en un equipo de bajo costo y fácil escalabilidad. Cabe destacar que la mayoría de los componentes fueron adquiridos localmente pero algunos debieron ser importados desde EEUU y Europa debido a que no existen en plaza.

TABLA 5.1: COSTO DE DESARROLLO DE LAVESPI.

Recurso	Horas invertidas	Costo (USD)
Diseño	5.000	100.000
Construcción	1.500	30.000
Reuniones	700	14.000
Congresos	—	2.000
<b>Total</b>	<b>7.200</b>	<b>146.000</b>

## CAPÍTULO 5. COSTOS DE LAVESPI

TABLA 5.2: COSTOS DE COMPONENTES DE LAVESPI CONSIDERANDO UN COSTO DE HORA HOMBRE DE USD 20.

Componente	Descripción	Proveedor	Cantidad	Costo (USD)
Vinilo impreso	Vinilo impreso para frente del equipo	Acrilicos Uruguayos S.R.L.	1	17.27
Tuerca con espiga	Tuerca con espiga plástica para reservorio	Aprahamian Kelek S.A.	2	3.37
Codo espiga	Codo espiga plástica para reservorio	Aprahamian Kelek S.A.	2	2.59
Llave tecla	Llave tecla roja para encendido	Beiroa y Cia	1	2.22
Resistencias 1/4W	Resistencias de valores varios a 1/4W	Eneka S.A.	46	2.60
IRF9630	Transistor FET	Eneka S.A.	2	7.28
TIP120	Transistor	Eneka S.A.	1	2.17
7810	Regulador de voltaje de +10V	Eneka S.A.	1	2.00
7805	Regulador de voltaje de +5V	Eneka S.A.	1	2.00
Conectores	Conectores varios	Eneka S.A.	6	5.70
Condensador 0.1 uF	Condensador cerámico 0.1 uF	Eneka S.A.	3	0.22
Condensador 0.33 uF	Condensador cerámico 0.33 uF	Eneka S.A.	1	0.07
Condensador 220 nF	Condensador cerámico 220 nF	Eneka S.A.	1	0.07
Condensador 15 nF	Condensador cerámico 15 nF	Eneka S.A.	1	0.07
Pinheads	Regleta de pinheads	Eneka S.A.	2	2.45
POT 10K	Potenciómetro 10 Kohm.	Eneka S.A.	1	1.23
Gabinete PC60	Gabinete plástico PC60	Eneka S.A.	1	41.03
Chapa laminada FR1	Placa de pertinax para PCB	Eneka S.A.	1	2.85
L56BSRD	Led 5mm intermitente rojo	Eneka S.A.	1	1.22
SC56-11EWA	Display 7 segmentos	Eneka S.A.	5	16.63
Cable poder Schk	Cable de alimentación Schucko	Eneka S.A.	1	6.30
Zócalo 16 pines	Zócalo para 4511 y 4017	Fablet y Bertoni S.A.	7	1.00
1N4148	Diodo	Fablet y Bertoni S.A.	1	0.02
PRESET 10K	Preset multivuelta 10 Kohm	Fablet y Bertoni S.A.	1	2.95
XTAL 20 MHz	Cristal de 20 MHz	Fablet y Bertoni S.A.	1	0.82
Condensador 15 pF	Condensador cerámico 15 pF	Fablet y Bertoni S.A.	2	0.06
4511	Controlador de display 7 seg.	Fablet y Bertoni S.A.	5	3.31
4017	Contador binario	Fablet y Bertoni S.A.	1	0.46
Pulsador	Pulsador cuadrado con llave	Fablet y Bertoni S.A.	1	1.00
Caño media presión 1/8"	Manguera cristal 1/8"	Flexigom	1	0.53
Caño media presión 5/32"	Manguera cristal 5/32"	Flexigom	1	0.89
Caño media presión 3/16"	Manguera cristal 3/16"	Flexigom	1	1.10
Acrílico Rojo 14 mate	Acrílico para frente del equipo	Formacril	1	1.37
Caja aluminio para fuente	Caja de aluminio para fuente	Herrería Bermúdez	1	40.00
Pera para tensiómetro	Reservorio de goma	Insumed ortopedia	1	7.00
Espiga bronce 1/8"	Conector neumático en bronce de 1/8"	Medinova S.R.L.	1	5.00
Espiga bronce 5/32"	Conector neumático en bronce de 5/32"	Medinova S.R.L.	1	5.00
Espiga bronce 3/16"	Conector neumático en bronce de 3/16"	Medinova S.R.L.	1	5.00
PIC18F45500	Microcontrolador	Newark	1	8.00
WST-1205S	Buzzer	Newark	1	1.52
ASDX001D44R	Sensor de presión	Newark	1	30.03
MW4012-760F-NC-BK	Fuente de alimentación	Newark	1	65.55
Vinilo blackout	Vinilo TM blackout para frente del equipo	Panibil S.A.	1	1.00
11181BV5	Válvula solenoide NC, 10 psi, 0.05", 5V	Sensortechncis	1	48.05
FHAL200DU	Sensor de flujo externo	Sensortechncis	1	305.65
FBAL001DU	Sensor de flujo interno	Sensortechncis	1	150.65
Conector HR series	Conector para sensor de flujo externo	Shenzhen EX-PRO	1	17.60
P54E05R	Bomba de gas	Shenzhen Medplus	1	89.60
<b>Total</b>	-	-	-	<b>912,5</b>

En los costos mostrados en la tabla 5.2 están contemplados los costos de importación y flete. Por lo tanto, para replicar el prototipo el costo de materiales es de USD 900.

En base a la experiencia obtenida en la construcción de las diferentes versiones de LAVESPI, se estima que para producir una unidad se requiere de 150 horas hombre.

Tomando en cuenta que al producir tecnología se logra reducir los costos por

## CAPÍTULO 5. COSTOS DE LAVESPI

TABLA 5.3: ESTIMACIÓN DE COSTOS DE PRODUCCIÓN PARA 1, 10 Y 100 UNIDADES DE LAVESPI.

Recursos	Costo unitario 1 unidad (USD)	Costo unitario 10 unidades (USD)	Costo unitario 100 unidades (USD)
Materiales	1.000	900	800
Horas hombre	1.500	1.050	750
<b>Total</b>	<b>2.500</b>	<b>1.950</b>	<b>1.550</b>

unidad de producción cuando se fabrica a mayor escala, podemos proyectar una estimación de costos en la producción de 1, 10 y 100 unidades. Para dicha estimación nos basamos en que usualmente para el tipo de componentes utilizados en este diseño los proveedores ofrecen descuentos de aproximadamente 10 % por 10 unidades y 20 % por 100 unidades. A su vez los recursos humanos utilizados son mejor aprovechados al aumentar la escala, optimizando los tiempos de los procesos en la línea de producción. Esto nos permite estimar además un descenso del 30 % para 10 unidades y 50 % para 100 unidades en el costo de horas hombre. La tabla 5.3 muestra los resultados de dicha estimación utilizando un criterio de USD 10 por hora hombre.

En un escenario de duplicación de LAVESPI es necesario considerar la amortización del desarrollo y en una producción de 100 ejemplares la amortización pierde significación asintóticamente cayendo de USD 144.000 a USD 600.

En resumen, es pensable que los costos de LAVESPI sean de:  
 USD 800 (maeriales) + USD 750 (horas hombre) + USD 600 (amortización) =  
**USD 2.150**

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 6

# Pruebas de LAVESPI

Para evaluar la efectividad del equipo se realizaron ensayos in vivo utilizando un modelo de cerdo recién nacido. El estudio se realizó siguiendo los principios éticos que regulan la experimentación animal determinados por la “Declaración de Helsinki” y la “Sociedad Americana de Fisiología” [35]. Se utilizaron cerdos de entre 12 y 48 horas de vida para evaluar la eficiencia del módulo en pulmón sano y patológico. El modelo incluyó la monitorización completa de la hemodinamia y de la ventilación así como la evaluación gasométrica. Se monitoriza también el dióxido de carbono en sangre arterial ( $\text{CO}_2$ ) al final de la espiración ( $\text{EtCO}_2$ ) por capnografía. Al interpretar los resultados obtenidos debemos tener presente que los valores normales (paciente sano) de  $\text{PaCO}_2$  oscilan entre 35 y 43 mmHg según lo expresado por West [45]. Se utilizó un ventilador de flujo continuo ciclado por presión marca “Sechrist” modelo “IV-200” y un “Engstrom Carestation” de “General Electric Healthcare”.

### 6.1. Cerdo 1 (01/04/2009)

PULMÓN SANO (PESO: 1700 G, TALLA: 32 CM, SEXO: MASCULINO)

Una vez preparado el modelo, se realizó una gasometría con la cual se obtuvo una  $\text{PaCO}_2$  de 69.0 mmHg, se conectó el módulo apagado y al cabo de 20 minutos la  $\text{PaCO}_2$  aumentó a 80.4 mmHg. Este fenómeno se explica por haber incrementado el espacio muerto instrumental debido al volumen del sensor de flujo usado como disparador. Luego se encendió el equipo y a los 20 minutos se realizó otra gasometría resultando en un descenso de la  $\text{PaCO}_2$  a 52.5 mmHg. Para corroborar que este descenso se debía al encendido del módulo se lo volvió a apagar y al cabo de 20 minutos la  $\text{PaCO}_2$  volvió a aumentar pero esta vez a 95.7 mmHg. Finalmente se volvió a encender el equipo y la  $\text{PaCO}_2$  bajó a 55.6 mmHg. Se confirma que el equipo produce el efecto deseado. El ventilador utilizado fue un “Sechrist” modelo “IV-200” ventilando por presión con flujo continuo.



Figura 6.1: Registro capnográfico, hay diferencia de amplitud entre los 6 ciclos (flechas blancas—módulo apagado) y restantes (módulo encendido).

## 6.2. Cerdo 2 (13/05/2009)

PULMÓN LESIONADO (PESO: 1600 G, TALLA: 33 CM, SEXO: FEMENINO)

Para provocar la injuria pulmonar se realizaron lavados pulmonares de 20 ml de suero fisiológico en la vía aérea seguidos de aspiración endotraqueal, cada 5 min, completando un total de 15 instancias. En esta oportunidad se resolvió quitar el sensor de flujo disparador para evitar el incremento del espacio muerto observado en el “Cerdo 1”. Por lo tanto se utilizó insuflación continua (inspiración y espiración) en vez de intermitente como se hizo en el primer experimento. En este caso se observó que la PaCO<sub>2</sub> disminuyó de 53.3 a 44.5 mmHg al encender el equipo durante 5 minutos. Se constató también que al encender el equipo se pudo reducir la frecuencia respiratoria en 10 rpm logrando la misma PaCO<sub>2</sub> inicial, que indica que se podría ventilar a un paciente con una frecuencia menor si se utilizara este módulo, confirmando la posibilidad de disminución volumétrica y del riesgo de volutrauma.

En la figura 6.1 se observa la curva de capnografía registrada. Se distingue la diferencia de amplitud entre las espiraciones con el módulo apagado (flechas blancas) y en las que el equipo se encontraba encendido. De la misma manera se observa el salto brusco en las tendencias de EtCO<sub>2</sub> (indicado por la flecha blanca en la figura 6.2) en el momento en que se apaga el módulo. Se utilizó un ventilador “Sechrist” modelo “IV-200” en modo PCV con flujo continuo.

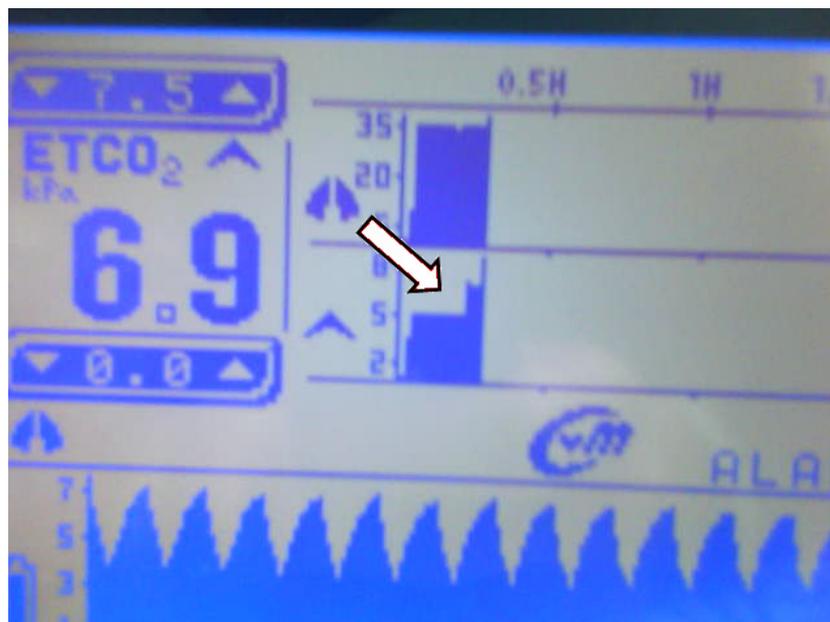


Figura 6.2: Registro de tendencias de EtCO<sub>2</sub>; observar cambio ascendente brusco (indicado por la flecha blanca) debido a haber apagado el módulo.

### 6.3. Cerdo 3 (27/05/2009)

PULMÓN LESIONADO (PESO: 1650 G, TALLA: 32 CM, SEXO: FEMENINO)

En este caso se afectó al cerdo suministrándole meconio en la vía aérea previo a la experimentación con LAVESPI. La PaCO<sub>2</sub> registrada luego del período de estabilización fue de 69.0 mmHg, luego se conectó el equipo sin encenderlo y 10 minutos después la PaCO<sub>2</sub> aumentó a 80.4 mmHg. Al encender el equipo y permitirle operar por 5 minutos el resultado fue que la PaCO<sub>2</sub> bajó a 68.0 mmHg, lo cual nos indica que la activación de LAVESPI influye en la concentración de CO<sub>2</sub> en sangre arterial. Se continuó con la terapia por otros 5 minutos más y la PaCO<sub>2</sub> bajó a 52.5 mmHg. Finalmente se detuvo el funcionamiento del equipo y se hipoventiló al cerdo reduciendo la frecuencia respiratoria de 35 bpm a 15 bpm durante 20 minutos. El resultado fue que la PaCO<sub>2</sub> aumentó a 95.7 mmHg y luego de activar a LAVESPI bajó a 55.6 mmHg. Este cerdo se ventiló en modo presión con flujo continuo con un ventilador marca “Sechrist” modelo “IV-200”.

### 6.4. Cerdo 4 (17/06/2009)

PULMÓN SANO (PESO: 1800 G, TALLA: 34 CM, SEXO: MASCULINO)

A este modelo presentó acidosis respiratoria debido a una hipercapnia por hipoventilación partiendo de una PaCO<sub>2</sub>=53.3 mmHg y tras 20 minutos de aplicación de LAVESPI se observó una fuerte caída en la PaCO<sub>2</sub> a 44.5 mmHg. En la figura



Figura 6.3: Conexión de vía aérea en el cerdo recién nacido traqueostomizado. Observar el gran volumen del sensor de flujo (negro) en proporción al resto de los componentes.

6.3 se observa el conexionado del equipo al paciente. Cabe destacar el gran volumen del sensor de flujo externo (negro) en comparación con el resto de los componentes de vía aérea. El ventilador utilizado fue un “Sechrist” modelo “IV-200” en modo presión controlada con flujo continuo.

## 6.5. Cerdo 5 (28/11/2012)

PULMÓN SANO (PESO: 1340 G, TALLA: 33 CM, SEXO: MASCULINO)

En este caso se estudió el desempeño del equipo analizando los resultados de gasometrías y capnografía en forma simultánea y se tomó como variable independiente la frecuencia respiratoria, iniciando el modelo con una frecuencia de 30 bpm que fue bajada posteriormente a 14 bpm observando los resultados de la aplicación de LAVESPI en ambos casos.

Inicialmente, se conectó el equipo sin encenderlo y el resultado fue una  $ETCO_2$  de 56.2 mmHg y  $PaCO_2$  de 56.0 mmHg. Luego se encendió el equipo y tanto la  $ETCO_2$  como la  $PaCO_2$  bajaron a 44.1 mmHg y 44.8 mmHg respectivamente.

Luego se detuvo el equipo y se redujo la frecuencia respiratoria a 14 bpm obteniendo una  $PaCO_2=63.7$  mmHg. Finalmente se encendió LAVESPI y después de 3 minutos la  $PaCO_2$  bajó a 61.5 mmHg. El ventilador utilizado fue un “Sechrist” modelo “IV-200” y se ventiló en modo “Ventilación Controlada por Presión” (PCV) con flujo continuo.



Figura 6.4: LAVESPI conectado a un cerdo con ventilador Engstrom Carestation de GE Healthcare ventilando en modo VCV. Curso teórico práctico: “Estrategias ventilatorias en el manejo de la hipercapnia del recién nacido grave”, 4 al 11 de diciembre de 2012, Departamento de Neonatología, Hospital de Clínicas. Montevideo, Uruguay

## 6.6. Cerdo 6 (07/12/2012)

PULMÓN SANO (PESO: 1800 G, TALLA: 31 CM, SEXO: MASCULINO)

Se preparó el modelo realizándole una gasometría previo a la aplicación de LAVESPI, resultando en una  $\text{PaCO}_2=70.4$  mmHg, luego se encendió el equipo durante 10 minutos y se realizó una segunda gasometría. La  $\text{PaCO}_2$  obtenida fue de 57.9 mmHg. Lo cual indica una disminución de  $\text{CO}_2$  en sangre arterial tras la aplicación del equipo. En este caso se utilizó un ventilador marca General Electric, modelo Engstrom Carestation como se observa en la figura 6.4 ventilando en modo volumétrico (VCV).

## 6.7. Cerdo 7 (22/05/2013)

PULMÓN SANO (PESO: 1600 G, TALLA: 32 CM, SEXO: FEMENINO)

En este caso se inició el registro con LAVESPI encendido y tras 7 minutos de terapia se realizó una gasometría obteniendo una  $\text{PaCO}_2=48.8$  mmHg, luego se detuvo el funcionamiento del equipo y tras 6 minutos se realizó una segunda gasometría mostrando un aumento de la  $\text{PaCO}_2$  a 59.6 mmHg mientras el equipo se encontraba en espera. Inmediatamente después se volvió a encender el equipo y 10 minutos después la gasometría indicó que la  $\text{PaCO}_2$  volvió a bajar aunque no

## CAPÍTULO 6. PRUEBAS DE LAVESPI



Figura 6.5: LAVESPI conectado a un cerdo con ventilador Sechrist IV-200 y humidificador de Bunnell ventilando en modo PCV. Departamento de Neonatología, Hospital de Clínicas. Montevideo, Uruguay (22/05/2013)

al valor inicial pero sí a uno muy próximo de 50 mmHg. Finalmente se apagó el equipo y luego de 10 minutos se obtuvo la última gasometría resultando en un aumento de la  $\text{PaCO}_2$  a 63.3 mmHg.

Estos resultados correspondientes a períodos de funcionamiento y de no funcionamiento de LAVESPI muestran que existe una correlación entre los valores altos de  $\text{PaCO}_2$  y el equipo apagado al igual que los valores bajos de  $\text{PaCO}_2$  con el equipo encendido demostrando su eficacia.

En la figura 6.5 se observa el equipo operando conectado con un ventilador Sechrist IV-200 ventilando en modo PCV con flujo continuo y humidificador de Bunnell.

## Capítulo 7

### Resultados consolidados

En los casos analizados los resultados han sido positivos en cuanto a la reducción de la  $\text{PaCO}_2$  y compensación de hipoventilación (ej: reducción de frecuencia respiratoria) mostrando un resultado muy favorable para el futuro de la técnica de reducción del espacio muerto en pacientes críticos ventilados mecánicamente.

En promedio la  $\text{PaCO}_2$  en cerdos con pulmón sano y cerdos con pulmón lesionado bajó 19 % y 21 % respectivamente como lo muestran las tablas 7.1 y 7.2, lo que confirma el efecto benéfico de LAVESPI en la respiración.

La figura 7.1 muestra una representación gráfica del descenso en los promedios de la  $\text{PaCO}_2$  al utilizar LAVESPI tanto para los cerdos con pulmón sano (cerdos 1, 4, 5, 6 y 7) como para los cerdos con pulmón lesionado (cerdos 2 y 3).

TABLA 7.1: RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LAVESPI EN CERDOS CON PULMÓN SANO. SE OBTUVO UNA REDUCCIÓN DEL 19 % EN EL PROMEDIO DE LA  $\text{PaCO}_2$ .

Experimento	$\text{PaCO}_2$ antes de LAVESPI (mmHg)	$\text{PaCO}_2$ después de LAVESPI (mmHg)	Variación de $\text{PaCO}_2$
Cerdo 1	69.0	52.5	24 %
Cerdo 4	53.3	44.5	17 %
Cerdo 5	56.0	44.8	20 %
Cerdo 6	70.4	57.9	18 %
Cerdo 7	59.6	48.8	18 %
<b>Promedio</b>	<b>61.7</b>	<b>49.7</b>	<b>19 %</b>
$\sigma$	<b>7.7</b>	<b>5.6</b>	—

## CAPÍTULO 7. RESULTADOS CONSOLIDADOS

TABLA 7.2: RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LAVESPI EN CERDOS CON PULMÓN LESIONADO. SE OBTUVO UNA REDUCCIÓN DEL 21 % EN EL PROMEDIO DE LA PaCO<sub>2</sub>.

Experimento	PaCO <sub>2</sub> antes de LAVESPI (mmHg)	PaCO <sub>2</sub> después de LAVESPI (mmHg)	Variación de PaCO <sub>2</sub>
Cerdo 2	53.3	44.5	17 %
Cerdo 3	69.0	52.5	24 %
<b>Promedio</b>	<b>61.2</b>	<b>48.5</b>	<b>21 %</b>
$\sigma$	11.1	5.7	—

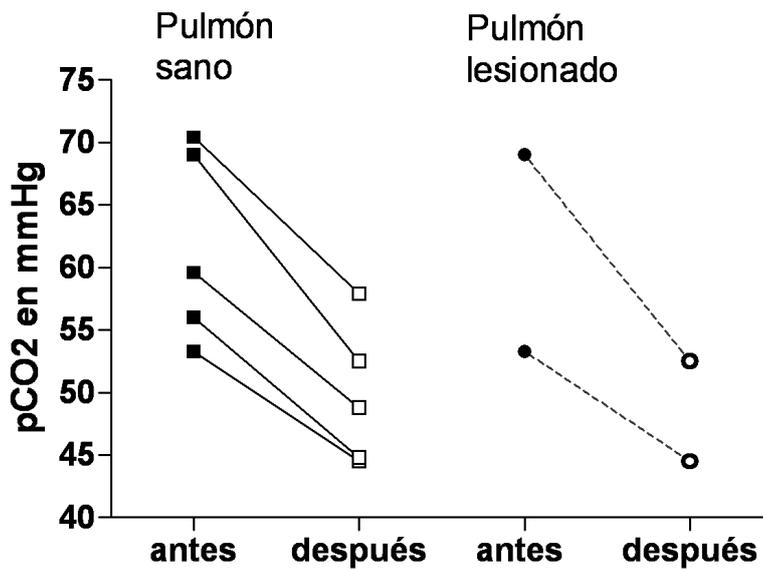


Figura 7.1: Gráfica de diferencias de promedios de PaCO<sub>2</sub> previo y posterior al uso de LAVESPI para cerdos con pulmón sano (cerdos 1, 4, 5, 6 y 7) y cerdos con pulmón lesionado (cerdos 2 y 3). En todos los casos se observa una disminución de la PaCO<sub>2</sub> al realizar el lavado espiratorio.

Hasta el momento LAVESPI se ha utilizado con dos marcas y modelos de ventiladores diferentes (“Sechrist IV-200” y “GE Engstrom Carestation”) debido a que eran los equipos disponibles en el laboratorio durante la etapa de experimentación, no obstante se estudió la posibilidad de utilizarlo con los siguientes ventiladores que se encuentran en las unidades de cuidados intensivos neonatales de nuestro país:

- Maquet, Servo-i Universal (<http://www.maquet.com>)
- Hamilton, Galileo (<http://www.hamilton-medical.com>)
- Hamilton, G5 (<http://www.hamilton-medical.com>)
- Nemovent, Graph (<http://www.neumovent.com.ar>)
- Neumovent, GraphNet neo (<http://www.neumovent.com.ar>)

## CAPÍTULO 7. RESULTADOS CONSOLIDADOS

- Puritan Bennett, 840 (<http://www.covidien.com>)
- Sechrist, IV-100B (<http://www.sechristusa.com>)
- Viays, Bear Cub 750 (<http://www.carefusion.com>)
- Viasys, Avea (<http://www.carefusion.com>)
- SLE, SLE5000 (<http://www.sle.co.uk>)
- Dräger, Babylog 8000 Plus (<http://www.draeger.com>)

En base al análisis realizado podemos plantear que todos los ventiladores mencionados son compatibles con LAVESPI sin presentar inconveniente alguno en su utilización para realizar lavado espiratorio.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Capítulo 8

### Conclusiones

Al reducir la concentración de dióxido de carbono en sangre arterial ( $\text{PaCO}_2$ ), se logra reducir los parámetros ventilatorios con el mismo efecto respiratorio, protegiendo así al paciente de posibles daños inherentes a la asistencia ventilatoria mecánica (AVM). Con los experimentos realizados hasta el momento en animales se logra observar que inyectar un pequeño flujo de aire fresco en la tráquea reduce significativamente la  $\text{PaCO}_2$  tanto en un animal con pulmón sano como lesionado. En base a los resultados obtenidos se deduce que es posible que cuanto más alta sea la  $\text{PaCO}_2$  inicial más efectivo sea el equipo. El presente módulo está en etapa de experimentación, y se está trabajando en determinar si es efectivo para todos los casos o si se debe analizar su aplicación para cada caso en particular. Se logró resolver sin problemas la humidificación y calefacción del gas inyectado al recurrir al humidificador de la empresa Bunnell [4]. Se evaluará la eficacia de este equipo en pulmones con diferentes grados de injurias.

En base al diseño realizado y los resultados obtenidos durante la experimentación con LAVESPI podemos concluir que es un equipo que se adecua al uso en ambientes hospitalarios logrando importantes beneficios en pro de la recuperación de los pacientes tratados. Algunas de las características de LAVESPI son:

- Facilita la eliminación del  $\text{CO}_2$  espirado.
- Logra el mismo efecto respiratorio con menores volúmenes, presiones o frecuencias ventilatorias.
- Se puede utilizar en modos ventilatorios de flujo intermitente.
- Mantiene la  $\text{FiO}_2$ .
- No altera el  $V_T$  ni  $V_M$  medidos por el ventilador.
- El equipo logra reducir la  $\text{PCO}_2$ .
- El método es efectivo y seguro.
- El equipo se puede añadir a ventiladores convencionales sin alterar el funcionamiento.

## CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES



Figura 8.1: Sensor de flujo para adultos utilizado en LAVESPI (FHAL200DU de Sensortech-nics). Presenta un volumen de 25 mL.

- La aplicación del equipo es sencilla.
- Permite reducir el daño generado por la ventilación mecánica.

En lo que a mejoras a futuro se refiere, hemos observado durante la experimentación que en algunos casos se ha obstruido con secreciones el canal por donde se mide la presión (dentro de la sonda endotraqueal), por lo cual resulta de interés estudiar la posibilidad de implementar alguna solución que evite dicho taponamiento como puede ser la circulación periódica de flujo intercambiando los canales de medición de presión y de inyección de flujo. Como consecuencia de dicha oclusión se observaba una disminución en la presión intratraqueal medida por LAVESPI.

También se prevee la posibilidad de implementar un puerto USB para la transferencia de datos monitorizados (presiones, flujos, alarmas, etc.) a un PC con el fin de registrar la terapia de LAVESPI a través de un software desarrollado para tal fin. Dicho puerto USB nos permitirá también realizar actualizaciones de firmware al microcontrolador de manera rápida y sencilla por parte del personal de servicio técnico autorizado.

A su vez sería importante reemplazar el sensor de flujo externo (disparador) por uno de menor volumen para evitar el incremento del espacio muerto instrumental (EMi) en forma tan significativa. El sensor de flujo para adultos utilizado en este caso (FHAL200DU) que muestra la figura 8.1 presenta un volumen de 25 mL mientras que sensores neonatales como el “FloTrak Elite Neonatal Flow Sensor” de Respironics [27] que muestra la figura 8.2 posee un volumen menor a 1 mL. Queda por delante analizar la posibilidad de realizar las modificaciones de hardware y firmware pertinentes para utilizar este tipo de sensores de flujo neonatales en vez del utilizado hasta el momento.

El análisis realizado durante la evolución de este proyecto nos permite tomar confianza en el equipo desarrollado y su evolución con lo cual futuras investigaciones permitirán evaluar si este aporte a la ingeniería biomédica logrará mejorar la atención a los pacientes donde hoy en día muchos de ellos no logran sobrevivir en las condiciones adversas en las que nacieron.

## CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES

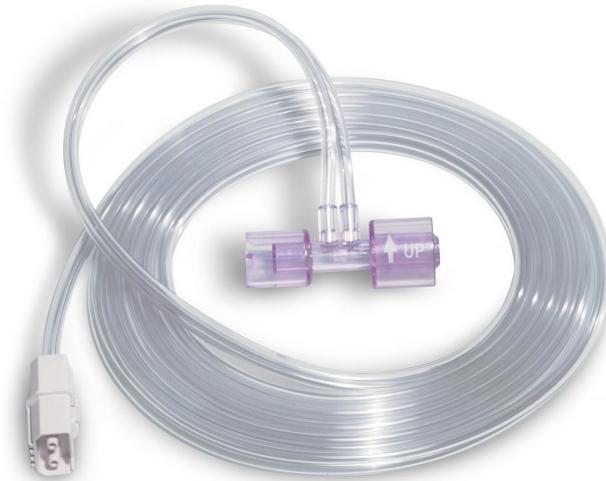


Figura 8.2: Sensor de flujo neonatal “FloTrak Elite Neonatal Flow Sensor” de Respironics [27]. Presenta un volumen inferior a 1 mL reduciendo así el espacio muerto instrumental agregado en comparación con los 25 mL del sensor de flujo utilizado (FHAL200DU de Sentechnics).

En cuanto al desarrollo de este trabajo se destaca la importancia de la participación de profesionales de diversas áreas logrando un equipo multidisciplinario que permite incluir el aporte de cada especialidad basado en la experiencia personal de los integrantes del equipo. Cabe destacar que en el caso del autor, hubo una evolución en el papel que ocupó a lo largo del desarrollo de este trabajo; lo cual le permitió profundizar en el área correspondiente a su formación y permitir que los demás integrantes del equipo lo hagan en sus respectivos áreas.

El autor concluye este trabajo con la percepción de haber logrado un enriquecimiento no solo en conocimientos en la materia sino en la cultura de “trabajo en equipo” con sus pares.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Referencias

- [1] B Benditt, J Pollock, M Roa, and J Celli. Transtracheal delivery of gas decreases the oxygen cost of breathing. *Am Rev Respir Dis*, 147(5):1207–1210, 1993.
- [2] EH Bergofsky and A Hurewitz. Airway insufflation: physiologic effects on acute and chronic gas exchange in humans. *Am Rev Respir Dis*, 140(4):885–890, 1989.
- [3] PW Brazis, JC Masdeu, and J Biller. *Localization in Clinical Neurology*, chapter Spinal Cor, pages 100–125. Lippincott Williams Wilkins, sixth edition, 2011.
- [4] Bunnell Inc. Humidificador para HFJV. <http://www.bunl.com>, [Online; accedido en Julio 2012].
- [5] CadSoft. Eagle CAD 5.8.0. <http://www.cadsoftusa.com>, [Online; accedido en Agosto 2013].
- [6] N Calderón, RM Martín, L Vicente, and F Bort. Proyecto Biosfera: Aparato Digestivo y Respiratorio 3er E.S.O. <http://recursos.cnice.mec.es/biosfera/alumno/3ESO/diges/contenidos10.htm>, [Online; accedido en Noviembre 2010].
- [7] E Carson and C Cobelli. *Modelling methodology for physiology and medicine*, volume 1, chapter 10, pages 280–284. Academic Press, first edition, 2001.
- [8] BJ Couser and JI Jr Make. Transtracheal oxygen decreases inspired minute ventilation. *Am Rev Respir Dis*, 139(3):627–631, 1989.
- [9] C Danan, G Dassieu, JC Janaud, and L Brochard. Efficacy of dead-space washout in mechanically ventilated premature newborns. *Am J Respir Crit Care Med*, 153(5):1571–1576, 1996.
- [10] G Dassieu, L Brochard, M Benani, S Avenel, and C Danan. Continuous tracheal gas insufflation in preterm infants with hyaline membrane disease. A prospective randomized trial. *Am J Respir Crit Care Med*, 162(3 Pt 1):826–831, 2000.
- [11] SK Epstein. TGIF: tracheal gas insufflation: for whom? *Chest*, 122(5):1515–1517, 2002.

## REFERENCIAS

- [12] Fisher & Paykel Healthcare. MR850 Heated Humidifier. <http://www.fphcare.com>, [Online; accedido en Julio 2012].
- [13] M Guzmán, C Rodas, and S Rojas. Prevalencia y Factores de Riesgo de Sensibilización al Látex, H Trabajador Santiago. <http://www.cienciaytrabajo.cl/pdfs/21/pagina%20141.pdf>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [14] JE Hall and AC Guyton. *Tratado de fisiología médica*, volume 1, chapter 37, pages 465–473. McGrawHill, 12 edition, 2006.
- [15] GE Healthcare. Engstrom Carestation User Reference Manual 2010-08-29-URM.
- [16] GE Healthcare. Latex Free. [http://www.gehealthcare.com/us/en/perinatal/mat\\_fetal\\_mon/docs/AllOfOurBPCuffs\\_AccessoriesLatexFree.pdf](http://www.gehealthcare.com/us/en/perinatal/mat_fetal_mon/docs/AllOfOurBPCuffs_AccessoriesLatexFree.pdf), [Online; accedido en Julio 2009].
- [17] Honeywell. Microstructure Pressure Sensors. <http://www.honeywell.com/sensing>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [18] Intersurgical. Humidificador Hydro-Therm 3. <http://www.intersurgical-es.com>, [Online; accedido en Julio 2012].
- [19] Kingbright. SC56-11EWA 7 14.2mm Single digit numeric display. <http://www.kingbright.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [20] V Prasad Kodali. EMI SOURCES, EMC Technologies and Measurements - A Tutorial. Facultad de Ingeniería - Universidad de la República – Montevideo Uruguay, [4, 5 y 6 de Julio 2011].
- [21] V Prasad Kodali. *Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models*. IEEE Press / John Wiley, Piscataway, NJ 08855-1331.
- [22] Microchip. PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet. <http://www.microchip.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [23] M Moraes, F Silvera, D Borbonet, A Tourrelles, A Vergara, and R Bustos. Atención neonatal del recién nacido deprimido severo de término. *Archivos de Pediatría del Uruguay*, 76:202–209, 2005.
- [24] L Moreno and I Ferrer. Fisiología de la ventilación mecánica. *Soporte Respiratorio Básico y Avanzado (SORBA)*. Cuarto Curso-Taller de Ventilación Mecánica, 4(1):3–20, 1998.
- [25] RE Oliver, HJ Rozycki, JS Greenspan, MR Wolfson, and TH Shaffer. Tracheal gas insufflation as a lung-protective strategy: physiologic, histologic. *Pediatr Crit Care Med*, 6(1):64–69, 2005.

## REFERENCIAS

- [26] OSHA. Latex Allergy. <http://www.osha.gov/SLTC/latexallergy>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [27] Respiroics. Respiroics OEM. <http://oem.respiroics.com/>, [Online; accedido en Diciembre 2013].
- [28] LR Robinson, R Brownsberger, and G Raghu. Respiratory Failure and Hypoventilation Secondary to Neurosarcoidosis. *Am J Respir Crit Care Med*, 157(3):1316–1318, 1998.
- [29] Fairchild Semiconductor. Advanced Power MOSFET SFP9630 datasheet. <http://www.fairchildsemi.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [30] Sensortronics. FBAL001DU Datasheet May 2008 / 722. <http://www.sensortronics.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [31] Sensortronics. FHAL200DU Datasheet E / 11726 / A. <http://www.sensortronics.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [32] Sensortronics. Series 11 Datasheet June 2007 / 259. <http://www.sensortronics.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [33] AS Slutsky and AS Menon. Catheter position and blood gases during constant-flow ventilation. *J Appl Physiol*, 62(2):513–519, 1987.
- [34] AS Slutsky, J Watson, DE Leith, and R Brown. Tracheal insufflation of O<sub>2</sub> (TRIO) at low flow rates sustains life for several hours. *Anesthesiology*, 63(3):278–286, 1985.
- [35] American Physiological Society. Guiding Principles for Research Involving Animals and Human Beings. <http://www.the-aps.org>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [36] IEC International Standard. IEC 60601-1-2 Second edition 200XYY. <http://www.iec.ch>, [2007-03].
- [37] SUNPI. Censo Nacional de Pediatría Intensiva y Neonatal. *Archivos de Pediatría del Uruguay*, 83:278–285, 2012.
- [38] Elepac Power Supplies. MW40F series, 40 Watt Medical Grade AC Adapter. <http://www.elpac.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [39] A-M Systems. Heat and Moisture Exchange (HME) Filter. <http://www.a-msystems.com/p-21-heat-and-moisture-exchange-hme-filter.aspx>, [Online; accedido en Julio 2013].
- [40] AW Thille, A Lyazidi, JC Richard, F Galia, and L Brochard. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. *Intensive Care Med*, 2009.

## REFERENCIAS

- [41] MK Thomas, ZK Varghese, R Jacob, J Jayasudha, and N Amar. *Entendiendo la Anestesia Pediátrica*, volume 1, chapter 4, pages 38–42. BI Publications Pvt Ltd, 54, Janpath, New Delhi 110 001, INDIA, second edition, 2010.
- [42] TSI. TSI, Certifier FA and Certifier FA Plus ventilator test systems. <http://www.tsi.com>, [Online; accedido en Julio 2009].
- [43] DR Wallace. Heat and moisture exchanger EP 0265163 A2. <http://www.google.com/patents/EP0265163A2>, [Publicado 27 de Abril 1988].
- [44] JG Webster. *Medical instrumentation*, volume 1, chapter Measuremen, pages 372–437. New York: John Wiley and Sons, third edition, 1998.
- [45] JB West. *Fisiología Respiratoria*, volume 1, chapter Intercambi, pages 29–31. Buenos Aires: MedicaPanamericana, sexta edition, 2004.
- [46] Wikipedia. Latex. [http://en.wikipedia.org/wiki/Latex\\_allergy](http://en.wikipedia.org/wiki/Latex_allergy), [Online; accedido en Julio 2009].

# Glosario

**ADC** “Analog to Digital Converter”.

**ADL** Adulto.

**AVM** Asistencia Ventilatoria Mecánica.

**ClrWdt()** “Clear Watchdog”.

**CO<sub>2</sub>** Dióxido de carbono.

**CPAP** “Continuous Positive Airway Pressure”.

**CTGI** “Continuous Tracheal Gas Insufflation”.

**DBP** Dispositivo bajo prueba.

**EM** Espacio muerto.

**EMC** “Electromagnetic Compatibility”.

**EMi** Espacio muerto instrumental.

**EMI** “Electromagnetic Interference”.

**EMS** “Electromagnetic Susceptibility”.

**EPOC** “Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica”.

**EtCO<sub>2</sub>** “End Tidal CO<sub>2</sub>” (concentración de CO<sub>2</sub> al final de la espiración).

*f* Frecuencia ventilatoria.

**FET** “Field Effect Transistor”.

**FiO<sub>2</sub>** Fracción inspirada de oxígeno (porcentaje de oxígeno en la mezcla gaseosa inspirada).

**HFJV** “High Frequency Jet Ventilation”.

**HME** “Heat and Moisture Exchanger”.

## SIGLAS

- ICSP** “In Circuit Serial Programming”.
- LCD** “Liquid Crystal Display”.
- NEO** Neonatal.
- NOP** “No Operation”.
- O<sub>2</sub>** Oxígeno.
- PaCO<sub>2</sub>** Presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial.
- PCB** “Printed Circuit Board”.
- PCV** “Pressure Control Ventilation”.
- PED** Pediátrico.
- PEEP** “Positive End Expiratory Pressure”.
- PIM** “Presión Inspiratoria Máxima”.
- PTP** “Pressure-Time Product”.
- PWM** “Pulse Width Modulation”.
- RFI** “Radio Frequency Interference”.
- sccm** “Standard Cubic Centimeters per Minute”.
- SE** “Shielding Effectiveness”.
- SET** “Sonda Endo Traqueal”.
- SIMV** “Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation”.
- T<sub>exp</sub>**. Tiempo espiratorio.
- TGI** “Tracheal Gas Insufflation”.
- T<sub>insp</sub>**. Tiempo inspiratorio.
- UCI** “Unidad de Cuidados Intensivos”.
- V<sub>D</sub>** Volumen de espacio muerto.
- V<sub>T</sub>** Volumen corriente.
- VCV** “Volume Control Ventilation”.
- VM** “Volumen Minuto”.
- WDT** “Watchdog Timer”.

# Apéndice A

## Hojas de datos importantes

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

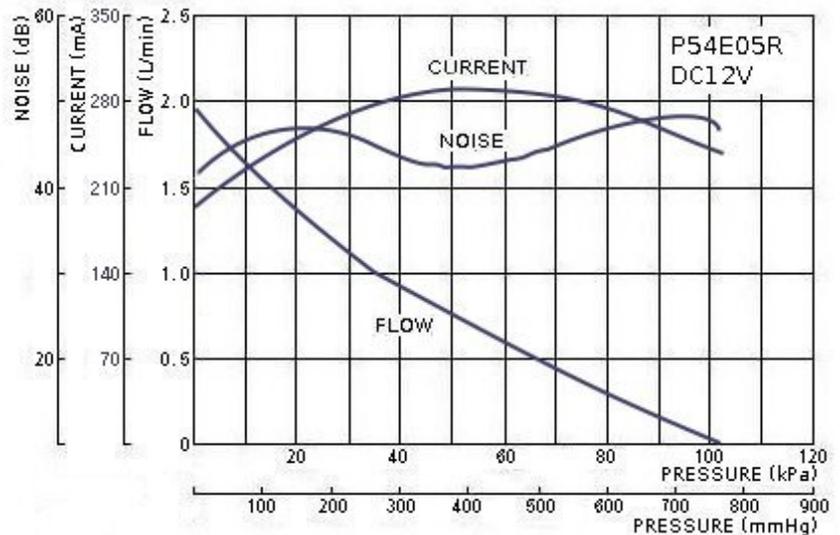
Air Pump

P54E05R

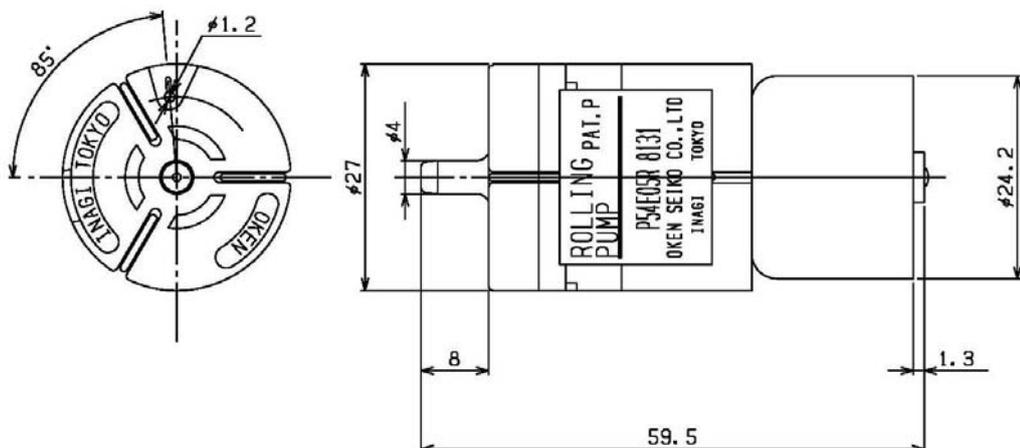
## Specifications

- Cylinders : 3
- Rated Voltage : DC12V
- Flow(No Load) : 1.9L/min
- Current(No Load) : 200mA
- Max Current : 290mA
- Max Pressure : 97kPa
- Noise : 52dB
- Life : 2000hour
- Life Test Condition : Rated Voltage、22kPa Load  
Load Speed 2700r.p.m  
Continuous running test

## Characteristics



## Dimension



Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.



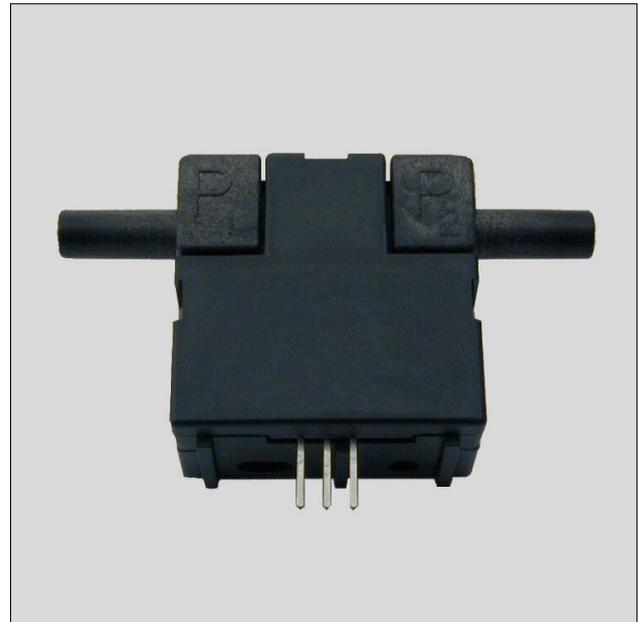
### FEATURES

- Ranges 0...30 to 0...±1000 sccm<sup>1</sup>
- 1...5 V or 1...3.75 V output
- Actual mass flow sensing
- Sensortech PRO services

### MEDIA COMPATIBILITY

To be used with dry gases only

The FBA series is NOT designed for liquid flow and will be damaged by liquid flow through the sensor



### SPECIFICATIONS

#### Maximum ratings

Supply voltage<sup>2</sup> 8 to 15 V  
typ. 10 ±0.01 V

Power consumption  
FBAL001DB typ. 100 mW  
all others typ. 50 mW, max. 60 mW

Temperature limits  
Operating -25 to 85°C  
Storage -40 to 90°C

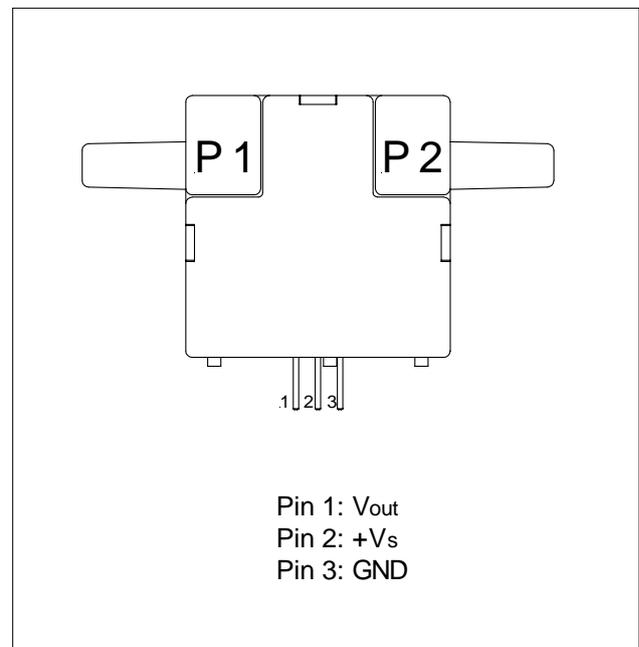
Mechanical shock 100 g (5 drops, 6 axes)

#### Note:

<sup>1</sup> sccm denotes standard cubic centimeters per minute

<sup>2</sup> Output voltage is ratiometric to supply voltage

### ELECTRICAL CONNECTION





### FLOW SENSOR CHARACTERISTICS<sup>3</sup>

( $V_s = 10 \pm 0.01$  V,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

Part no.	Flow range (full scale)	Max. flow change <sup>4</sup>	Output voltage @ trim point
FBAM200DU	200 sccm	5.0 l/sec	5 V @ 200 sccm
FBAM030DU	30 sccm	5.0 l/sec	3.4 V @ 25 sccm
FBAL001DU	1000 sccm	5.0 l/sec	5 V @ 1000 sccm
FBAL001DB	$\pm 1000$ sccm	5.0 l/sec	$5 \pm 0.15$ V

### PERFORMANCE CHARACTERISTICS

( $V_s = 10 \pm 0.01$  V,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

Characteristics				Min.	Typ.	Max.	Unit
Zero offset			FBAM200DU	0.95	1.0	1.05	V
			FBAM030DU	0.90	1.0	1.10	
			FBAL001DU	0.90	1.0	1.10	
			FBAL001DB	2.95	3.0	3.05	
Repeatability and hysteresis (combined)			FBAM200DU			$\pm 0.5$	% reading
			all others			$\pm 1.0$	
Temperature effects	Offset	-25 to 85 °C <sup>5</sup>	FBAM030DU		$\pm 100$		mV
			FBAL001DB		$\pm 50$		
			all others		$\pm 25$		
	Span	-25 to 25 °C	FBAM200DU			-4.0	% reading
			FBAM030DU			$\pm 5.0$	
			FBAL001...			-5.0	
	25 to 85 °C	FBAM200DU			4.0		
		FBAM030DU			$\pm 5.0$		
		FBAL001...			5.0		
Response time <sup>6</sup>					1.0	3.0	ms
Common mode pressure						25	psi

**Notes:**

<sup>3</sup> A 5 micron filter is recommended for all devices.

<sup>4</sup> Maximum allowable rate of flow change to prevent damage.

<sup>5</sup> Shift is relative to 25 °C.

<sup>6</sup> Initial warm-up time for signal conditioned circuitry is 1 minute max.



### FLOW SPECIFICATIONS

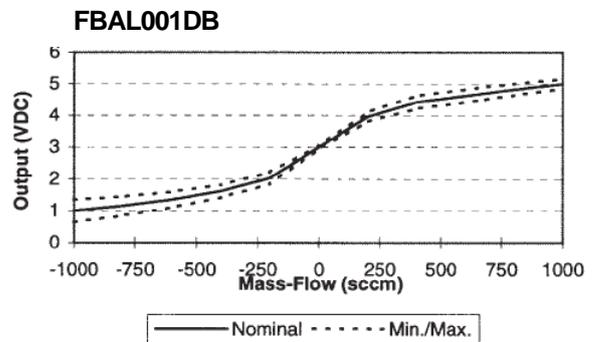
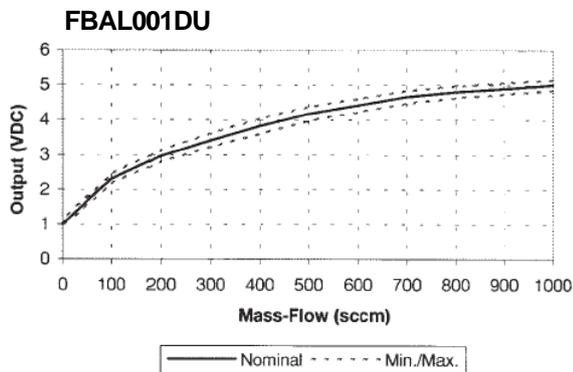
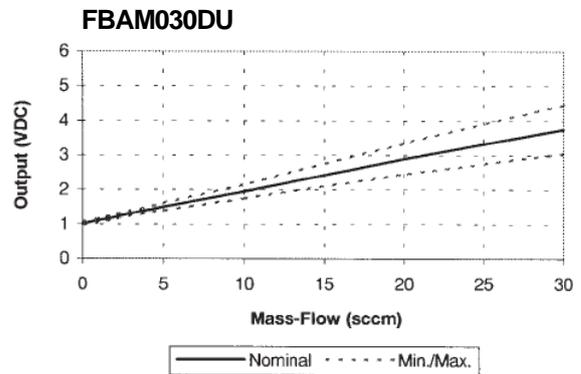
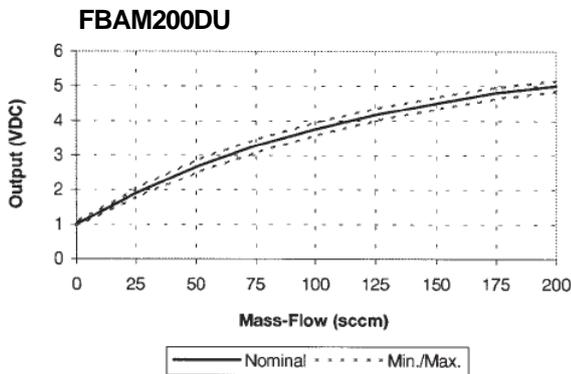
( $V_s = 10 \pm 0.01$  V,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

FBAM200DU				FBAM030DU				FBAL001DU				FBAL001DB			
Press. (mbar)	Flow (sccm) <sup>7</sup>	Nom. ( $V_{DC}$ )	Tol. ( $\pm V_{DC}$ )	Press. (mbar)	Flow (sccm) <sup>7</sup>	Nom. ( $V_{DC}$ )	Tol. ( $\pm V_{DC}$ )	Press. (mbar)	Flow (sccm) <sup>7</sup>	Nom. ( $V_{DC}$ )	Tol. ( $\pm V_{DC}$ )	Press. (mbar)	Flow (sccm) <sup>7</sup>	Nom. ( $V_{DC}$ )	Tol. ( $\pm V_{DC}$ )
0.49	200	5.00	0.15	2.50	30	3.75	0.70	3.40	1000	5.00	0.15	3.49	1000	5.00	0.15
0.42	175	4.80	0.16	1.70	20	2.90	0.45	2.90	900	4.90	0.16	2.42	800	4.82	0.18
0.35	150	4.50	0.17	0.84	10	1.95	0.20	2.40	800	4.80	0.17	1.59	650	4.67	0.20
0.28	125	4.17	0.18	0.42	5	1.50	0.10	2.00	700	4.66	0.18	0.83	400	4.42	0.20
0.21	100	3.75	0.19	0.34	4	1.40	0.08	1.60	600	4.42	0.19	0.31	200	3.96	0.15
0.14	75	3.27	0.19	0.26	3	1.30	0.08	1.20	500	4.18	0.20	0.00	0	3.00	0.05
0.09	50	2.67	0.17	0.17	2	1.20	0.07	0.80	400	3.82	0.21	-0.31	-200	2.03	0.18
0.04	25	1.90	0.13	0.08	1	1.10	0.06	0.54	300	3.41	0.19	-1.59	-600	1.35	0.25
0.00	0	1.00	0.05	0.00	0	1.00	0.05	0.31	200	2.96	0.17	-2.42	-800	1.15	0.30
								0.12	100	2.30	0.14	-3.44	-1000	1.00	0.35
								0.00	0	1.00	0.10				

Note:

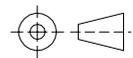
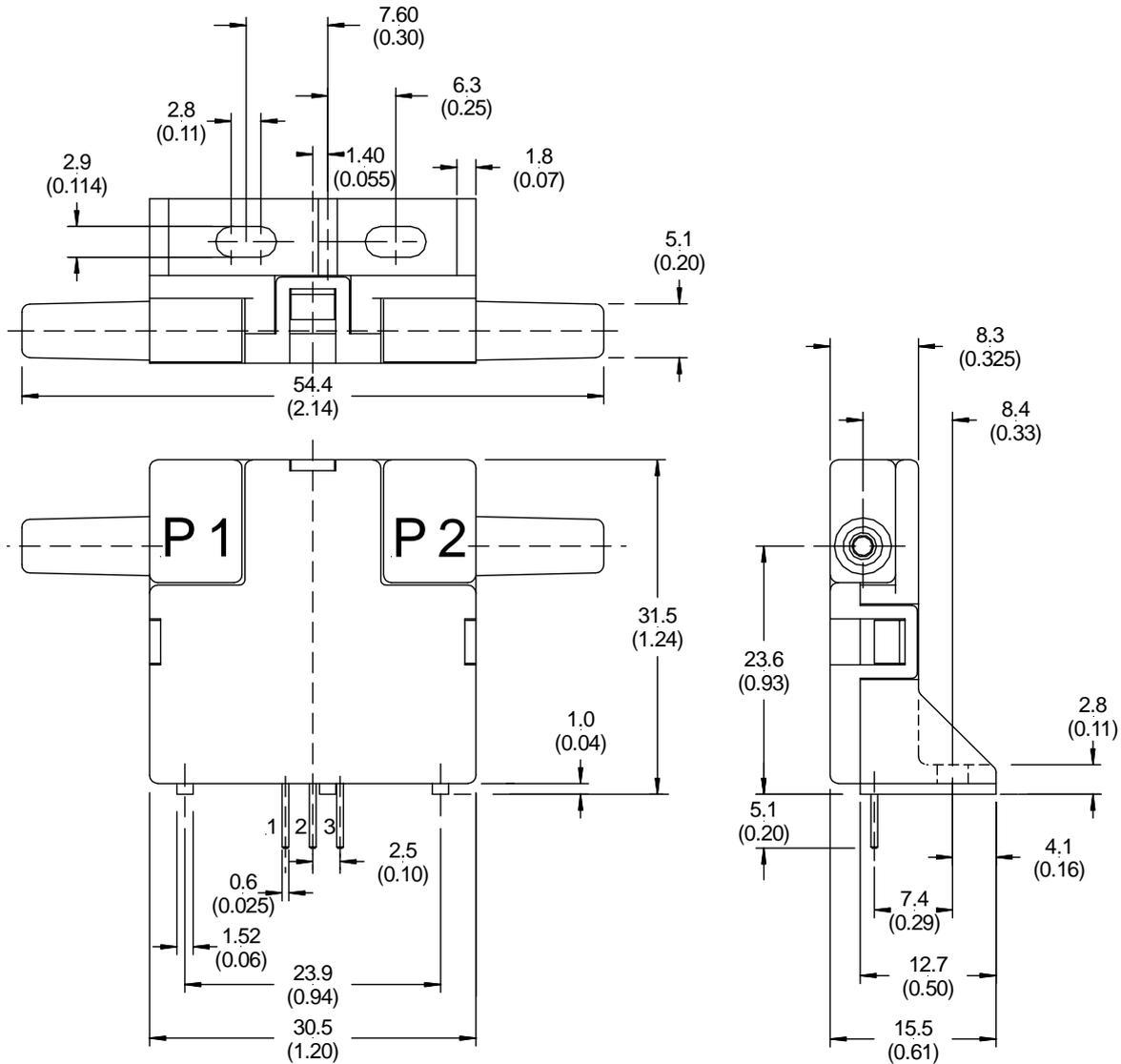
<sup>7</sup> Devices are calibrated in mass flow. Tolerance values apply to calibration type only.

### OUTPUT VS. FLOW CURVES





OUTLINE DRAWING



third angle projection

mass: approx. 10.8 g

dimensions in mm (inches)

**Note:** Positive flow direction is defined as proceeding from port 1 (P1) to port 2 (P2) and results in positive output.



### GAS CORRECTION FACTORS<sup>8</sup>

Gas type	Correction factor (approx.)
Helium (He)	0.5 <sup>9</sup>
Hydrogen (H <sub>2</sub> )	0.7 <sup>9,10</sup>
Argon (Ar)	0.95
Nitrogen (N <sub>2</sub> )	1.0
Oxygen (O <sub>2</sub> )	1.0
Air	1.0
Nitric oxide (NO)	1.0
Carbon monoxide (CO)	1.0
Methane (CH <sub>4</sub> )	1.1
Ammonia (NH <sub>3</sub> )	1.1
Nitrous oxide (N <sub>2</sub> O)	1.35
Nitrogen dioxide (NO <sub>2</sub> )	1.35
Carbon dioxide (CO <sub>2</sub> )	1.35

Notes:

<sup>8</sup> Gas correction factors are referenced to nitrogen (N<sub>2</sub>) as calibration gas type. Approximate gas correction factors are provided as guidelines only. Individual gas types may perform differently at temperature extremes and varying flow rates.

<sup>9</sup> When sensing Hydrogen (H<sub>2</sub>) or Helium (He) it may be necessary to power the mass flow sensor using increased supply voltage: Hydrogen typ. 12 V, Helium typ. 15 V

<sup>10</sup> Hydrogen (H<sub>2</sub>) flow measurement requires the use of a special sensor. These devices provide normal operation when sensing hydrogen flow and are designated with an "H" at the end of the order number.

### ORDERING INFORMATION

Flow range	Dry gas
0...30 sccm	FBAM030DU
0...200 sccm	FBAM200DU
0...1000 sccm	FBAL001DU
0...±1000 sccm	FBAL001DB

#### Sensortech PRO services:

- **Extended guarantee period of 2 years**
- **Improved performance characteristics**
- **Custom product modifications and adaptations even for small quantities**
- **Advanced logistics models for supply inventory and short delivery times**
- **Technical support through application engineers on the phone or at your site**
- **Fastest possible technical response for design and QA engineers**
- **... plus other services on request**

Sensortech reserves the right to make changes to any products herein. Sensortech does not assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit described herein, neither does it convey any license under its patent rights nor the rights of others.

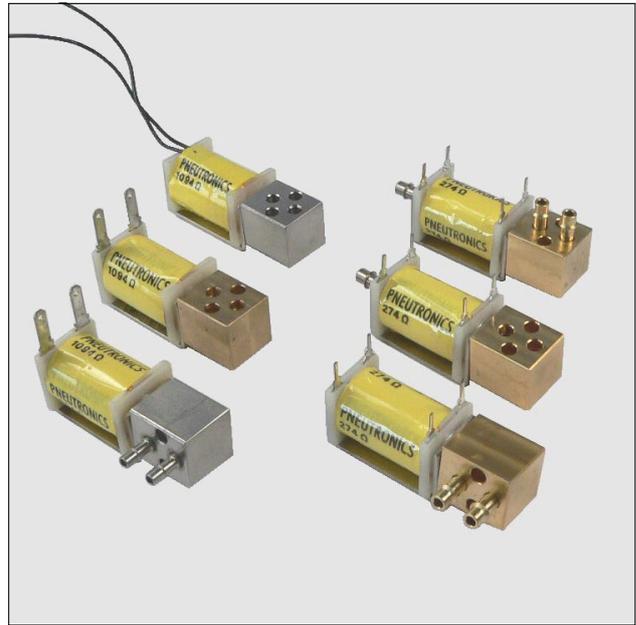
Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Series 11

## PC mount switching solenoid valve

### FEATURES

- 2-way or 3-way, 2 position valve (NO, NC & Distributor)
- Offer a discrete valve design with a 200 million life cycle rating
- Available in manifold mounting
- Provide a range of electrical coil options, including PC mountable, spade lugs, or wire leads
- Powerful enough for a range of uses that require high flow



### MEDIA COMPATIBILITY

Gases and selected liquids

### WETTED MATERIALS

Body:

360 HO2 brass;  
302 series stainless steel (passivated)

Stem base:

385 HO2 brass;  
303 series stainless steel (passivated)

All others:

FKM; EPDM; 430 FR series stainless steel (passivated); 302 series stainless steel

### ELECTRICAL

Power 0.5, 1.0 or 2.0 W

Voltage 5, 12, 24 V<sub>DC</sub> ± 10%

### PHYSICAL PROPERTIES

Operating environment 0 to 70 °C

Storage temperature -40 to 70 °C

Length 43.9 mm (1.73 in)

Width 15.9 mm (0.625 in)

Height 17 mm (0.67 in)

Porting 10-32 tapped ports,  
1/16, 5/64 or 1/8 in stem barbs

Weight 60 g (2.1 oz)

Internal volume 0.026 in<sup>3</sup> (without fittings)

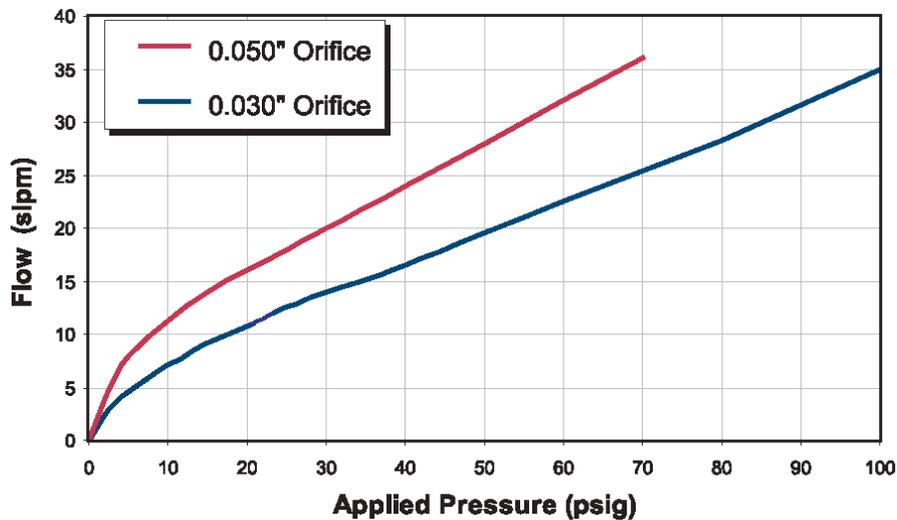
Filtration (recommended) 40 µm

Lubrication None required

### PERFORMANCE CHARACTERISTICS

Part no.	Pressure	Vacuum	Orifice sizes/ Equivalent $C_v$ <sup>1</sup>	Leak rate <sup>2</sup>	Response
1110...	0...100 psig	0...27 "Hg (0...13 psi)	0.030" (0.762 mm)/ 0.017 $C_v$	≤0.016 sccm (bubble tight)	<30 msec cycling (2 Watt)
1113...	0...50 psig				
1116...	0...25 psig				
1112...	0...70 psig		0.050" (1.270 mm)/ 0.035 $C_v$		<30 msec cycling (2 Watt)
1115...	0...25 psig				
1118...	0...10 psig				

### FLOW CURVE (typical air flow)<sup>3</sup>

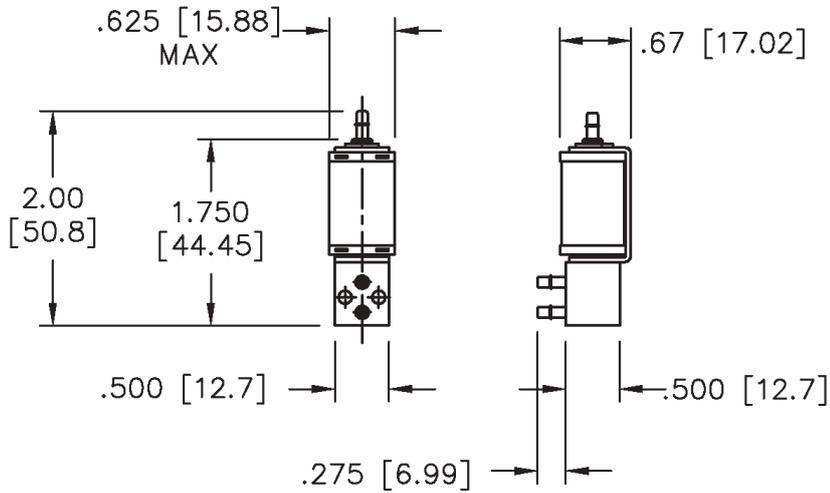


**Notes:**

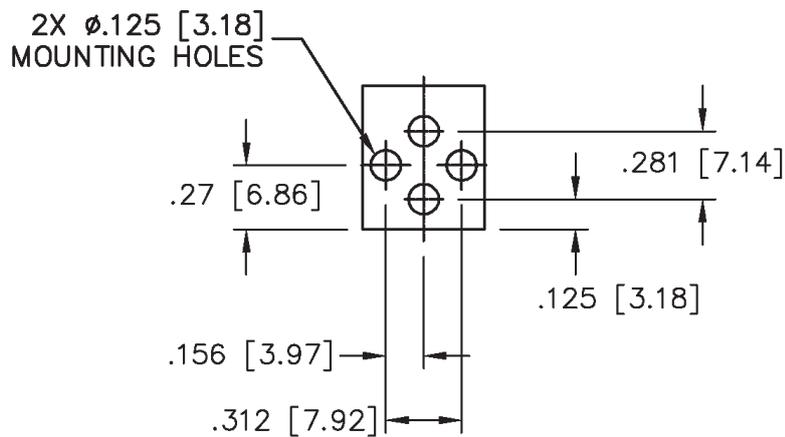
- <sup>1</sup> The  $C_v$  value is the volume flow in US gallons/min under specific flow conditions and describes the relative flow capacity of a valve. If several valves with the same nominal diameter are compared, the valve with the highest  $C_v$  value has the best flow dynamics design. The equivalent european measure is the  $k_v$  value expressed in  $m^3/h$  ( $k_v = 0.86 C_v$ ).
- <sup>2</sup> sccm denotes Standard Cubic Centimeters per Minute. It is a unit for the flow rate at standard conditions of temperature and pressure. 1000 sccm = 1 slpm.
- <sup>3</sup> slpm denotes Standard Liters per Minute. It is a unit for the flow rate at standard conditions of temperature and pressure. 1 slpm = 1000 sccm.

**OUTLINE DRAWING**

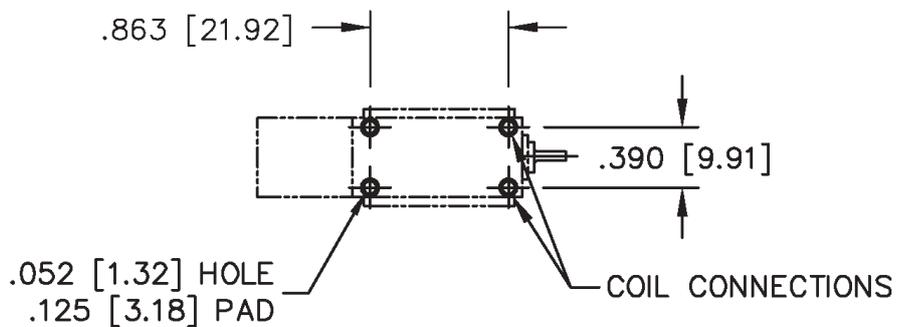
**Basic dimensions**



**Port and mounting hole diagram**

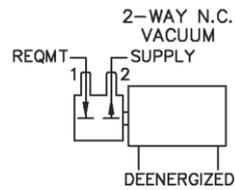
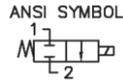
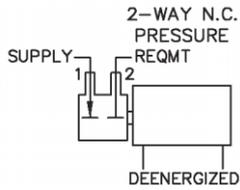


**PC mounting diagram**

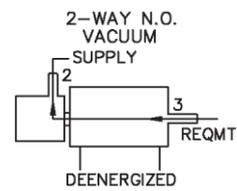
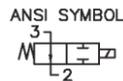
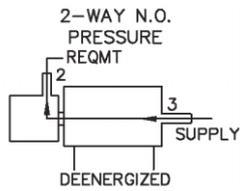


### VALVE TYPE

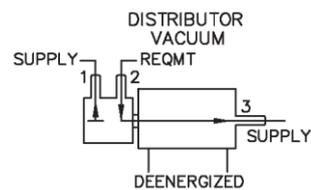
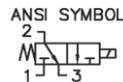
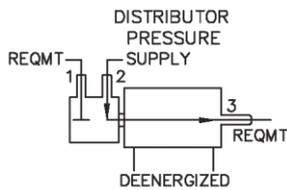
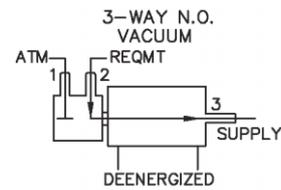
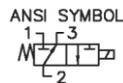
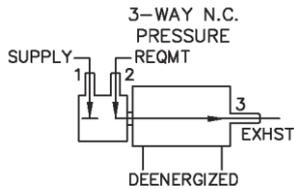
#### Type 1



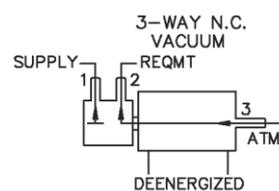
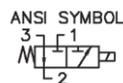
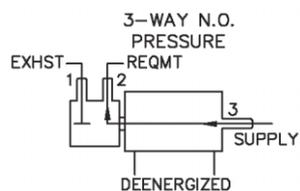
#### Type 2



#### Type 3



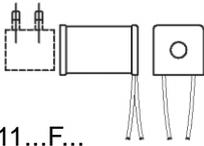
#### Type 4



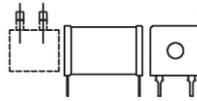
# Series 11

## PC mount switching solenoid valve

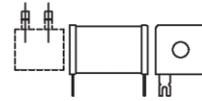
### COIL STYLES



11...F...  
(Wire leads, no terminals)



11...P...  
(PC mount, 4 PC pins)



11...S...  
(PC mount, 2 solder pads)

### BODY STYLES



11...0...  
(No barbs,  
face seal to manifold)



11...6...  
(0.062" barbs,  
1/16" I.D. tubing)



11...7...  
(0.078" barbs,  
5/64" I.D. tubing)



11...8...  
(0.125" barbs,  
1/8" I.D. tubing,  
1/4" O.D. max.)

### STEM STYLES



11...0  
(Type 1 top seat,  
plugged)



11...6  
(0.062" top seat,  
1/16" I.D. tubing)



11...7  
(0.078" top seat,  
5/64" I.D. tubing)



11...8  
(0.125" top seat,  
1/8" I.D. tubing,  
1/4" O.D. max.)

### ORDERING INFORMATION

Options	Series	Model no.			Type	Material		Voltage		Coil type	Pneumatic connection body	Pneumatic connection stem
		Max. pressure	Orifice size	Coil wattage		Body	Plunger & seal					
	11	10: 0...100 psi	0.030" (0.762 mm)	2 W	1: 2-way NC	BV: brass	FKM	5: 5 V <sub>DC</sub>	P: 4 PC pins	0: no barbs	0: type 1/ none	
		12: 0...70 psi	0.050" (1.27 mm)	2 W	2: 2-way NO	SV: SS*	FKM	12: 12 V <sub>DC</sub>	S: 2 solder taps	6: 1/16" barbs	6: 1/16" barbs*	
		13: 0...50 psi	0.030" (0.762 mm)	1 W	3: 3-way NC or distributor	BE: brass	EPDM	24: 24 V <sub>DC</sub>	Q: Quick connect	7: 5/64" barbs	7: 5/64" barbs	
		15: 0...25 psi	0.050" (1.27 mm)	1 W	4: 3-way NO				F: Wire leads, 18", no terminals	8: 1/8" barbs	8: 1/8" barbs	
		16: 0...25 psi	0.030" (0.762 mm)	0.5 W								
		18: 0...10 psi	0.050" (1.27 mm)	0.5 W								
						*Stainless steel						*1/16" barbs not available for 0.050" orifice
Example:	11 10				3	BV			12	P	7	7

**Note: Not all combinations might be available. Please contact your nearest Sensortechincs sales representative for further information.**

Sensortechincs reserves the right to make changes to any products herein. Sensortechincs does not assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit described herein, neither does it convey any license under its patent rights nor the rights of others.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## Microstructure Pressure Sensors

0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi

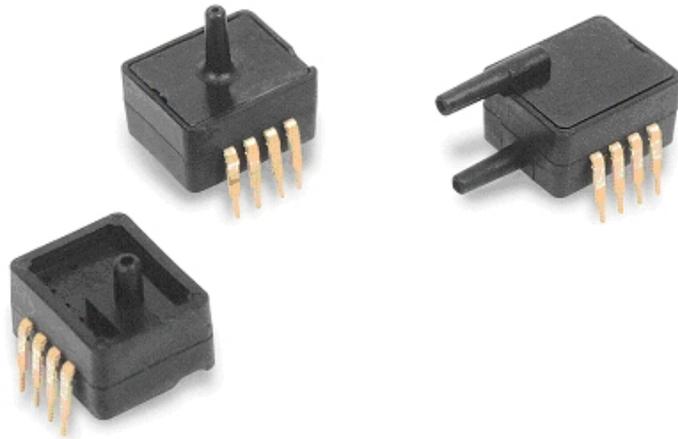
*ASDX DO Series*

### FEATURES

- Available in Absolute, Differential and Gage types
- Calibrated and temperature compensated output
- Pressure ranges from 0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi
- Response time 8 ms
- Standard DIP package
- ASIC Enhanced Output
- I<sup>2</sup>C Compatible Protocol
- Temperature Compensated

### TYPICAL APPLICATIONS

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



The ASDX DO series pressure sensors are fully calibrated and temperature compensated with on-board Application Specific Integrated Circuitry (ASIC). This ASDX DO device is in a standard DIP package and provides digital correction of sensor offset, sensitivity, temperature coefficients and non-linearity. The ASDX family uses I<sup>2</sup>C compatible protocol, which allows easy interfacing to most commonly used microcontrollers and microprocessors without additional components or electronic circuitry.

The 2-wire I<sup>2</sup>C interface has a Serial Clock Line (SCL) input and serial digital output data line. The output of the device is a corrected pressure value in hexadecimal format with 12-bit resolution. Devices are available to measure absolute, differential, and gage pressures. The absolute devices have an internal vacuum reference and an output proportional to absolute pressure. Differential devices allow application of pressure to either side of the sensing diaphragm and can be used for gage or differential measurements.

All ASDX DO devices are accurate to within  $\pm 2.0$  % full scale. The devices are characterized for operation from a single 5 Vdc supply. The sensor is designed and manufactured according to standards laid down in ISO 9001. These devices are intended for use with non-corrosive, non-ionic working fluids such as air and dry gases.

Contact your local Honeywell representative, or go to the Honeywell website at [www.honeywell.com/sensing](http://www.honeywell.com/sensing) for additional product information.

### **⚠ WARNING**

#### **PERSONAL INJURY**

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

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

### **⚠ WARNING**

#### **MISUSE OF DOCUMENTATION**

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

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

# Microstructure Pressure Sensors

0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi

ASDX DO Series

## GENERAL SPECIFICATIONS

Supply Voltage (Vs)	4.75 Vdc to 5.25 Vdc
Maximum Supply Voltage*	6.50 Vdc max.
Current Consumption	6 mA typ.
Output current - sink	2 mA max.
Output current - source	2 mA max.
Lead Soldering Temperature	2 Sec to 4 Sec @ 250 °C [482 °F]

## ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS (ALL DEVICES)

<b>Temperature Ranges:</b>	
Compensated	0 °C to 85 °C [32 °F to 185 °F]
Operating	-20 °C to 105 °C [-4 °F to 221 °F]
Storage	-40 °C to 125 °C [-40 °F to 257 °F]
Vibration	10 g at 20 Hz to 2000 Hz
Shock	100 g for 11 ms
Life	1 Million cycles minimum

## PERFORMANCE CHARACTERISTICS 4R DO<sup>(1,5)</sup>

Characteristic	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Units
Zero pressure offset	Hoff	158	19A	1DB	counts hex
Full scale span <sup>(2)</sup>	Hfss		CCC		counts hex
Output at Full Scale Pressure	Hfso	E25	E66	EA8	counts hex
Accuracy <sup>(3)</sup>	–	–	–	± 2.0	% H full scale
Response time <sup>(4)</sup>	–	–	8	11	ms

## PERFORMANCE CHARACTERISTICS 4D DO<sup>(1,5)</sup>

Characteristic	Symbol	Min.	Typ. <sup>(5)</sup>	Max.	Units
Zero pressure offset	Hoff	7BE	800	841	counts hex
Full scale span <sup>(2)</sup>	Hfss		CCC		counts hex
Output at Full Scale Pressure (P2) <sup>(6)</sup>	Hfso	E25	E66	EA8	counts hex
Output at Full Scale Pressure (P1) <sup>(6)</sup>	Hfso	158	19A	1DB	counts hex
Accuracy <sup>(3)</sup>	–	–	–	± 2.0	% H full scale
Output Resolution	–	–	12	–	Bit
Response time <sup>(4)</sup>	–	–	8	11	ms

## Specification Notes:

- Note 1:** Reference Conditions (unless otherwise noted): Supply voltage,  $V_s=5.0 \pm 0.01$  Vdc;  $T_a=25$  °C [77 °F]. Output is ratiometric within the supply voltage range (Vs).
- Note 2:** Span is the algebraic difference between the output voltage at the specified high pressure and the output at lowest pressure. Span is ratiometric to the supply voltage.
- Note 3:** Accuracy is the combined errors from offset and span calibration, linearity, pressure hysteresis, and temperature effects. Linearity is the measured deviation based on a straight line. Hysteresis is the maximum output difference at any point within the operating pressure range for increasing and decreasing pressure. Calibration errors include the deviation of offset and full scale from nominal values.
- Note 4:** Response time for 0 psi to full scale pressure step change, 10 % to 90 % rise time.
- Note 5:** Read operation: *Start, Slave Address, R/W=1, Data Byte 1 (MSB), Ackn Bit, Data Byte 2 (LSB)*. The output is corrected pressure as unsigned 12 bits. Slave Address is F0h. Acknowledge Bit - pull data line LOW, master generates an extra clock pulse for this purpose.
- Note 6:** Output of the device when maximum positive pressure is applied on the backside (P2) or the front side (P1) of the sensing element.
- Note 7:** If maximum burst pressure is exceeded, even momentarily, the package may leak or burst, or the pressure sensing die may fracture.

# Microstructure Pressure Sensors

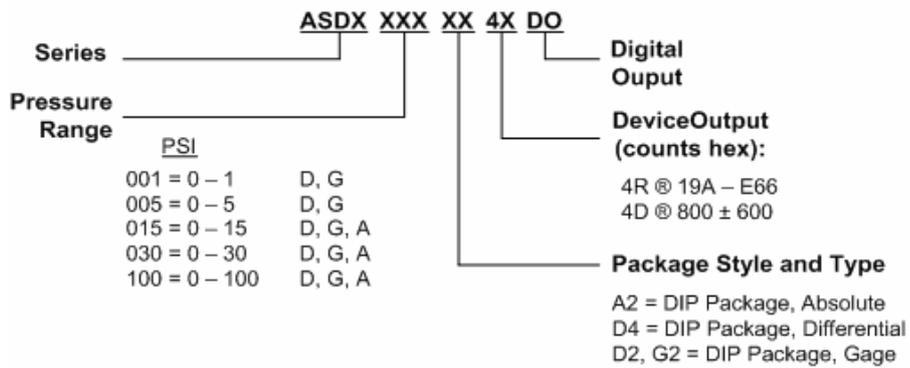
0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi

ASDX DO Series

## PRESSURE RANGE SPECIFICATIONS

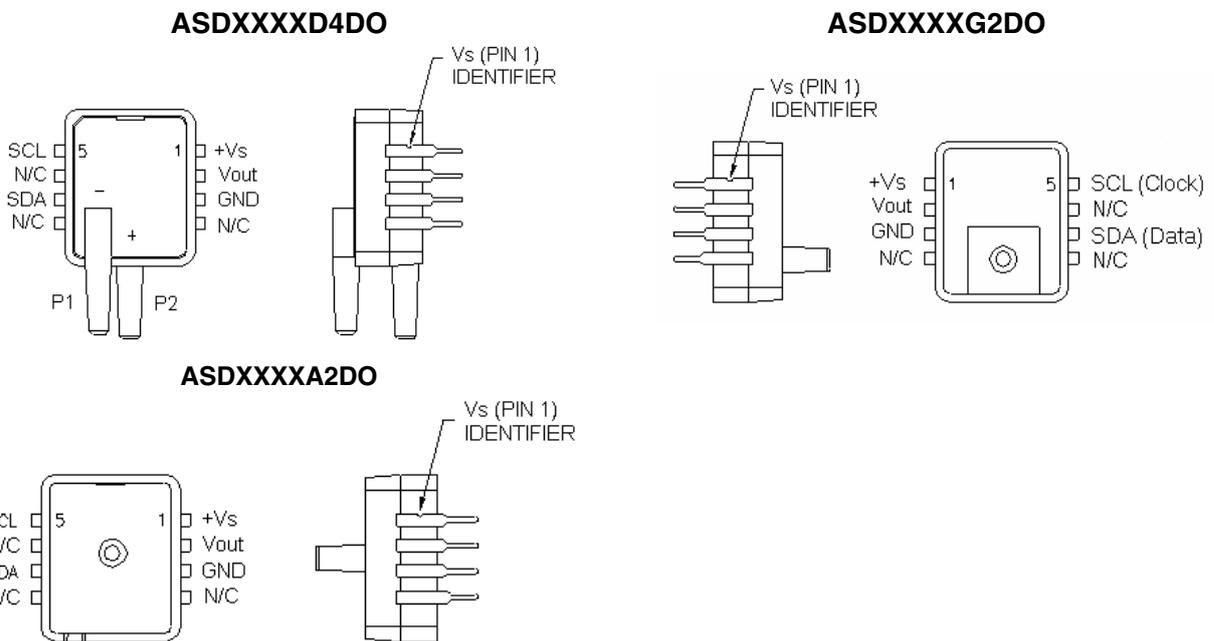
Listing	Pressure Range	Burst Pressure <sup>(6)</sup>
ASDX001	0 psi to 1.0 psi	5 psi
ASDX005	0 psi to 5.0 psi	20 psi
ASDX015	0 psi to 15 psi	30 psi
ASDX030	0 psi to 30 psi	60 psi
ASDX100	0 psi to 100 psi	150 psi

## ORDERING INFORMATION – PART NUMBER DESCRIPTION



For example: Part #ASDX015A24RDO = ASDX series, 15 psi absolute, A2 Package, 19A – E66 counts output, digital output

## ELECTRICAL CONNECTIONS <sup>(1)(2)(3)(4)</sup>



- Note 1:** Pin 6 must be left open
- Note 2:** Capacitor 220 nF required between +Vs and GND, and 15 nF between Vout and GND.
- Note 3:** The sensor is not reverse polarity protected. Incorrect application of excitation voltage or ground to the wrong pin can cause electrical failure. Application of supply voltage above the maximum can cause electrical failure.
- Note 4:** N/C means no connection, connecting to ground or other potential may damage sensor.

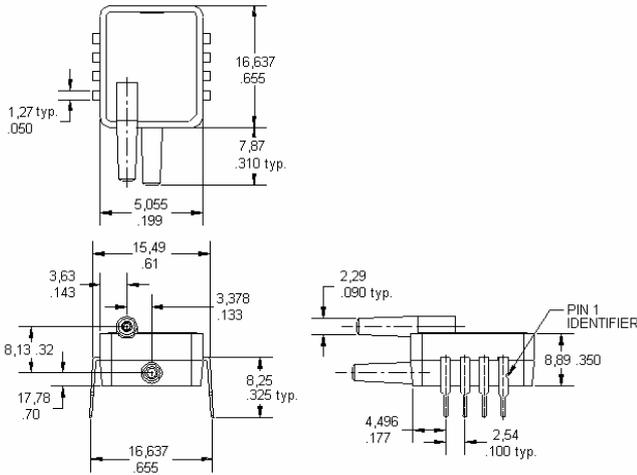
# Microstructure Pressure Sensors

0 to 1 psi through 0 to 100 psi

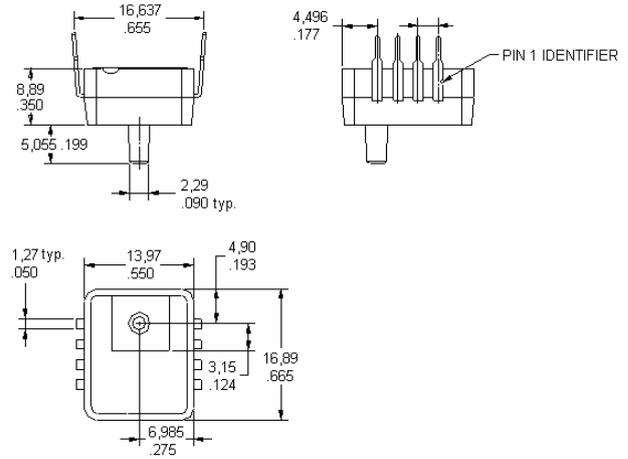
*ASDX DO Series*

## DIMENSIONS Drawings - for reference only mm [in]

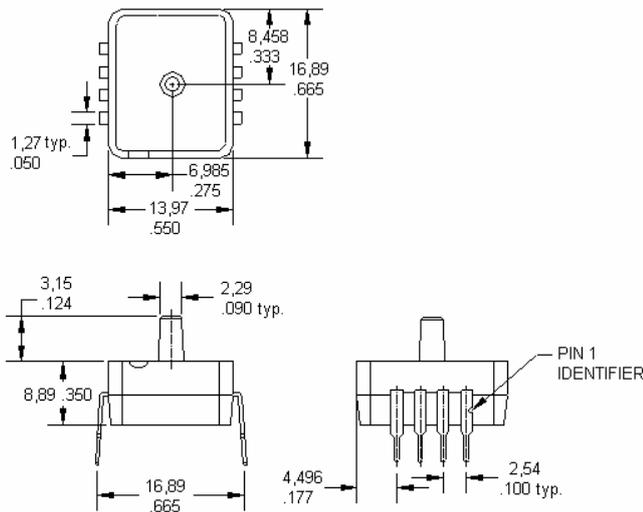
### D4 PACKAGE



### G2 PACKAGE

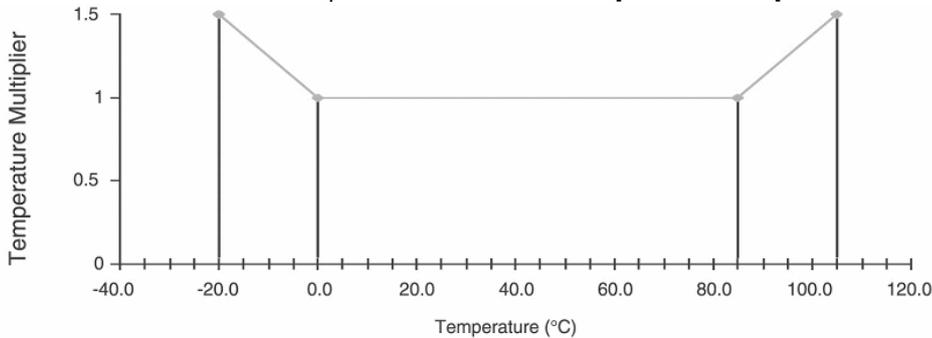


### A2 PACKAGE



## PRESSURE TRANSDUCER PERFORMANCE CHARACTERISTICS

Error Band Multiplier Over -20 °C to 105 °C [-4 °F to 221 °F]



# Microstructure Pressure Sensors

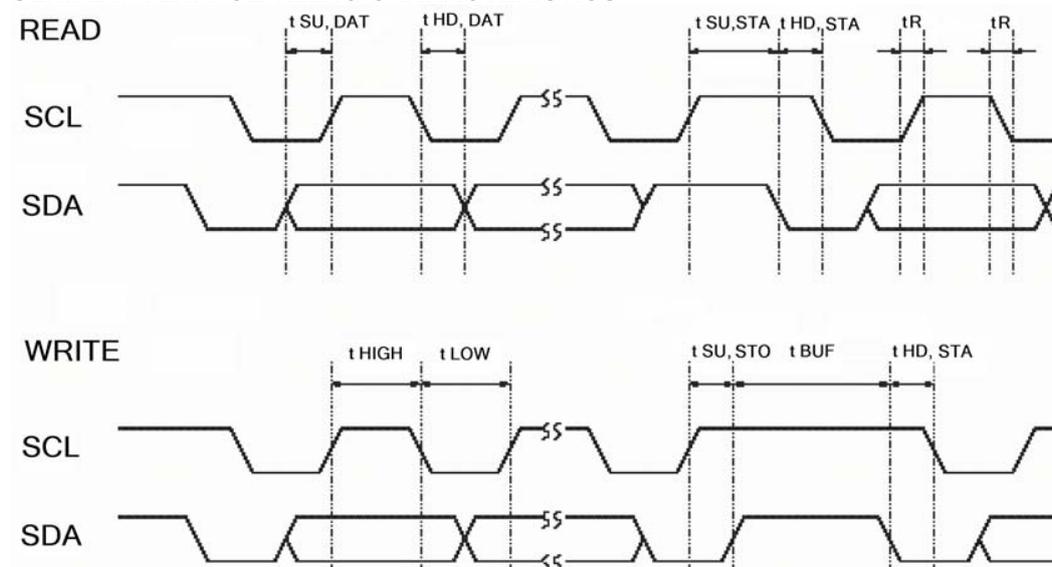
0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi

ASDX DO Series

## SERIAL INTERFACE PARAMETERS

Parameter	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
Input High Level	$V_{IH}$		4.5	–	1	Vs
Input Low Level	$V_{IL}$		0	–	0.5	Vs
Output Low Level	$V_{OL}$	Open Drain $I_{OL} = -4$ mA		–	0.1	Vs
Pull up Current	$V_{OH}$	Pin SCL and SDA	5	–	20	$\mu$ A
Load Capacitance SDA	$CL_{-SDA}$		–	–	400	pF
SCL clock frequency	$f_{SCL}$		–	–	100	kHz
Bus free time between STOP and START condition	$t_{BUF}$		4.7	–	–	$\mu$ s
Hold time (repeated) START condition	$t_{HD,STA}$	To first clock pulse	4.0	–	–	$\mu$ s
LOW period of SCL	$t_{LOW}$		4.7	–	–	$\mu$ s
High period of SCL	$t_{HIGH}$		4.0	–	–	$\mu$ s
Setup time repeated START condition	$t_{SU,STA}$		4.7	–	–	$\mu$ s
Data hold time	$t_{HD,DAT}$		0	–	–	ns
Data setup time	$t_{SU,DAT}$		250	–	–	ns
Rise time of both SDA and SCL	$t_R$		–	–	300	ns
Fall time of both SDA and SCL			–	–	300	ns
Setup time for STOP condition	$t_{SU,STO}$		4	–	–	$\mu$ s
Input filter spike suppression	$t_{sp}$	Spikes on SDA or SCL of that length are suppressed	–	–	50	$\mu$ s

## SERIAL INTERFACE TIMING CHARACTERISTICS



# Microstructure Pressure Sensors

0 psi to 1 psi through 0 psi to 100 psi

*ASDX DO Series*

## ORDERING INFORMATION To order, use the following part number(s)

Pressure Range	Differential/Gage	Gage	Absolute
0 psi to 1.0 psi	ASDX001D44R-DO	ASDX001G24R-DO	-
	ASDX001D44D-DO	-	-
0 psi to 5.0 psi	ASDX005D44R-DO	ASDX005G24R-DO	-
	ASDX005D44D-DO	-	-
0 psi to 15 psi	ASDX015D44R-DO	ASDX015G24R-DO	ASDX015A24R-DO
	ASDX015D44D-DO	-	-
0 psi to 30 psi	ASDX030D44R-DO	ASDX030G24R-DO	ASDX030A24R-DO
	ASDX030D44D-DO	-	-
0 psi to 100 psi	ASDX100D44R-DO	ASDX100G24R-DO	ASDX100A24R-DO

### WARRANTY/REMEDY

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

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

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

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

1-800-537-6945 USA

1-800-737-3360 Canada

1-815-235-6847 International

### FAX

1-815-235-6545 USA

### INTERNET

[www.honeywell.com/sensing](http://www.honeywell.com/sensing)

[info.sc@honeywell.com](mailto:info.sc@honeywell.com)

**Honeywell**

### Sensing and Control

[www.honeywell.com/sensing](http://www.honeywell.com/sensing)

Honeywell

11 West Spring Street

Freeport, Illinois 61032



# FHA Series

## Mass flow sensors for gases

### FEATURES

- Ranges 0...200 slpm<sup>1</sup>
- Actual mass flow sensing
- 1...5 V output
- Sensortech PRO services

### MEDIA COMPATIBILITY

To be used with dry gases only

The FHA series is NOT designed for liquid flow and will be damaged by liquid flow through the sensor

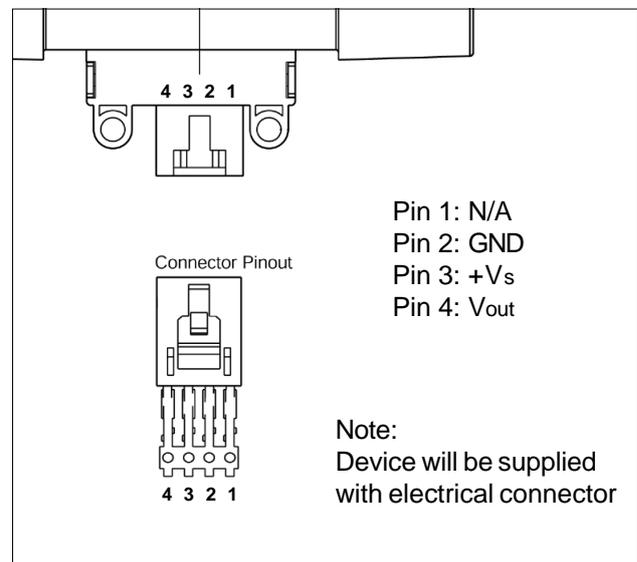


### SPECIFICATIONS

#### Maximum ratings

Supply voltage <sup>2</sup>	8 to 15 V typ. 10 ±0.01 V
Power consumption	60 mW
Output load	
NPN (Sinking)	10 mA
PNP (Sourcing)	20 mA
Temperature limits	
Operating	-25 to 85°C
Storage	-40 to 90°C
Mechanical shock	100 g (3 drops, 3 axes)

### ELECTRICAL CONNECTION



Note:

<sup>1</sup> SLPM denotes standard liters per minute, which is a flow measurement referenced to standard conditions of 0°C, 1 bar, 50% RH.

<sup>2</sup> Output voltage is ratiometric to supply voltage



### FLOW SENSOR CHARACTERISTICS<sup>3</sup>

( $V_s = 10 \pm 0.01$  V,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

Part no.	Flow range (full scale)	Output voltage @ trim point
FHAL200DU	200 SLPM <sup>1</sup>	5.0 $\pm$ 0.36 V @ 200 SLPM <sup>1</sup>

### PERFORMANCE CHARACTERISTICS

( $V_s = 10 \pm 0.01$  V,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

Characteristics		Min.	Typ.	Max.	Unit
Zero offset		0.95	1.0	1.05	V
Repeatability and hysteresis (combined)				$\pm 0.5$	% reading
Ratiometricity error <sup>2</sup>			$\pm 0.30$		
Temperature effects	Offset <sup>4</sup>	-20 to 85 °C		$\pm 0.25$	V
	Span	25 to 10 °C		-2.0	% reading
		25 to 40 °C		2.0	
Response time			6.0		ms
Common mode pressure				25	psi

Notes:

<sup>1</sup> SLPM denotes standard liters per minute, which is a flow measurement referenced to standard conditions of 0°C, 1 bar, 50% RH.

<sup>2</sup> Output voltage is ratiometric to supply voltage

<sup>3</sup> A 5 micron filter is recommended for all devices.

<sup>4</sup> Shift is relative to 25 °C.

#### NOTICE: LAMINAR FLOW

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

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

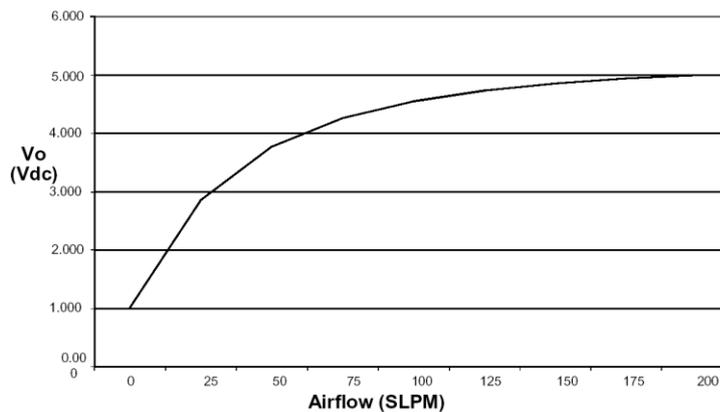
Several techniques for laminarizing the flow include adding hex shaped honeycombs, foam, screen materials or adding constrictors (frits) to the flow stream. There are various commercial laminar flow elements that can be purchased. Unfortunately the greater the efficiency of the laminarizer, the greater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



### FLOW SPECIFICATIONS ( $V_s = 10 \pm 0.01$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ )

Flow (slpm)	Nom. ( $V_{DC}$ )	$\pm$ Tol. ( $V_{DC}$ )	Press. drop	
			(inch H <sub>2</sub> O)	(mbar)
0	1.00	0.05	0	0
25	2.99	-	0.04	0.10
50	3.82	0.18	0.13	0.33
75	4.30	-	0.21	0.53
100	4.58	-	0.34	0.85
150	4.86	-	0.65	1.64
200	5.00	0.36	1.09	2.74

### OUTPUT VS. FLOW CURVE



### GAS CORRECTION FACTORS<sup>5</sup>

Gas type	Correction factor (approx.)
Helium (He)	0.5 <sup>6</sup>
Hydrogen (H <sub>2</sub> )	0.7 <sup>6</sup>
Argon (Ar)	0.95
Nitrogen (N <sub>2</sub> )	1.0
Oxygen (O <sub>2</sub> )	1.0
Air	1.0
Nitric oxide (NO)	1.0
Carbon monoxide (CO)	1.0
Methane (CH <sub>4</sub> )	1.1
Ammonia (NH <sub>3</sub> )	1.1
Nitrous oxide (N <sub>2</sub> O)	1.35
Nitrogen dioxide (NO <sub>2</sub> )	1.35
Carbon dioxide (CO <sub>2</sub> )	1.35

Notes:

<sup>5</sup> Gas correction factors are referenced to nitrogen (N<sub>2</sub>) as calibration gas type. Approximate gas correction factors are provided as guidelines only. Individual gas types may perform differently at temperature extremes and varying flow rates.

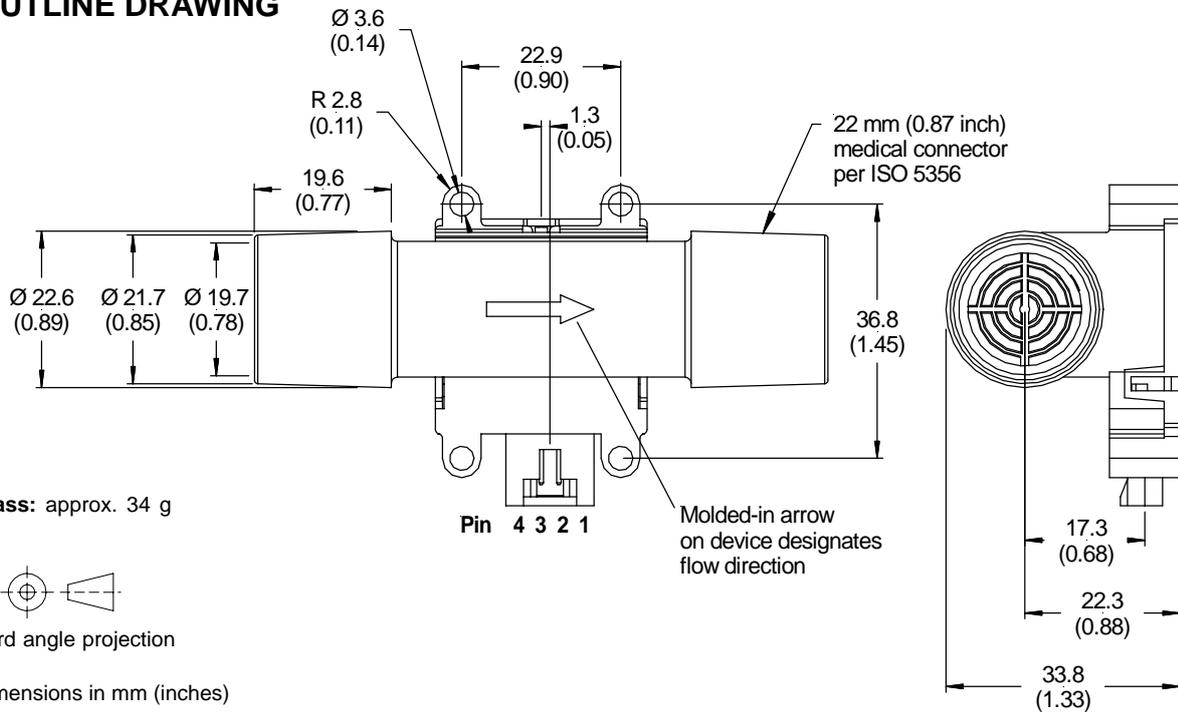
<sup>6</sup> When sensing Hydrogen (H<sub>2</sub>) or Helium (He) it may be necessary to power the mass flow sensor using increased supply voltage: Hydrogen typ. 12 V, Helium typ. 15 V



# FHA Series

## Mass flow sensors for gases

### OUTLINE DRAWING



### ORDERING INFORMATION - AVAILABLE LISTINGS

**Note:** Preferred listings are highlighted in grey

Flow range	Dry gas
200 SLPM	FHAL200DU

**Note:** Device will be supplied with 4 pin receptacle connector (see Electrical Connection info)

#### Sensortech PRO services:

- Extended guarantee period of 2 years
- Improved performance characteristics
- Custom product modifications and adaptations even for small quantities
- Advanced logistics models for supply inventory and short delivery times
- Technical support through application engineers on the phone or at your site
- Fastest possible technical response for design and QA engineers
- ... plus other services on request

Sensortech reserves the right to make changes to any products herein. Sensortech does not assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit described herein, neither does it convey any license under its patent rights nor the rights of others.



# **PIC18F2455/2550/4455/4550**

## **Data Sheet**

28/40/44-Pin, High-Performance,  
Enhanced Flash, USB Microcontrollers  
with nanoWatt Technology

---

---

**Note the following details of the code protection feature on Microchip devices:**

- Microchip products meet the specification contained in their particular Microchip Data Sheet.
- Microchip believes that its family of products is one of the most secure families of its kind on the market today, when used in the intended manner and under normal conditions.
- There are dishonest and possibly illegal methods used to breach the code protection feature. All of these methods, to our knowledge, require using the Microchip products in a manner outside the operating specifications contained in Microchip's Data Sheets. Most likely, the person doing so is engaged in theft of intellectual property.
- Microchip is willing to work with the customer who is concerned about the integrity of their code.
- Neither Microchip nor any other semiconductor manufacturer can guarantee the security of their code. Code protection does not mean that we are guaranteeing the product as "unbreakable."

Code protection is constantly evolving. We at Microchip are committed to continuously improving the code protection features of our products. Attempts to break Microchip's code protection feature may be a violation of the Digital Millennium Copyright Act. If such acts allow unauthorized access to your software or other copyrighted work, you may have a right to sue for relief under that Act.

---

Information contained in this publication regarding device applications and the like is provided only for your convenience and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. MICROCHIP MAKES NO REPRESENTATIONS OR WARRANTIES OF ANY KIND WHETHER EXPRESS OR IMPLIED, WRITTEN OR ORAL, STATUTORY OR OTHERWISE, RELATED TO THE INFORMATION, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO ITS CONDITION, QUALITY, PERFORMANCE, MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR PURPOSE. Microchip disclaims all liability arising from this information and its use. Use of Microchip devices in life support and/or safety applications is entirely at the buyer's risk, and the buyer agrees to defend, indemnify and hold harmless Microchip from any and all damages, claims, suits, or expenses resulting from such use. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any Microchip intellectual property rights.

**Trademarks**

The Microchip name and logo, the Microchip logo, Accuron, dsPIC, KEELoQ, microID, MPLAB, PIC, PICmicro, PICSTART, PRO MATE, PowerSmart, rPIC and SmartShunt are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

AmpLab, FilterLab, Migratable Memory, MXDEV, MXLAB, PICMASTER, SEEVAL, SmartSensor and The Embedded Control Solutions Company are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

Analog-for-the-Digital Age, Application Maestro, dsPICDEM, dsPICDEM.net, dsPICworks, ECAN, ECONOMONITOR, FanSense, FlexROM, fuzzyLAB, In-Circuit Serial Programming, ICSP, ICEPIC, Linear Active Thermistor, MPASM, MPLIB, MPLINK, MPSIM, PCKit, PICDEM, PICDEM.net, PICLAB, PICtail, PowerCal, PowerInfo, PowerMate, PowerTool, Real ICE, rLAB, rfPICDEM, Select Mode, Smart Serial, SmartTel, Total Endurance, UNI/O, WiperLock and Zena are trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

SQTP is a service mark of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

All other trademarks mentioned herein are property of their respective companies.

© 2006, Microchip Technology Incorporated, Printed in the U.S.A., All Rights Reserved.

 Printed on recycled paper.

**QUALITY MANAGEMENT SYSTEM  
CERTIFIED BY DNV  
== ISO/TS 16949:2002 ==**

*Microchip received ISO/TS-16949:2002 quality system certification for its worldwide headquarters, design and wafer fabrication facilities in Chandler and Tempe, Arizona and Mountain View, California in October 2003. The Company's quality system processes and procedures are for its PICmicro® 8-bit MCUs, KEELoQ® code hopping devices, Serial EEPROMs, microperipherals, nonvolatile memory and analog products. In addition, Microchip's quality system for the design and manufacture of development systems is ISO 9001:2000 certified.*



# MICROCHIP

# PIC18F2455/2550/4455/4550

## 28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology

### Universal Serial Bus Features:

- USB V2.0 Compliant
- Low Speed (1.5 Mb/s) and Full Speed (12 Mb/s)
- Supports Control, Interrupt, Isochronous and Bulk Transfers
- Supports up to 32 Endpoints (16 bidirectional)
- 1-Kbyte Dual Access RAM for USB
- On-Chip USB Transceiver with On-Chip Voltage Regulator
- Interface for Off-Chip USB Transceiver
- Streaming Parallel Port (SPP) for USB streaming transfers (40/44-pin devices only)

### Power-Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8  $\mu$ A typical
- Sleep mode currents down to 0.1  $\mu$ A typical
- Timer1 Oscillator: 1.1  $\mu$ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1  $\mu$ A typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

### Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, including High Precision PLL for USB
- Two External Clock modes, up to 48 MHz
- Internal Oscillator Block:
  - 8 user-selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
  - User-tunable to compensate for frequency drift
- Secondary Oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Dual Oscillator options allow microcontroller and USB module to run at different clock speeds
- Fail-Safe Clock Monitor:
  - Allows for safe shutdown if any clock stops

### Peripheral Highlights:

- High-Current Sink/Source: 25 mA/25 mA
- Three External Interrupts
- Four Timer modules (Timer0 to Timer3)
- Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
  - Capture is 16-bit, max. resolution 5.2 ns (Tcy/16)
  - Compare is 16-bit, max. resolution 83.3 ns (Tcy)
  - PWM output: PWM resolution is 1 to 10-bit
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
  - Multiple output modes
  - Selectable polarity
  - Programmable dead time
  - Auto-shutdown and auto-restart
- Enhanced USART module:
  - LIN bus support
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I<sup>2</sup>C™ Master and Slave modes
- 10-bit, up to 13-channel Analog-to-Digital Converter module (A/D) with Programmable Acquisition Time
- Dual Analog Comparators with Input Multiplexing

### Special Microcontroller Features:

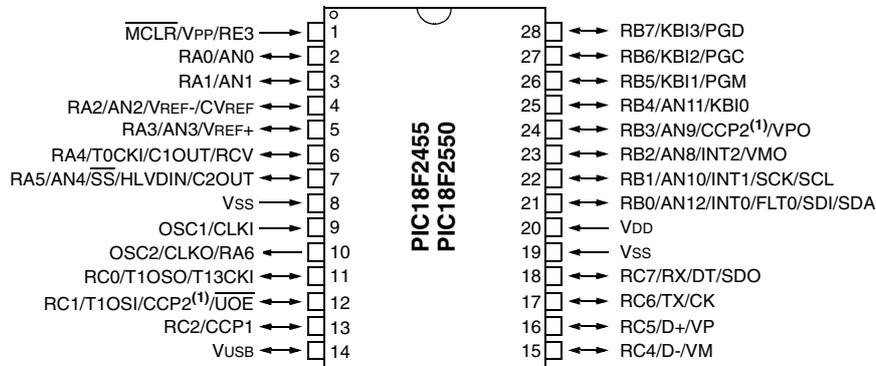
- C Compiler Optimized Architecture with optional Extended Instruction Set
- 100,000 Erase/Write Cycle Enhanced Flash Program Memory typical
- 1,000,000 Erase/Write Cycle Data EEPROM Memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-Programmable under Software Control
- Priority Levels for Interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
  - Programmable period from 41 ms to 131s
- Programmable Code Protection
- Single-Supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Optional dedicated ICD/ICSP port (44-pin devices only)
- Wide Operating Voltage Range (2.0V to 5.5V)

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I <sup>2</sup> C™			
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

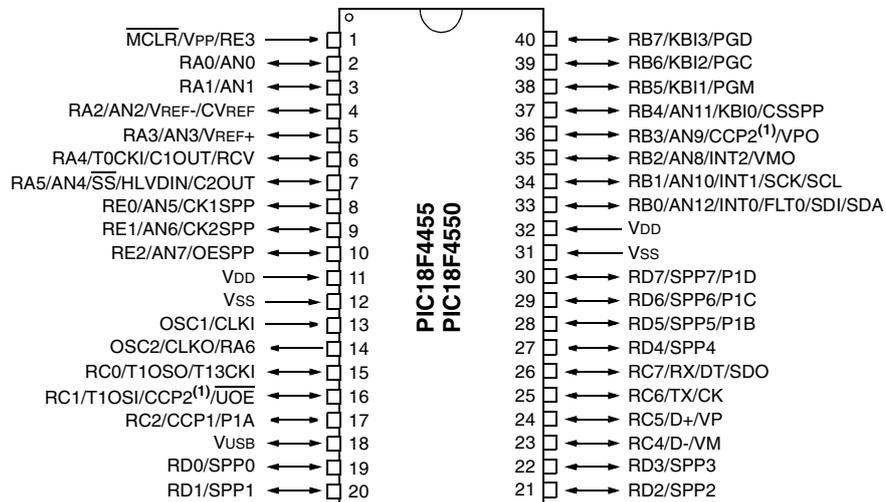
# PIC18F2455/2550/4455/4550

## Pin Diagrams

### 28-Pin PDIP, SOIC



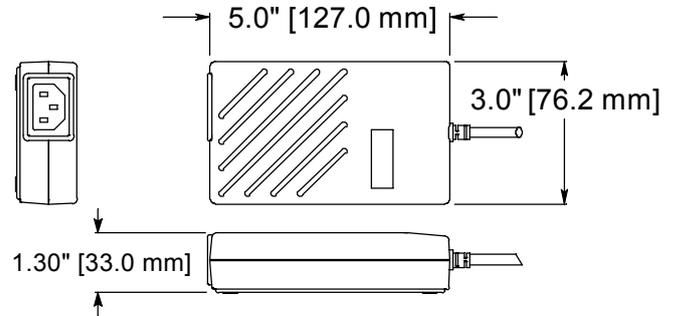
### 40-Pin PDIP



**Note 1:** RB3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.

# MW40F series

## 40 Watt Medical Grade AC Adapter



### Features

- Wide range AC input
- Fully regulated output
- High efficiency
- Medical grade approval
- Also available in white
- 5 year warranty
- RoHS Compliant
- CEC Compliant

### Environmental

- Operating temperature..... 0° C to 40° C
- Storage temperature..... -40° C to 85° C
- Weight = 0.8 lbs

### EMI/EMC

- Meets FCC class B, CISPR 11 class B
- EMC per EN60601-1-2

### Safety

- CSA C22.2 No. 60601.1-M90
- UL 60601-1, 2nd Edition
- cTUVus IEC 60601-1
- CE Marked EN60601-1-2:2001

### Input and Output Connections

- Input connector = IEC 60320 inlet plug
- Output connector = 760 Barrel type
- Output cable length = 6ft (+6"/-0")

### Polarity



### Electrical Specifications

#### Input

- Voltage..... 100 - 240 VAC
- Current..... 1.0 Amp @ 115 VAC
- Frequency..... 47 - 63 Hz
- Max. Earth leakage current:

Test Voltage	Normal	Single-fault
132 VAC 60 Hz	50 uA	80 uA
264 VAC 60 Hz	75 uA	135 uA

#### Output

- Total regulation..... <+/- 5%
- Set point accuracy..... <+/- 3% of rated output
- Hold up time..... >16 ms min at full load, 115 VAC
- Over voltage protection..... Built-in
- Over current protection..... Built-in
- Short circuit protection..... Pulsing mode, auto recovery
- Ripple/noise (V<sub>p-p</sub>)..... <1% (20MHz Bandwidth)

Model No.	Volt	Power	Current	Eff @ 115VAC (Typ)
MW4009-760F-NC-BK	9V	40W	4.4A	82%
MW4012-760F-NC-BK	12V	40W	3.3A	85%
MW4015-760F-NC-BK	15V	40W	2.7A	86%
MW4018-760F-NC-BK	18V	40W	2.2A	86%
MW4024-760F-NC-BK	24V	40W	1.67A	88%

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## CD4017BC • CD4022BC

### Decade Counter/Divider with 10 Decoded Outputs • Divide-by-8 Counter/Divider with 8 Decoded Outputs

#### General Description

The CD4017BC is a 5-stage divide-by-10 Johnson counter with 10 decoded outputs and a carry out bit.

The CD4022BC is a 4-stage divide-by-8 Johnson counter with 8 decoded outputs and a carry-out bit.

These counters are cleared to their zero count by a logical "1" on their reset line. These counters are advanced on the positive edge of the clock signal when the clock enable signal is in the logical "0" state.

The configuration of the CD4017BC and CD4022BC permits medium speed operation and assures a hazard free counting sequence. The 10/8 decoded outputs are normally in the logical "0" state and go to the logical "1" state only at their respective time slot. Each decoded output remains high for 1 full clock cycle. The carry-out signal completes a full cycle for every 10/8 clock input cycles and is used as a ripple carry signal to any succeeding stages.

#### Features

- Wide supply voltage range: 3.0V to 15V
- High noise immunity:  $0.45 V_{DD}$  (typ.)
- Low power Fan out of 2 driving 74L TTL compatibility: or 1 driving 74LS with 10V  $V_{DD}$
- Medium speed operation: 5.0 MHz (typ.) with 10V  $V_{DD}$
- Low power: 10  $\mu$ W (typ.)
- Fully static operation

#### Applications

- Automotive
- Instrumentation
- Medical electronics
- Alarm systems
- Industrial electronics
- Remote metering

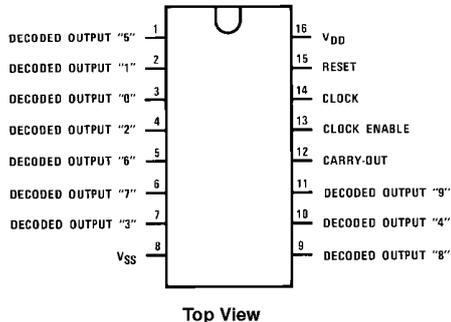
#### Ordering Code:

Order Number	Package Number	Package Description
CD4017BCM	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4017BCSJ	M16D	16-Lead Small Outline Package (SOP), EIAJ TYPE II, 5.3mm Wide
CD4017BCN	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide
CD4022BCM	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow
CD4022BCN	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide

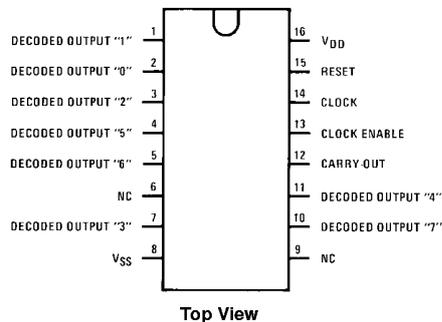
Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending the suffix letter "X" to the ordering code.

#### Connection Diagrams

Pin Assignments for DIP, SOIC and SOP  
CD4017B



Pin Assignments for DIP and SOIC  
CD4022B





### Absolute Maximum Ratings (Note 1)

(Note 2)

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	-0.5 $V_{DC}$ to +18 $V_{DC}$
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	-0.5 $V_{DC}$ to $V_{DD}$ +0.5 $V_{DC}$
Storage Temperature ( $T_S$ )	-65°C to +150°C
Power Dissipation ( $P_D$ )	
Dual-In-Line	700 mW
Small Outline	500 mW
Lead Temperature ( $T_L$ )	
(Soldering, 10 seconds)	260°C

### Recommended Operating Conditions (Note 2)

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	+3 $V_{DC}$ to +15 $V_{DC}$
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	0 to $V_{DD}$ $V_{DC}$
Operating Temperature Range ( $T_A$ )	-40°C to +85°C

**Note 1:** "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed, they are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of "Recommended Operating Conditions" and "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

**Note 2:**  $V_{SS} = 0V$  unless otherwise specified.

### DC Electrical Characteristics (Note 2)

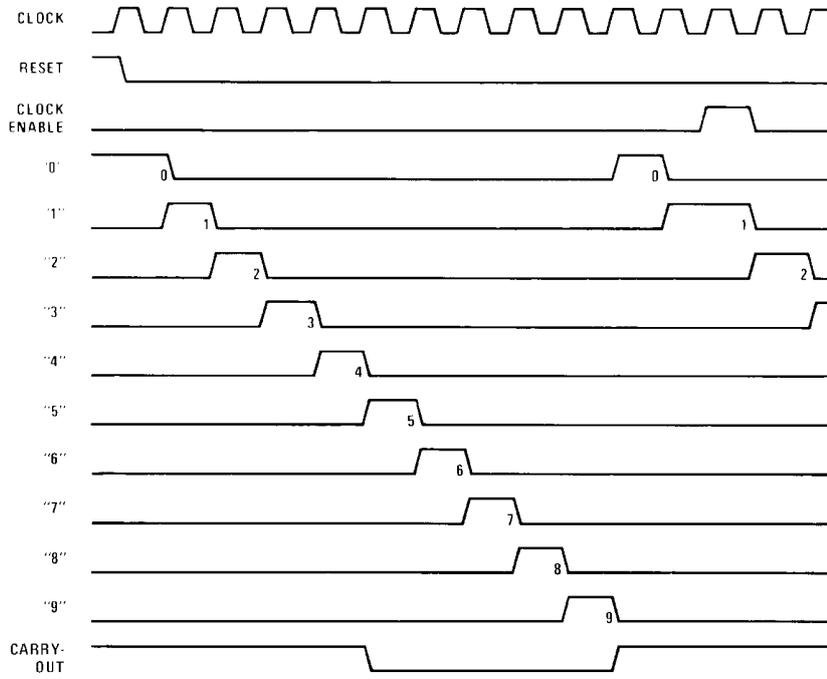
Symbol	Parameter	Conditions	-40°C		+25°			+85°C		Units
			Min	Max	Min	Typ	Max	Min	Max	
$I_{DD}$	Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5V$		20		0.5	20		150	$\mu A$
		$V_{DD} = 10V$		40		1.0	40		300	$\mu A$
		$V_{DD} = 15V$		80		5.0	80		600	$\mu A$
$V_{OL}$	LOW Level Output Voltage	$ I_{OL}  < 1.0 \mu A$								
		$V_{DD} = 5V$		0.05		0	0.05		0.05	V
		$V_{DD} = 10V$		0.05		0	0.05		0.05	V
		$V_{DD} = 15V$		0.05		0	0.05		0.05	V
$V_{OH}$	HIGH Level Output Voltage	$ I_{OL}  < 1.0 \mu A$								
		$V_{DD} = 5V$	4.95		4.95	5		4.95		V
		$V_{DD} = 10V$	9.95		9.95	10		9.95		V
		$V_{DD} = 15V$	14.95		14.95	15		14.95	V	
$V_{IL}$	LOW Level Input Voltage	$ I_{OL}  < 1.0 \mu A$								
		$V_{DD} = 5V, V_O = 0.5V$ or $4.5V$		1.5			1.5		1.5	V
		$V_{DD} = 10V, V_O = 1.0V$ or $9.0V$		3.0			3.0		3.0	V
		$V_{DD} = 15V, V_O = 1.5V$ or $13.5V$		4.0			4.0		4.0	V
$V_{IH}$	HIGH Level Input Voltage	$ I_{OL}  < 1.0 \mu A$								
		$V_{DD} = 5V, V_O = 0.5V$ or $4.5V$	3.5		3.5			3.5		V
		$V_{DD} = 10V, V_O = 1.0V$ or $9.0V$	7.0		7.0			7.0		V
		$V_{DD} = 15V, V_O = 1.5V$ or $13.5V$	11.0		11.0			11.0	V	
$I_{OL}$	LOW Level Output Current (Note 3)	$V_{DD} = 5V, V_O = 0.4V$	0.52		0.44	0.88		0.36		mA
		$V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V$	1.3		1.1	2.25		0.9		mA
		$V_{DD} = 15V, V_O = 1.5V$	3.6		3.0	8.8		2.4		mA
$I_{OH}$	HIGH Level Output Current (Note 3)	$V_{DD} = 5V, V_O = 4.6V$	-0.2		-0.16	-0.36		-0.12		mA
		$V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V$	-0.5		-0.4	-0.9		-0.3		mA
		$V_{DD} = 15V, V_O = 13.5V$	-1.4		-1.2	-3.5		-1.0		mA
$I_{IN}$	Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{IN} = 0V$		-0.3		$-10^{-5}$	-0.3		-1.0	$\mu A$
		$V_{DD} = 15V, V_{IN} = 15V$		0.3		$10^{-5}$	0.3		1.0	$\mu A$

**Note 3:**  $I_{OL}$  and  $I_{OH}$  are tested one output at a time.

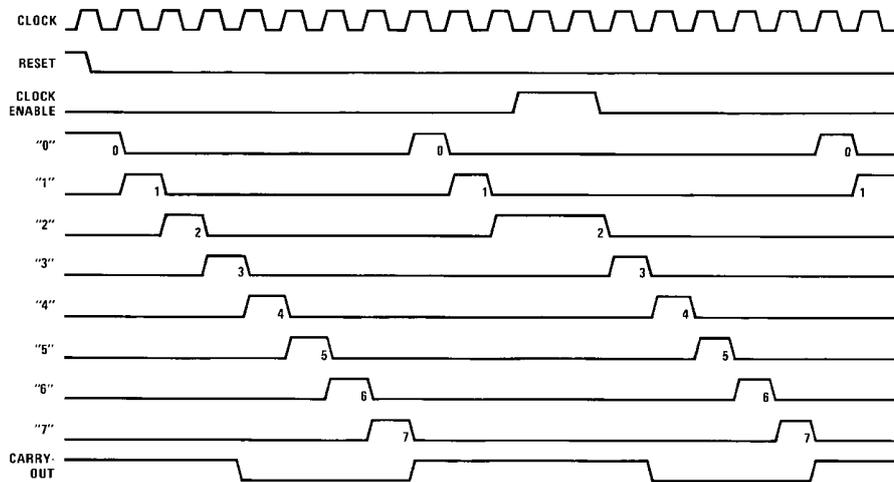
AC Electrical Characteristics (Note 4)						
T <sub>A</sub> = 25°C, C <sub>L</sub> = 50 pF, R <sub>L</sub> = 200k, t <sub>rCL</sub> and t <sub>fCL</sub> = 20 ns, unless otherwise specified						
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>CLOCK OPERATION</b>						
t <sub>PHL</sub> , t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Carry Out Line	V <sub>DD</sub> = 5V		415	800	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		160	320	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		130	250	ns
	Carry Out Line	V <sub>DD</sub> = 5V	C <sub>L</sub> = 15 pF	240	480	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		85	170	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		70	140	ns
	Decode Out Lines	V <sub>DD</sub> = 5V		500	1000	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		200	400	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		160	320	ns
t <sub>TLH</sub> , t <sub>THL</sub>	Transition Time Carry Out and Decode Out Lines	V <sub>DD</sub> = 5V		200	360	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		100	180	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		80	130	ns
	t <sub>THL</sub>	V <sub>DD</sub> = 5V		100	200	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		50	100	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		40	80	ns
f <sub>CL</sub>	Maximum Clock Frequency	V <sub>DD</sub> = 5V	Measured with Respect to Carry Output Line	1.0	2	MHz
		V <sub>DD</sub> = 10V		2.5	5	MHz
		V <sub>DD</sub> = 15V		3.0	6	MHz
t <sub>WL</sub> , t <sub>WH</sub>	Minimum Clock Pulse Width	V <sub>DD</sub> = 5V		125	250	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		45	90	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		35	70	ns
t <sub>rCL</sub> , t <sub>fCL</sub>	Clock Rise and Fall Time	V <sub>DD</sub> = 5V			20	μs
		V <sub>DD</sub> = 10V			15	μs
		V <sub>DD</sub> = 15V			5	μs
t <sub>SU</sub>	Minimum Clock Inhibit Data Setup Time	V <sub>DD</sub> = 5V		120	240	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		40	80	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		32	65	ns
C <sub>IN</sub>	Average Input Capacitance			5	7.5	pF
<b>Note 4:</b> AC Parameters are guaranteed by DC correlated testing.						
AC Electrical Characteristics (Note 4)						
T <sub>A</sub> = 25°C, C <sub>L</sub> = 50 pF, R <sub>L</sub> = 200k, t <sub>rCL</sub> and t <sub>fCL</sub> = 20 ns, unless otherwise specified						
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>RESET OPERATION</b>						
t <sub>PHL</sub> , t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Carry Out Line	V <sub>DD</sub> = 5V		415	800	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		160	320	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		130	250	ns
	Carry Out Line	V <sub>DD</sub> = 5V	C <sub>L</sub> = 15 pF	240	480	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		85	170	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		70	140	ns
	Decode Out Lines	V <sub>DD</sub> = 5V		500	1000	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		200	400	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		160	320	ns
t <sub>W</sub>	Minimum Reset Pulse Width	V <sub>DD</sub> = 5V		200	400	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		70	140	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		55	110	ns
t <sub>REM</sub>	Minimum Reset Removal Time	V <sub>DD</sub> = 5V		75	150	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		30	60	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		25	50	ns

Timing Diagrams

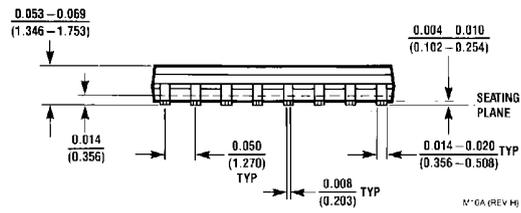
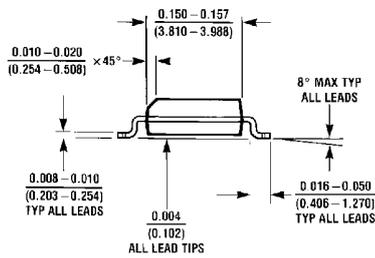
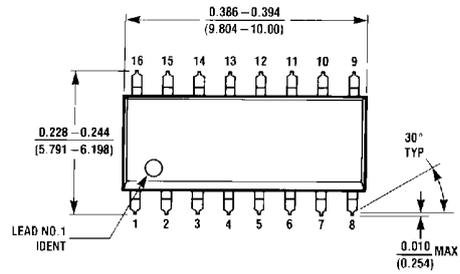
CD4017B



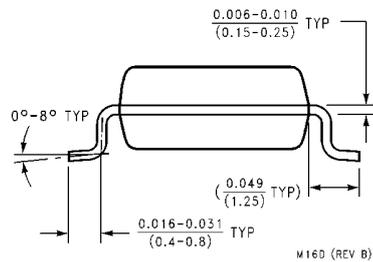
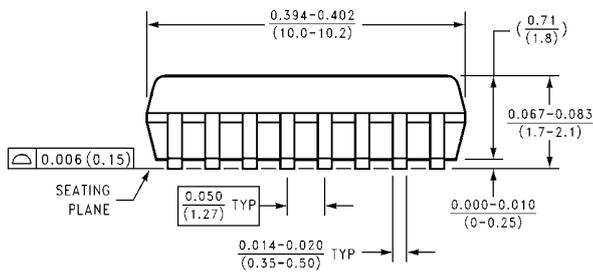
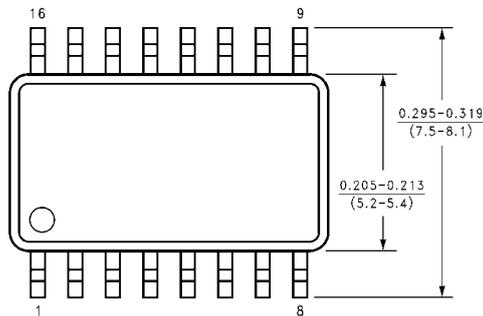
CD4022B



**Physical Dimensions** inches (millimeters) unless otherwise noted

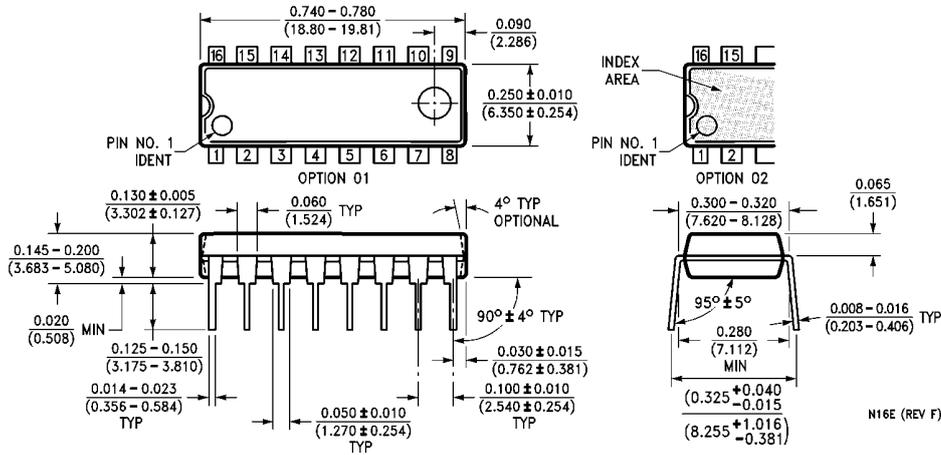


**16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150" Narrow  
Package Number M16A**



**16-Lead Small Outline Package (SOP), EIAJ TYPE II, 5.3mm Wide  
Package Number M16D**

**Physical Dimensions** inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



**16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-1, 0.300" Wide Package Number N16E**

**LIFE SUPPORT POLICY**

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component in any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

[www.fairchildsemi.com](http://www.fairchildsemi.com)

Fairchild does not assume any responsibility for use of any circuitry described, no circuit patent licenses are implied and Fairchild reserves the right at any time without notice to change said circuitry and specifications.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## CD4511BC BCD-to-7 Segment Latch/Decoder/Driver

### General Description

The CD4511BC BCD-to-seven segment latch/decoder/driver is constructed with complementary MOS (CMOS) enhancement mode devices and NPN bipolar output drivers in a single monolithic structure. The circuit provides the functions of a 4-bit storage latch, an 8421 BCD-to-seven segment decoder, and an output drive capability. Lamp test (LT), blanking (BI), and latch enable (LE) inputs are used to test the display, to turn-off or pulse modulate the brightness of the display, and to store a BCD code, respectively. It can be used with seven-segment light emitting diodes (LED), incandescent, fluorescent, gas discharge, or liquid crystal readouts either directly or indirectly.

Applications include instrument (e.g., counter, DVM, etc.) display driver, computer/calculator display driver, cockpit display driver, and various clock, watch, and timer uses.

### Features

- Low logic circuit power dissipation
- High current sourcing outputs (up to 25 mA)
- Latch storage of code
- Blanking input
- Lamp test provision
- Readout blanking on all illegal input combinations
- Lamp intensity modulation capability
- Time share (multiplexing) facility
- Equivalent to Motorola MC14511

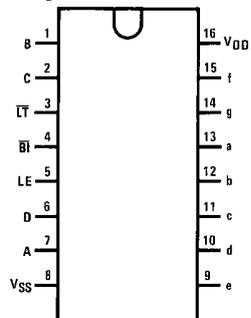
### Ordering Code:

Order Number	Package Number	Package Description
CD4511BCWM	M16B	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-013, 0.300" Wide
CD4511BCN	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300" Wide

Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending suffix letter "X" to the ordering code.

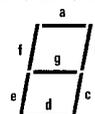
### Connection Diagrams

Pin Assignments for SOIC and DIP



Top View

Segment Identification



**Truth Table**

Inputs							Outputs							
LE	$\overline{BI}$	$\overline{LT}$	D	C	B	A	a	b	c	d	e	f	g	Display
X	X	0	X	X	X	X	1	1	1	1	1	1	1	B
X	0	1	X	X	X	X	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
0	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1
0	1	1	0	0	1	0	1	1	0	1	1	0	1	2
0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	1	3
0	1	1	0	1	0	0	0	1	1	0	0	1	1	4
0	1	1	0	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	5
0	1	1	0	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	6
0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	7
0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	8
0	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	9
0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	
0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	
1	1	1	X	X	X	X				*				*

X = Don't Care  
 \*Depends upon the BCD code applied during the 0 to 1 transition of LE.

**Display**



**Absolute Maximum Ratings**(Note 1)

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	-0.5V to +18V
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	-0.5V to $V_{DD}+0.5V$
Storage Temperature Range ( $T_S$ )	-65°C to +150°C
Power Dissipation ( $P_D$ )	
Dual-In-Line	700 mW
Small Outline	500 mW
Lead Temperature ( $T_L$ )	
(Soldering, 10 seconds)	260°C

**Recommended Operating Conditions**

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	3V to 15V
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	0V to $V_{DD}$
Operating Temperature Range ( $T_A$ )	-40°C to +85°C

Note 1: Devices should not be connected with power on.

**DC Electrical Characteristics**

Symbol	Parameter	Conditions	-40°C		+25°C			+85°C		Units
			Min	Max	Min	Typ	Max	Min	Max	
$I_{DD}$	Quiescent Supply Current	$V_{DD} = 5V$		20			20		150	$\mu A$
		$V_{DD} = 10V$		40			40		300	$\mu A$
		$V_{DD} = 15V$		80			80		600	$\mu A$
$V_{OL}$	Output Voltage Logical "0" Level	$V_{DD} = 5V$		0.01		0	0.01		0.05	V
		$V_{DD} = 10V$		0.01		0	0.01		0.05	V
		$V_{DD} = 15V$		0.01		0	0.01		0.05	V
$V_{OH}$	Output Voltage Logical "1" Level	$V_{DD} = 5V$	4.1		4.1	4.57		4.1		V
		$V_{DD} = 10V$	9.1		9.1	9.58		9.1		V
		$V_{DD} = 15V$	14.1		14.1	14.59		14.1		V
$V_{IL}$	LOW Level Input Voltage	$V_{DD} = 5V, V_{OUT} = 3.8V$ or 0.5V		1.5		2	1.5		1.5	V
		$V_{DD} = 10V, V_{OUT} = 8.8V$ or 1.0V		3.0		4	3.0		3.0	V
		$V_{DD} = 15V, V_{OUT} = 13.8V$ or 1.5V		4.0		6	4.0		4.0	V
$V_{IH}$	HIGH Level Input Voltage	$V_{DD} = 5V, V_{OUT} = 0.5V$ or 3.8V	3.5		3.5	3		3.5		V
		$V_{DD} = 10V, V_{OUT} = 1.0V$ or 8.8V	7.0		7.0	6		7.0		V
		$V_{DD} = 15V, V_{OUT} = 1.5V$ or 13.8V	11.0		11.0	9		11.0		V
$V_{OH}$	Output (Source) Drive Voltage	$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 0$ mA	4.1		4.1	4.57		4.1		V
		$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 5$ mA				4.24				V
		$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 10$ mA	3.6		3.6	4.12		3.3		V
		$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 15$ mA				3.94				V
		$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 20$ mA	2.8		2.8	3.75		2.5		V
		$V_{DD} = 5V, I_{OH} = 25$ mA				3.54				V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 0$ mA	9.1		9.1	9.58		9.1		V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 5$ mA				9.26				V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 10$ mA	8.75		8.75	9.17		8.45		V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 15$ mA				9.04				V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 20$ mA	8.1		8.1	8.9		7.8		V
		$V_{DD} = 10V, I_{OH} = 25$ mA				8.75				V
		$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 0$ mA	14.1		14.1	14.59		14.1		V
		$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 5$ mA				14.27				V
		$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 10$ mA	13.75		13.75	14.18		13.45		V
$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 15$ mA				14.07				V		
$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 20$ mA	13.1		13.1	13.95		12.8		V		
$V_{DD} = 15V, I_{OH} = 25$ mA				13.8				V		
$I_{OL}$	LOW Level Output Current	$V_{DD} = 5V, V_{OL} = 0.4V$	0.52		0.44	0.88		0.36		mA
		$V_{DD} = 10V, V_{OL} = 0.5V$	1.3		1.1	2.25		0.9		mA
		$V_{DD} = 15V, V_{OL} = 1.5V$	3.6		3.0	8.8		2.4		mA
$I_{IN}$	Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{IN} = 0V$		-0.30		-10 <sup>-5</sup>	-0.30		-1.0	$\mu A$
		$V_{DD} = 15V, V_{IN} = 15V$		0.30		10 <sup>-5</sup>	0.30		1.0	$\mu A$

**AC Electrical Characteristics** (Note 2)T<sub>A</sub> = 25°C and C<sub>L</sub> = 50 pF, typical temperature coefficient for all values of V<sub>DD</sub> = 0.3%/°C

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
C <sub>IN</sub>	Input Capacitance	V <sub>IN</sub> = 0		5.0	7.5	pF
t <sub>r</sub>	Output Rise Time (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		40	80	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		30	60	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		25	50	ns
t <sub>f</sub>	Output Fall Time (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		125	250	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		75	150	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		65	130	ns
t <sub>PLH</sub>	Turn-Off Delay Time (Data) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		640	1280	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		250	500	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		175	350	ns
t <sub>PHL</sub>	Turn-On Delay Time (Data) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		720	1440	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		290	580	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		195	400	ns
t <sub>PLH</sub>	Turn-Off Delay Time (Blank) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		320	640	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		130	260	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		100	200	ns
t <sub>PHL</sub>	Turn-On Delay Time (Blank) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		485	970	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		200	400	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		160	320	ns
t <sub>PLH</sub>	Turn-Off Delay Time (Lamp Test) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		313	625	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		125	250	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		90	180	ns
t <sub>PHL</sub>	Turn-On Delay Time (Lamp Test) (Figure 1a)	V <sub>DD</sub> = 5V		313	625	ns
		V <sub>DD</sub> = 10V		125	250	ns
		V <sub>DD</sub> = 15V		90	180	ns
t <sub>SETUP</sub>	Setup Time (Figure 1b)	V <sub>DD</sub> = 5V	180	90		ns
		V <sub>DD</sub> = 10V	76	38		ns
		V <sub>DD</sub> = 15V	40	20		ns
t <sub>HOLD</sub>	Hold Time (Figure 1b)	V <sub>DD</sub> = 5V	0	-90		ns
		V <sub>DD</sub> = 10V	0	-38		ns
		V <sub>DD</sub> = 15V	0	-20		ns
PW <sub>LE</sub>	Minimum Latch Enable Pulse Width (Figure 1c)	V <sub>DD</sub> = 5V	520	260		ns
		V <sub>DD</sub> = 10V	220	110		ns
		V <sub>DD</sub> = 15V	130	65		ns

**Note 2:** AC Parameters are guaranteed by DC correlated testing.

Switching Time Waveforms

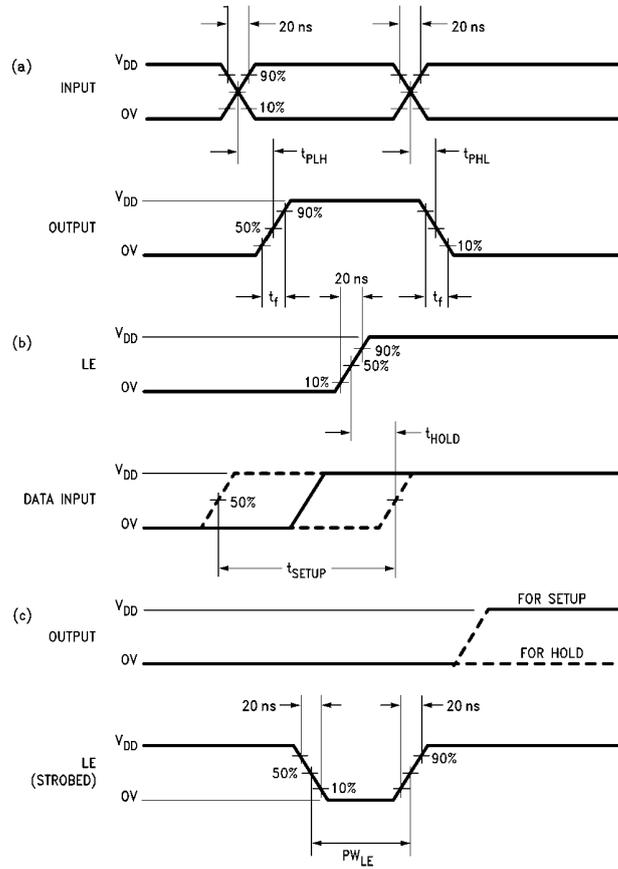
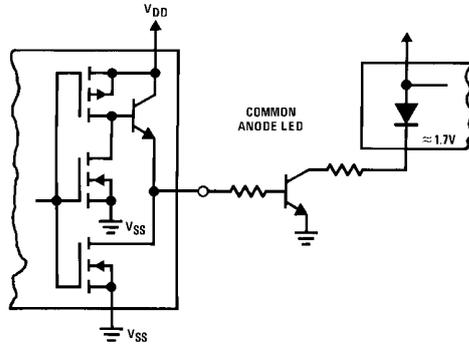
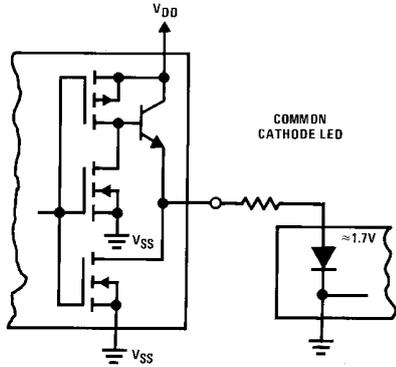


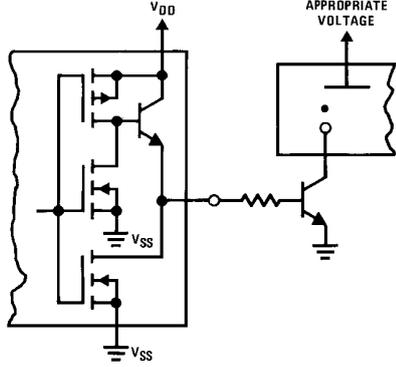
FIGURE 1.

Typical Applications

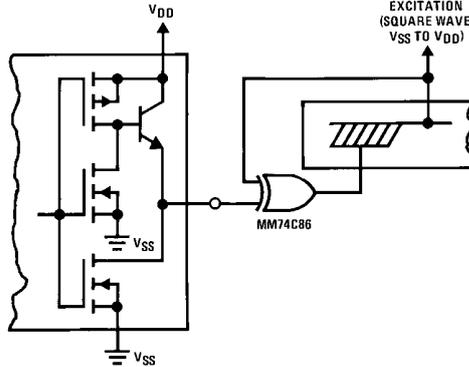
Light Emitting Diode (LED) Readout



Gas Discharge Readout

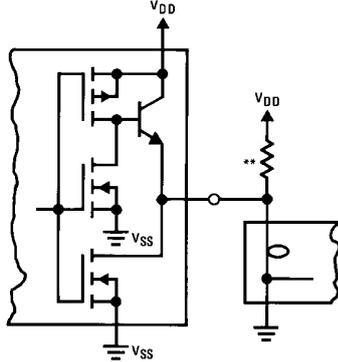


Liquid Crystal (LC) Readout

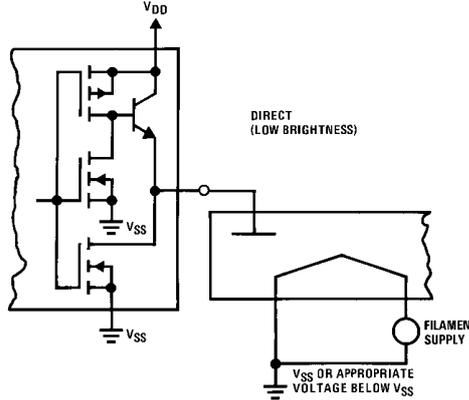


Direct DC drive of LC's not recommended for life of LC readouts.

Incandescent Readout

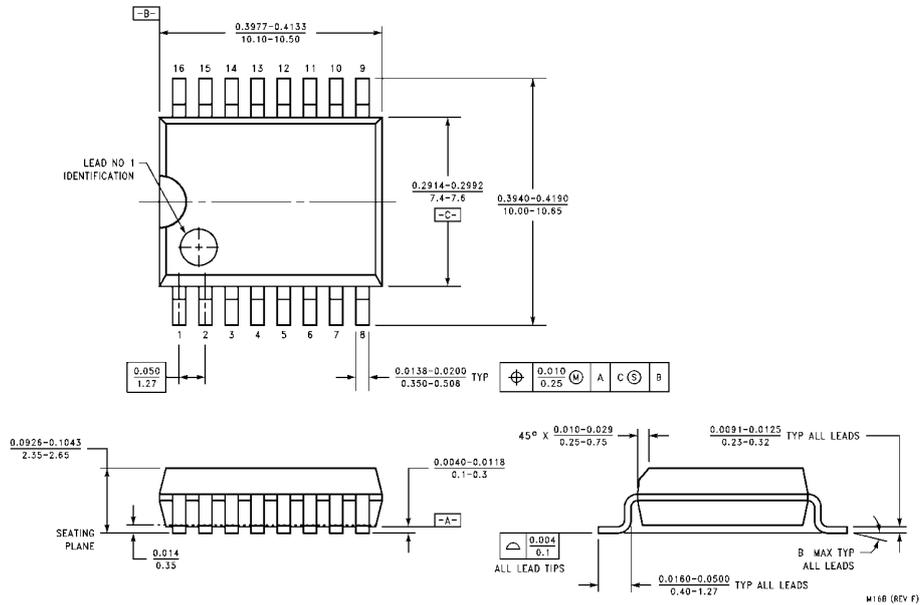


Fluorescent Readout

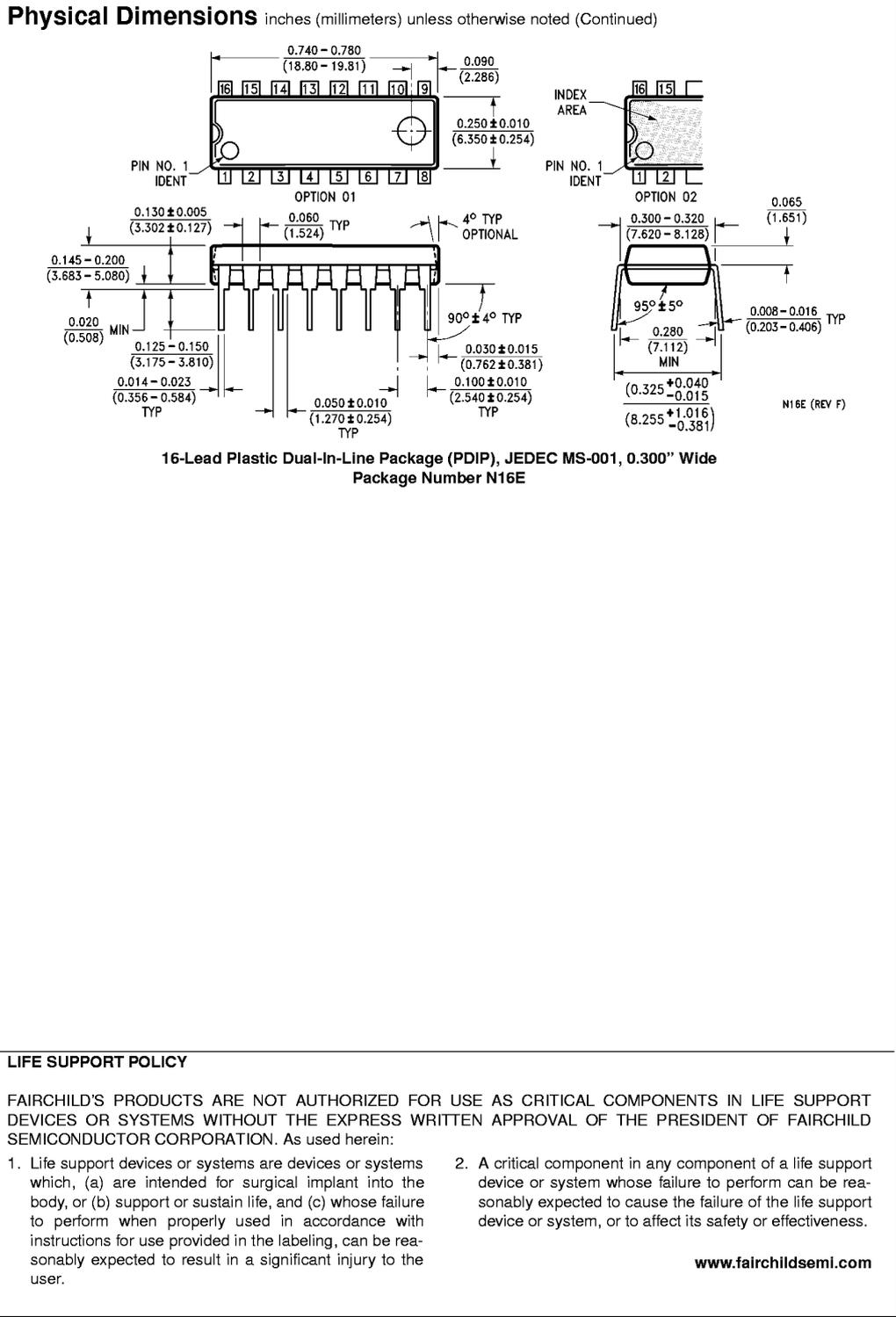


\*\*A filament pre-warm resistor is recommended to reduce filament thermal shock and increase the effective cold resistance of the filament.

**Physical Dimensions** inches (millimeters) unless otherwise noted



**16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-013, 0.300" Wide  
Package Number M16B**



**LIFE SUPPORT POLICY**

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component in any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

[www.fairchildsemi.com](http://www.fairchildsemi.com)

Fairchild does not assume any responsibility for use of any circuitry described, no circuit patent licenses are implied and Fairchild reserves the right at any time without notice to change said circuitry and specifications.

## FEATURES

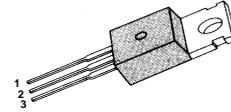
- Avalanche Rugged Technology
- Rugged Gate Oxide Technology
- Lower Input Capacitance
- Improved Gate Charge
- Extended Safe Operating Area
- Lower Leakage Current : -10  $\mu$ A (Max.) @  $V_{DS} = -200V$
- Low  $R_{DS(ON)}$  : 0.581  $\Omega$  (Typ.)

$$BV_{DSS} = -200 V$$

$$R_{DS(on)} = 0.8 \Omega$$

$$I_D = -6.5 A$$

### TO-220



1. Gate 2. Drain 3. Source

## Absolute Maximum Ratings

Symbol	Characteristic	Value	Units
$V_{DSS}$	Drain-to-Source Voltage	-200	V
$I_D$	Continuous Drain Current ( $T_C=25^\circ C$ )	-6.5	A
	Continuous Drain Current ( $T_C=100^\circ C$ )	-4.0	
$I_{DM}$	Drain Current-Pulsed ①	-26	A
$V_{GS}$	Gate-to-Source Voltage	$\pm 30$	V
$E_{AS}$	Single Pulsed Avalanche Energy ②	563	mJ
$I_{AR}$	Avalanche Current ①	-6.5	A
$E_{AR}$	Repetitive Avalanche Energy ①	7.0	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt ③	-5.0	V/ns
$P_D$	Total Power Dissipation ( $T_C=25^\circ C$ )	70	W
	Linear Derating Factor	0.56	
$T_J, T_{STG}$	Operating Junction and Storage Temperature Range	- 55 to +150	$^\circ C$
$T_L$	Maximum Lead Temp. for Soldering Purposes, 1/8 " from case for 5-seconds	300	

## Thermal Resistance

Symbol	Characteristic	Typ.	Max.	Units
$R_{\theta JC}$	Junction-to-Case	--	1.79	$^\circ C/W$
$R_{\theta CS}$	Case-to-Sink	0.5	--	
$R_{\theta JA}$	Junction-to-Ambient	--	62.5	

### Electrical Characteristics ( $T_C=25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

Symbol	Characteristic	Min.	Typ.	Max.	Units	Test Condition
$BV_{DSS}$	Drain-Source Breakdown Voltage	-200	--	--	V	$V_{GS}=0V, I_D=-250\mu A$
$\Delta BV/\Delta T_J$	Breakdown Voltage Temp. Coeff.	--	-0.17	--	V/ $^\circ\text{C}$	$I_D=-250\mu A$ <b>See Fig 7</b>
$V_{GS(th)}$	Gate Threshold Voltage	-2.0	--	-4.0	V	$V_{DS}=-5V, I_D=-250\mu A$
$I_{GSS}$	Gate-Source Leakage, Forward	--	--	-100	nA	$V_{GS}=-30V$
	Gate-Source Leakage, Reverse	--	--	100		$V_{GS}=30V$
$I_{DSS}$	Drain-to-Source Leakage Current	--	--	-10	$\mu A$	$V_{DS}=-200V$
		--	--	-100		$V_{DS}=-160V, T_C=125^\circ\text{C}$
$R_{DS(on)}$	Static Drain-Source On-State Resistance	--	--	0.8	$\Omega$	$V_{GS}=-10V, I_D=-3.3A$ ④
$g_{fs}$	Forward Transconductance	--	4.2	--	$\Omega$	$V_{DS}=-40V, I_D=-3.3A$ ④
$C_{iss}$	Input Capacitance	--	740	965	pF	$V_{GS}=0V, V_{DS}=-25V, f=1\text{MHz}$ <b>See Fig 5</b>
$C_{oss}$	Output Capacitance	--	125	185		
$C_{rss}$	Reverse Transfer Capacitance	--	49	75		
$t_{d(on)}$	Turn-On Delay Time	--	14	35	ns	$V_{DD}=-100V, I_D=-6.5A,$ $R_G=12\Omega$ <b>See Fig 13</b> ④ ⑤
$t_r$	Rise Time	--	22	55		
$t_{d(off)}$	Turn-Off Delay Time	--	41	90		
$t_f$	Fall Time	--	17	45		
$Q_g$	Total Gate Charge	--	29	36	nC	$V_{DS}=-160V, V_{GS}=-10V,$ $I_D=-6.5A$ <b>See Fig 6 &amp; Fig 12</b> ④ ⑤
$Q_{gs}$	Gate-Source Charge	--	5.8	--		
$Q_{gd}$	Gate-Drain( " Miller " ) Charge	--	13.6	--		

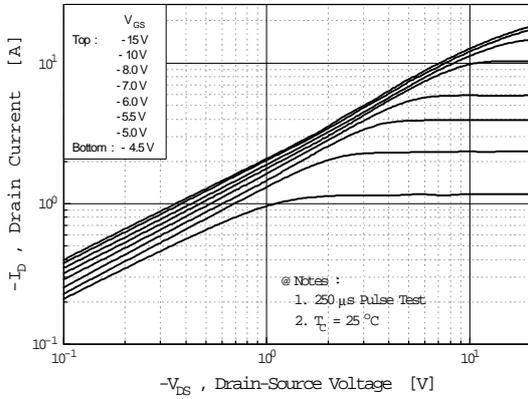
### Source-Drain Diode Ratings and Characteristics

Symbol	Characteristic	Min.	Typ.	Max.	Units	Test Condition
$I_S$	Continuous Source Current	--	--	-6.5	A	Integral reverse pn-diode in the MOSFET
$I_{SM}$	Pulsed-Source Current ①	--	--	-26		
$V_{SD}$	Diode Forward Voltage ④	--	--	-5.0	V	$T_J=25^\circ\text{C}, I_S=-6.5A, V_{GS}=0V$
$t_{rr}$	Reverse Recovery Time	--	160	--	ns	$T_J=25^\circ\text{C}, I_F=-6.5A$
$Q_{rr}$	Reverse Recovery Charge	--	0.96	--	$\mu\text{C}$	$di_F/dt=100A/\mu\text{s}$ ④

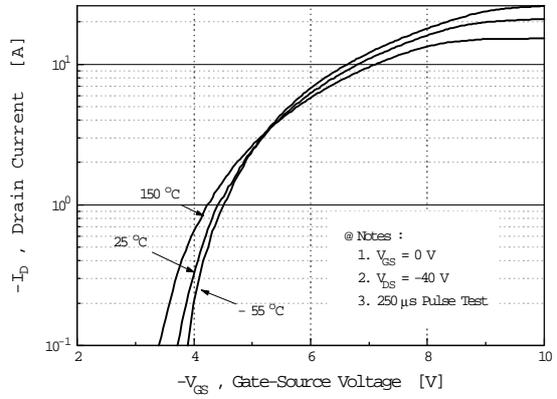
#### Notes ;

- ① Repetitive Rating : Pulse Width Limited by Maximum Junction Temperature
- ②  $L=20\text{mH}, I_{AS}=-6.5A, V_{DD}=-50V, R_G=27\Omega^*,$  Starting  $T_J=25^\circ\text{C}$
- ③  $I_{SD} \leq 6.5A, di/dt \leq 400A/\mu\text{s}, V_{DD} \leq BV_{DSS},$  Starting  $T_J=25^\circ\text{C}$
- ④ Pulse Test : Pulse Width = 250  $\mu\text{s}$ , Duty Cycle  $\leq 2\%$
- ⑤ Essentially Independent of Operating Temperature

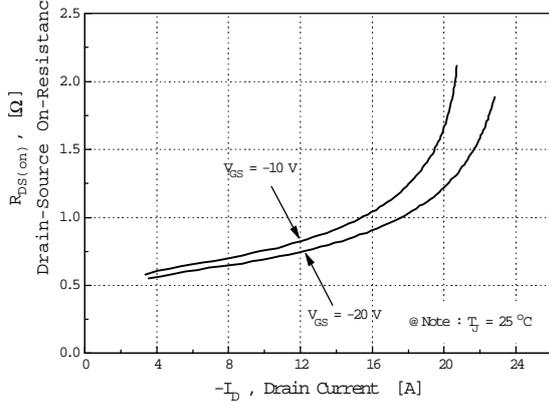
**Fig 1. Output Characteristics**



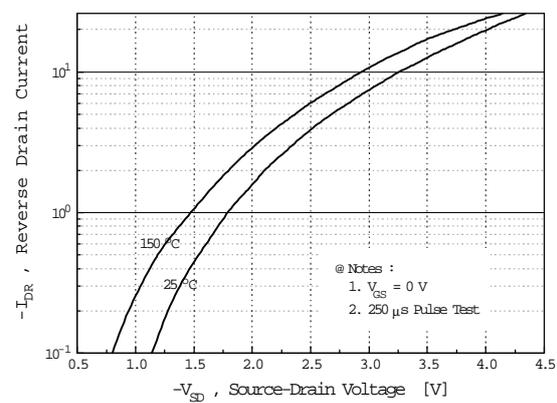
**Fig 2. Transfer Characteristics**



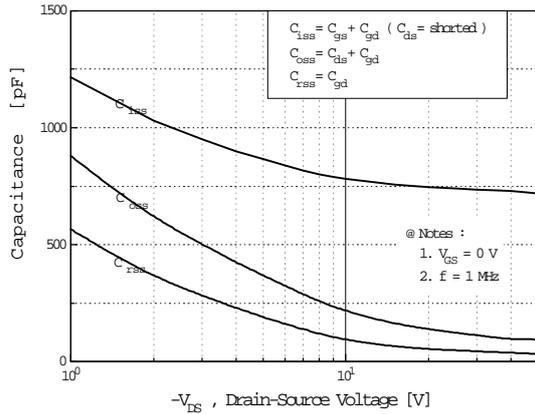
**Fig 3. On-Resistance vs. Drain Current**



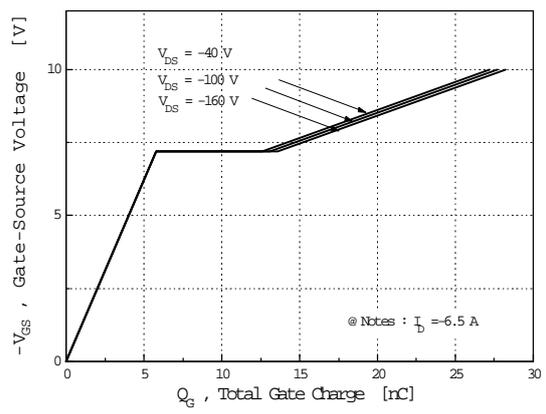
**Fig 4. Source-Drain Diode Forward Voltage**

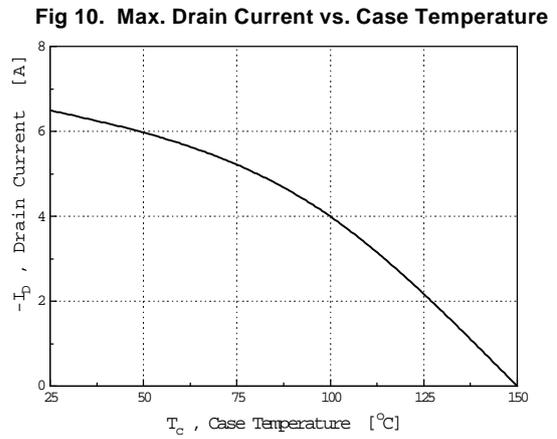
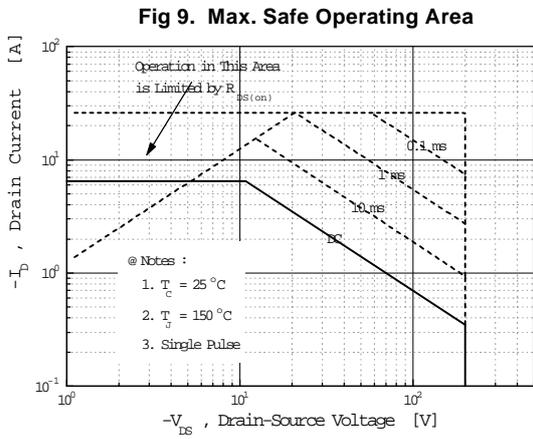
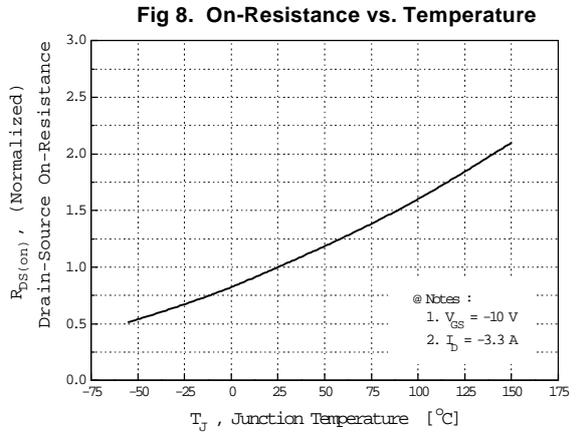
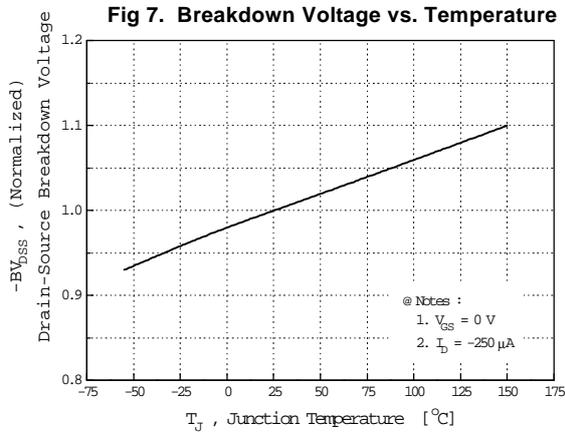


**Fig 5. Capacitance vs. Drain-Source Voltage**



**Fig 6. Gate Charge vs. Gate-Source Voltage**





**Fig 11. Thermal Response**

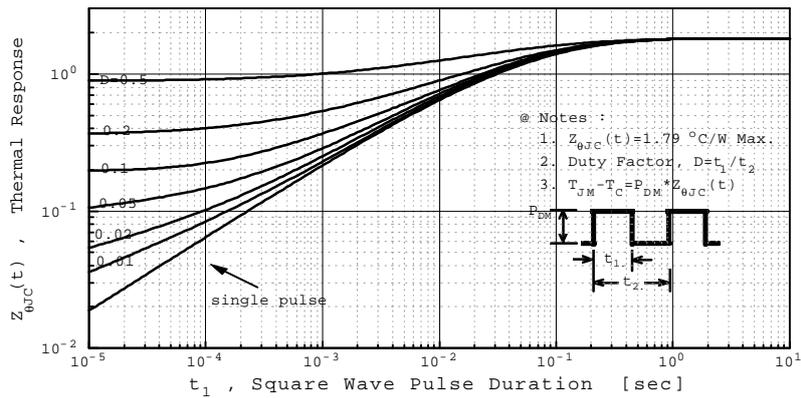


Fig 12. Gate Charge Test Circuit & Waveform

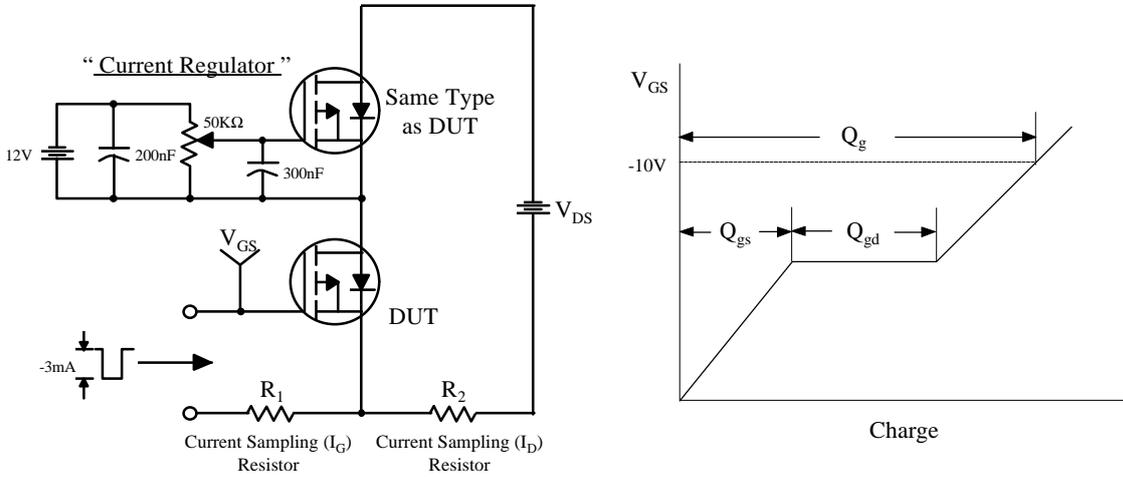


Fig 13. Resistive Switching Test Circuit & Waveforms

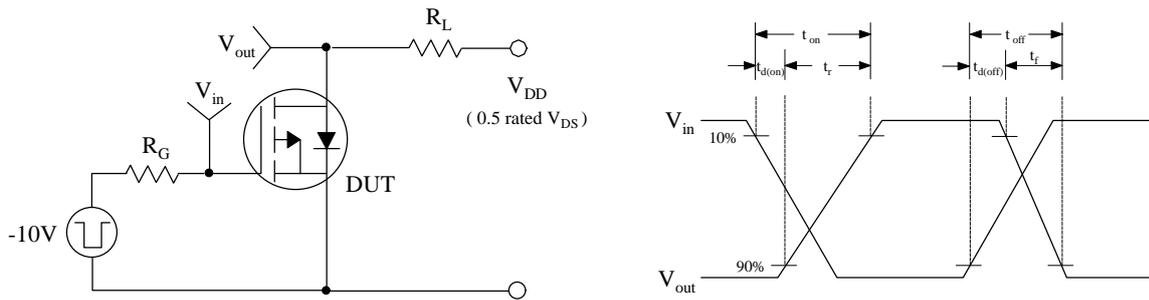


Fig 14. Unclamped Inductive Switching Test Circuit & Waveforms

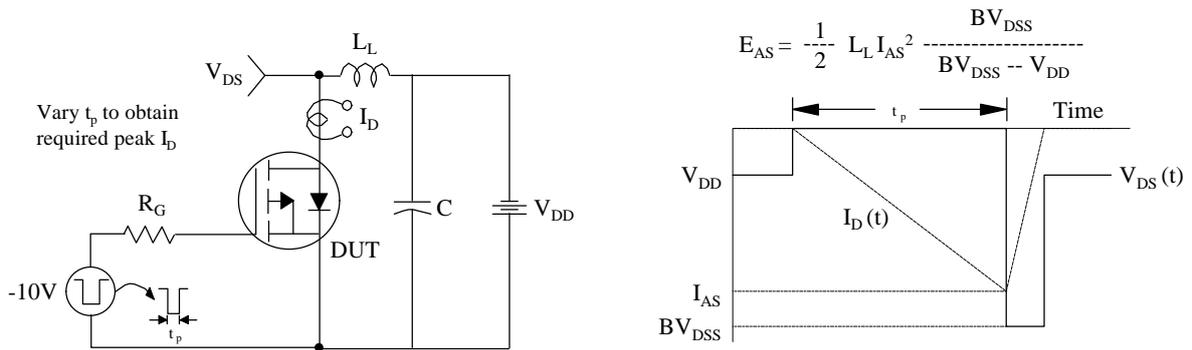
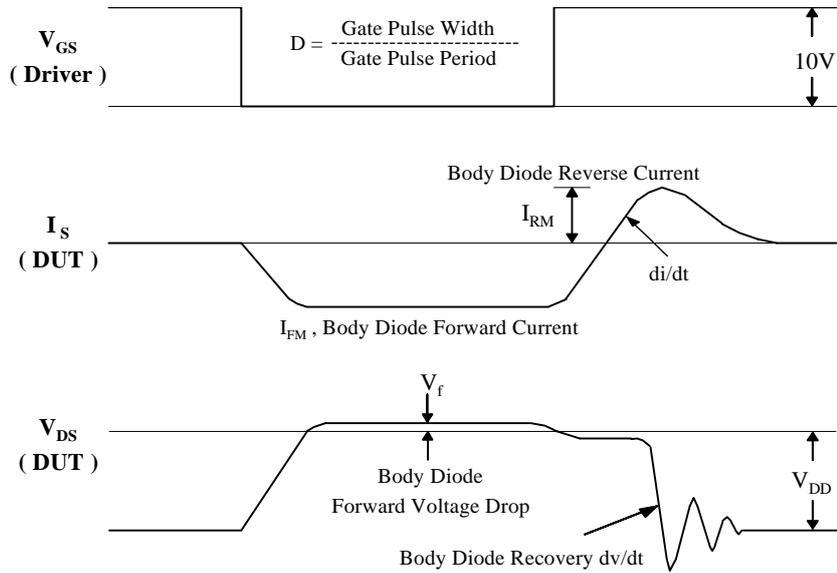
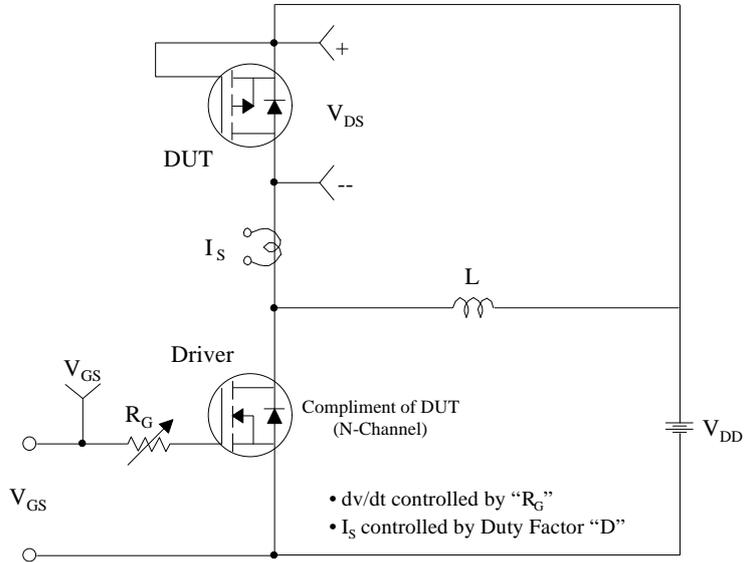


Fig 15. Peak Diode Recovery dv/dt Test Circuit & Waveforms



## TRADEMARKS

The following are registered and unregistered trademarks Fairchild Semiconductor owns or is authorized to use and is not intended to be an exhaustive list of all such trademarks.

ACE <sub>x</sub> <sup>TM</sup>	ISOPLANAR <sup>TM</sup>	UHC <sup>TM</sup>
CoolFET <sup>TM</sup>	MICROWIRE <sup>TM</sup>	VCX <sup>TM</sup>
CROSSVOLT <sup>TM</sup>	POP <sup>TM</sup>	
E <sup>2</sup> CMOS <sup>TM</sup>	PowerTrench <sup>TM</sup>	
FACT <sup>TM</sup>	QST <sup>TM</sup>	
FACT Quiet Series <sup>TM</sup>	Quiet Series <sup>TM</sup>	
FAST <sup>®</sup>	SuperSOT <sup>TM</sup> -3	
FAST <sub>r</sub> <sup>TM</sup>	SuperSOT <sup>TM</sup> -6	
GTO <sup>TM</sup>	SuperSOT <sup>TM</sup> -8	
HiSeC <sup>TM</sup>	TinyLogic <sup>TM</sup>	

## DISCLAIMER

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.

## LIFE SUPPORT POLICY

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, or (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in significant injury to the user.
2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

## PRODUCT STATUS DEFINITIONS

### Definition of Terms

Datasheet Identification	Product Status	Definition
Advance Information	Formative or In Design	This datasheet contains the design specifications for product development. Specifications may change in any manner without notice.
Preliminary	First Production	This datasheet contains preliminary data, and supplementary data will be published at a later date. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
No Identification Needed	Full Production	This datasheet contains final specifications. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
Obsolete	Not In Production	This datasheet contains specifications on a product that has been discontinued by Fairchild semiconductor. The datasheet is printed for reference information only.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.



## Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (ucd) [1] @ 10mA		Description
			Min.	Typ.	
SC56-11EWA	HIGH EFFICIENCY RED(GaAsP/GaP)	WHITE DIFFUSED	1200	6400	Common Cathode, Rt. Hand Decimal.

Note:

1. Luminous intensity / luminous flux: +/-15%.

## Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
$\lambda_{peak}$	Peak Wavelength	High Efficiency Red	627		nm	IF=20mA
$\lambda_D$ [1]	Dominant Wavelength	High Efficiency Red	625		nm	IF=20mA
$\Delta\lambda_{1/2}$	Spectral Line Half-width	High Efficiency Red	45		nm	IF=20mA
C	Capacitance	High Efficiency Red	15		pF	VF=0V;f=1MHz
VF [2]	Forward Voltage	High Efficiency Red	2.0	2.5	V	IF=20mA
IR	Reverse Current	High Efficiency Red		10	uA	VR = 5V

Notes:

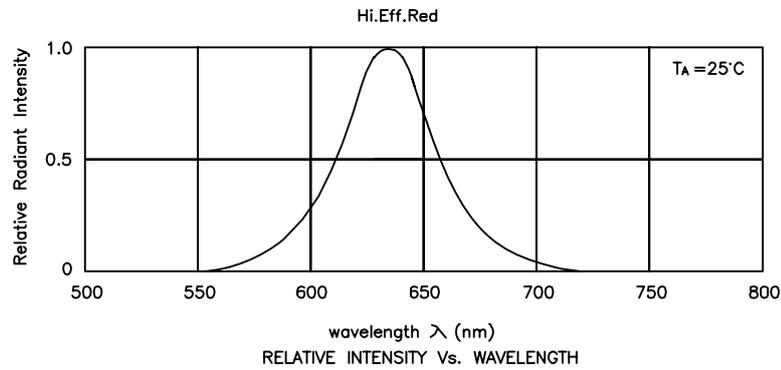
1. Wavelength: +/-1nm.
2. Forward Voltage: +/-0.1V.

## Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	High Efficiency Red	Units
Power dissipation	105	mW
DC Forward Current	30	mA
Peak Forward Current [1]	160	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 3 Seconds	

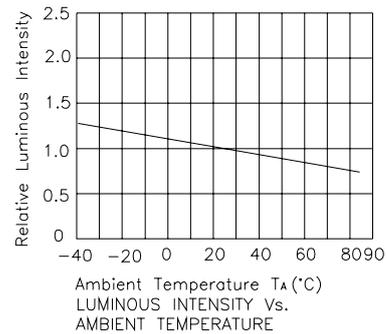
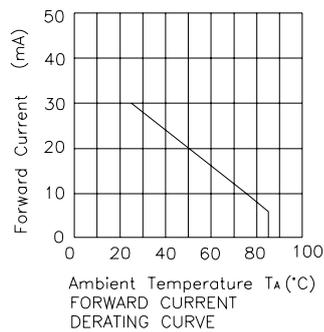
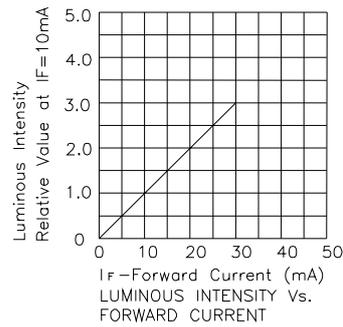
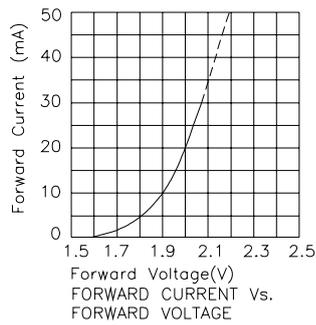
Notes:

1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
2. 2mm below package base.



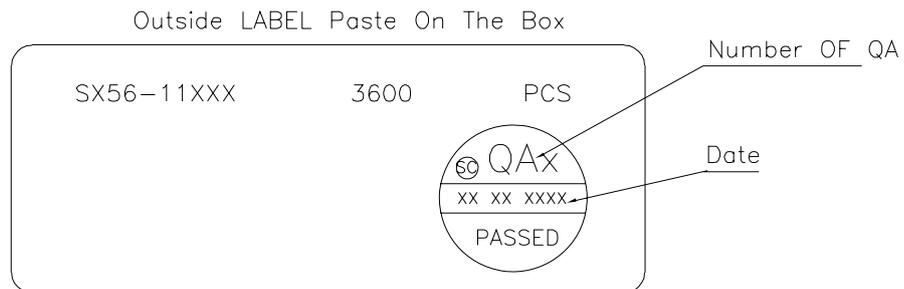
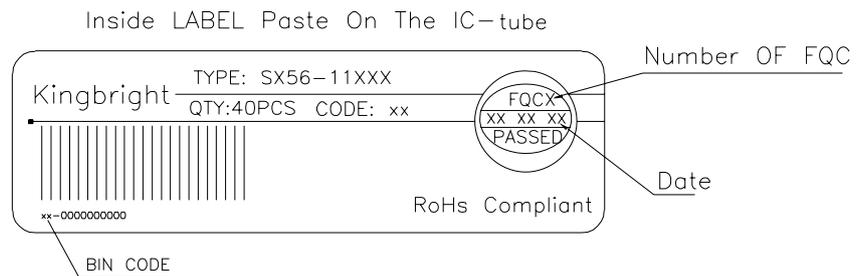
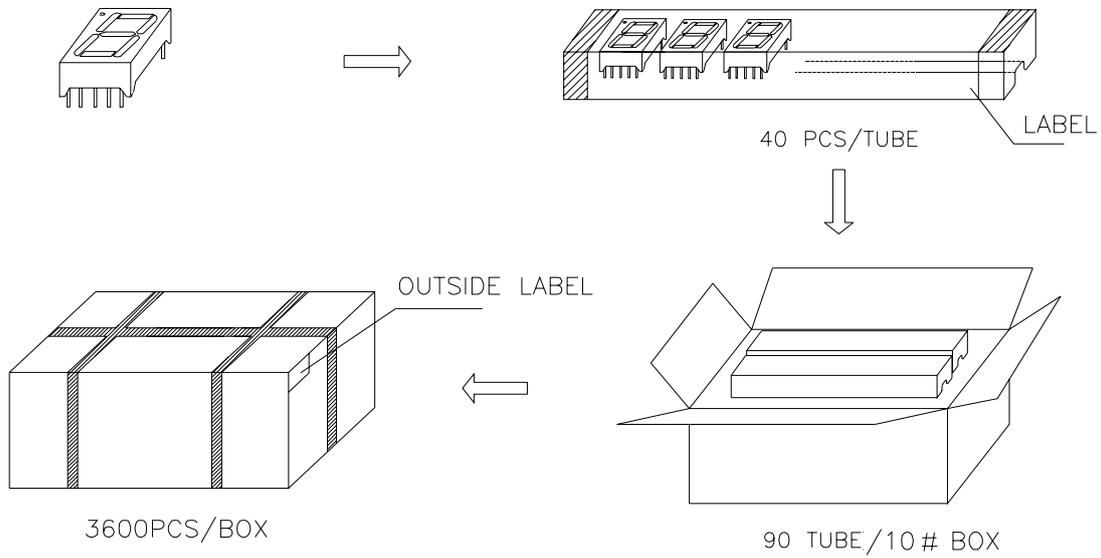
## High Efficiency Red

## SC56-11EWA



## PACKING & LABEL SPECIFICATIONS

## SC56-11EWA



# Apéndice B

## Código fuente del microcontrolador

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

```

//-----
// Inclusión de librerías.
//-----
#include <pl8f4550.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>
#include <pwm.h>
#include <adc.h>
#include <delays.h>
#include <portb.h>
#include <timers.h>
#include "7seg.h"
#include "buzzer.h"
//-----

//-----
// Directivas de configuración.
//-----
#pragma config WDT = OFF           // Iniciamos con Watchdog deshabilitado.
#pragma config WDTPS = 64         // Timeout de 256 ms.
#pragma config FOSC = HS          // Cristal de 20 MHz.
//-----

//-----
// Definición de constantes
//-----
#define MAJOR          1           // Versión: MAJOR.MINOR.BUILD
#define MINOR          3           //
#define BUILD          5           //
#define OFFSET_PRESION 26         // (0 cmH2O = 26)
//-----

//-----
// Declaración de variables
//-----
unsigned long presion, flujo;
unsigned long i;
unsigned int dc_pwm = 1023;       // Ciclo de trabajo del PWM para la bomba.
//-----

//-----
// Inicializa las variables y perifericos.
//-----
void inicializacion(void);
void inicializacion(void)
{
    OpenADC(ADC_FOSC_8 &          // Inicializamos el conversor A/D.
            ADC_RIGHT_JUST &
            ADC_0_TAD, ADC_CH7 &
            ADC_INT_OFF, 7);
    ADCON1 = 0b00000111;         // Habilitamos los pines analógicos y seteamos
                                // explícitamente VSS y VDD como referencia para el ADC
                                // porque la función OpenADC vuelve a setearlos como
                                // referencia a RA2 y RA3.

    CMCON = 0b00010011;         // Habilitamos los comparadores para usar C1OUT y C2OUT.

    PORTA = 0;
    PORTB = 0;
    PORTC = 0;
    PORTD = 0;

    TRISA = 0xCF;               // Explicitamos las salidas del puerto A (incluyendo las
                                // salidas de los comparadores).
    TRISB = 0x01;               // Configuramos RB0 como entrada (sensado de APL) y el resto del puerto B como salidas.
    TRISC = 0;                  // Configuramos el puerto C como salidas.
    TRISD = 0;                  // Configuramos el puerto D como salidas.

    display_7seg_ini();         // Inicializamos los displays de 7 segmentos.
    presion = 0;                // Reseteamos el valor de Presión.
    flujo = 0;                  // Reseteamos el valor de Flujo.

    OpenTimer2(T2_PS_1_1 & TIMER_INT_OFF); // Seteamos el Timer2 para generar PWM CCP1 (RC2).
    SetDCPWM1(dc_pwm);          // Seteamos el ciclo de trabajo de la bomba (PWM).
}
//-----

//-----
// Lee el valor de presión y lo convierte a cmH2O.
//-----
void leer_presion(void);
void leer_presion(void)
{
    unsigned long valor_ADC;     // Variable en la que guardamos el valor devuelto por el ADC.

    SetChanADC(ADC_CH2);        // Seleccionamos el canal del ADC para sensar presión (AN2).
    ClrWdt();                   // Reseteamos el Watchdog.
    Delay10TCYx(5);             // Delay de 50Ci para darle tiempo al ADC.
    valor_ADC = 0;
    for(i=0; i<512; i++)        // Tomamos 512 muestras del ADC y las promediamos.
    {
        ClrWdt();               // Reseteamos el Watchdog.
        ConvertADC();           // Iniciamos la conversión A/D.
        while(BusyADC());       // Esperamos hasta que la conversión se haya completado.
        valor_ADC += (ReadADC()>>2); // Nos quedamos con los 8 bits menos significativos (ADC de 10 bits).
    }
    valor_ADC = valor_ADC/512;   // Promediamos las 512 muestras.
    if(valor_ADC > OFFSET_PRESION) // Nos fijamos si el valor de presión es positivo comparándolo con el offset.
    {
        valor_ADC = valor_ADC - OFFSET_PRESION; // Le restamos el offset del sensor de presión.
        presion = 3.42 * valor_ADC + 3.4;      // Ajuste empírico para determinar el valor de presión en función
                                                // del valor leído por el ADC.
    }
    else presion = 0;           // Si el valor leído es menor que el offset asumimos presión cero.
}
//-----

//-----
// Lee el valor de flujo y lo convierte a L/min.

```

```

//-----
void leer_flujo(void);
void leer_flujo(void)
{
    unsigned long valor_ADC;           // Variable en la que guardamos el valor devuelto por el ADC.
    unsigned long salida_sensor_flujo; // Valor en voltios de la salida del sensor de flujo FBAL001DU.
    unsigned long umbral;              // Umbrales usados para la linealización (interpolación a trozos).

    SetChanADC(ADC_CH7);               // Seleccionamos el canal del ADC para sensar flujo (AN7).
    ClrWdt();                          // Reseteamos el Watchdog.
    Delay10TCYx(5);                    // Delay de 50Ci para darle tiempo al ADC.
    valor_ADC = 0;
    for(i=0; i<512; i++)                // Tomamos 512 muestras del ADC y las promediamos.
    {
        ClrWdt();                      // Reseteamos el Watchdog.
        ConvertADC();                  // Iniciamos la conversión A/D.
        while(BusyADC());              // Esperamos hasta que la conversión se haya completado.
        valor_ADC += (ReadADC())>>2;   // Nos quedamos con los 8 bits menos significativos (ADC de 10 bits).
    }
    valor_ADC = valor_ADC/512;          // Promediamos las 512 muestras.
    salida_sensor_flujo = (50*valor_ADC)/255; // Convertimos el resultado del ADC a (voltios * 10).

    // Linealización de la respuesta del sensor de flujo FBAL001DU (ver gráfica en hoja de datos).
    if(salida_sensor_flujo <= 24) flujo = (salida_sensor_flujo - 10)/14;
    if((salida_sensor_flujo > 24) && (salida_sensor_flujo <= 30)) flujo = (salida_sensor_flujo - 24)/6 + 1;
    if((salida_sensor_flujo > 30) && (salida_sensor_flujo <= 42)) flujo = 5 * (salida_sensor_flujo - 30)/20 + 2;
    if((salida_sensor_flujo > 42) && (salida_sensor_flujo <= 47)) flujo = 4 * (salida_sensor_flujo - 42)/10 + 5;
    if(salida_sensor_flujo > 47) flujo = (salida_sensor_flujo - 47) + 7;
}
//-----

//-----
// Programa principal.
//-----
void main(void)
{
    unsigned long Ppico, flujo_pico;    // Presión pico (inspiración) y flujo pico (expiración).
    unsigned long presion_mostrada, flujo_mostrado; // Variables para almacenar temporalmente los valores de presión y flujo desplegados.
    char flujo_ya_desplegado, presion_ya_desplegada; // Variables auxiliares usadas como banderas para desplegar los valores de presión y flujo.

    inicializacion();                  // Inicializamos los periféricos (displays, buzzer, PWM,
    // ADC, etc.).
    display_7seg_test();               // Iniciamos el test de displays para que el usuario se asegure que funcionan todos.
    buzzer_pronto();                   // Hacemos una prueba de sonido para que el usuario se asegure que funciona el buzzer.
    OpenPWM1(0xff);                    // Habilitamos el PWM1 para controlar la bomba
    // Período PWM = [(PR2) + 1] x 4 x TOSC x (Valor del Prescaler de TMR2).
    WDTCONbits.SWDTEN=1;               // Habilitamos el Watchdog.
    while(1)
    {
        ClrWdt();                      // Reseteamos el Watchdog.
        if(CMCONbits.C1OUT)            // Cuando estamos en inspiración leemos presión.
        {
            leer_presion();              // Leemos el valor de presión en cmH2O.
            if(presion > Ppico) Ppico = presion; // Nos quedamos con el pico de presión.
            if(flujo_ya_desplegado == 0) // Si todavía no desplegamos los valores de flujo lo hacemos.
            {
                desplegar_7seg(presion_mostrada, flujo_pico); // Desplegamos el valor de flujo pico leído hasta el momento.
                flujo_mostrado = flujo_pico; // Guardamos temporalmente el valor del flujo desplegado.
                flujo_pico = 0;           // Reseteamos el valor del flujo pico.
                flujo_ya_desplegado = 1; // Seteamos el flag en uno para no volver a pasar por acá hasta el próximo ciclo.
                presion_ya_desplegada = 0; // Reseteamos el flag para indicar que hay valores nuevos de presión para mostrar.
            }
        }
        else                             // Cuando estamos en expiración leemos flujo.
        {
            leer_flujo();                // Leemos el valor de flujo en L/min.
            if(flujo > flujo_pico) flujo_pico = flujo; // Nos quedamos con el pico de flujo.
            flujo_ya_desplegado = 0;     // Reseteamos el flag para indicar que hay valores nuevos de flujo para mostrar.
            if(presion_ya_desplegada == 0) // Si todavía no desplegamos los valores de presión lo hacemos.
            {
                desplegar_7seg(Ppico, flujo_mostrado); // Desplegamos el valor de presión pico leído hasta el momento.
                presion_mostrada = Ppico; // Guardamos temporalmente el valor de la presión desplegada.
                Ppico = 0;                // Reseteamos el valor de presión pico para el próximo ciclo.
                presion_ya_desplegada = 1; // Seteamos el flag en uno para no volver a pasar por acá hasta el próximo ciclo.
                flujo_ya_desplegado = 0; // Reseteamos el flag para indicar que hay valores nuevos de flujo para mostrar.
            }
            if((flujo_mostrado < 0.5) && (dc_pwm < 1023)) dc_pwm +=1; // Ajustamos el DC del PWM para lograr un flujo
            else if((flujo_mostrado >= 1) && (dc_pwm > 256)) dc_pwm -=1; // entre 0.5 y 1 L/min dentro de los límites de
            // funcionamiento de la bomba.

            SetDCPWM1(dc_pwm);          // Seteamos el ciclo de trabajo de la bomba (PWM).
        }

        if(CMCONbits.C2OUT)             // Nos fijamos si se activó el APL (C2OUT salida del comparador).
        {
            CMCON = 0b00000111;        // Deshabilitamos los comparadores para detener la bomba y la válvula.
            PORTAbits.RA5 = 1;          // Cortamos la alimentación a la bomba y a la válvula.
            buzzer_alarma();            // Hacemos sonar la alarma de límite de presión máxima.
            for(i=0; i<500000; i++) ClrWdt(); // Hacemos una pausa reseteando el Watchdog.
            CMCON = 0b00010011;        // Volvemos a habilitar los comparadores para usar C1OUT y C2OUT.
        }

        while(PORTBbits.RB0 && !CMCONbits.C2OUT) ClrWdt(); // Si activamos STANDBY quedamos congelados en espera reseteando el Watchdog.
    }
}
//-----

```

```

//-----
// <7seg.h>
// Maneja los displays de 7 segmentos.
//-----

void display_7seg_ini();
//-----
// Inicializa los displays de 7 segmentos llevándolos a desplegar "0".
//-----
void display_7seg_ini()
{
    char display_i, aux_char; // Variables de uso general.

    PORTD = 0x00; // Limpiamos el bus de datos.
    PORTDbits.RD1 = 1; // Reseteamos el contador para seleccionar el primer display.
    PORTDbits.RD1 = 0;

    for(display_i=0; display_i<6; display_i++) // Para cada uno de los 5 displays escribimos "0".
    {
        // Seleccionamos cada uno de los displays.
        PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
        for(aux_char=0; aux_char<50; aux_char++); // Hacemos una pausita para generar el pulso.
        PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    }
}
//-----

void display_7seg_test();
//-----
// Desplega los números del 0 al 9 en todos los displays para verificar
// su correcto funcionamiento.
//-----
void display_7seg_test()
{
    char display_i, aux_char, digito; // Variables de uso general.
    unsigned long aux_long;

    for(digito=9; digito>=1; digito--) // Colocamos los números del 0 al 9 en el bus.
    {
        PORTDbits.RD1 = 1; // Reseteamos el contador para seleccionar el primer display.
        PORTDbits.RD1 = 0;

        PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.
        for(display_i=0; display_i<5; display_i++) // Escribimos el mismo número en todos los displays.
        {
            // Seleccionamos cada uno de los displays.
            PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
            PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
        }
        for(aux_long=0; aux_long<100000; aux_long++); // Hacemos una pausita para mostrara cada dígito.
    }
}
//-----

void desplegar_7seg(unsigned long presion, unsigned long flujo);
//-----
// Desplega el valor "XYZ" recibido en "presion" en los tres displays de 7
// segmentos en la forma "XY.Z" y el valor "XY" recibido en "flujo" en
// los otros dos displays en la forma "X.Y".
//-----
void desplegar_7seg(unsigned long presion, unsigned long flujo)
{
    char digito; // Variables de uso general.

    PORTDbits.RD1 = 1; // Reseteamos el contador para seleccionar el primer display.
    PORTDbits.RD1 = 0;

    // Seleccionamos el primer display.
    PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).

    digito = presion/100; // Nos quedamos con el dígito más significativo.
    digito = digito%10;
    PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.

    // Seleccionamos el segundo display.
    PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).

    digito = presion/10; // Nos quedamos con el segundo dígito.
    digito = digito%10;
    PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.

    // Seleccionamos el tercer display.
    PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).

    digito = presion%10; // Nos quedamos con el dígito menos significativo.
    PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.

    // Seleccionamos el cuarto display (primero de flujo medido).
    PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).

    digito = flujo/10; // Nos quedamos con el dígito más significativo.
    digito = digito%10;
    PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.

    // Seleccionamos el segundo display (segundo de flujo).
    PORTDbits.RD0 = 1; // Llevamos a uno al bit menos significativo (7SEG_SELECT).
    PORTDbits.RD0 = 0; // Llevamos a cero al bit menos significativo (7SEG_SELECT).

    digito = flujo%10; // Nos quedamos con el dígito menos significativo.
    PORTD = digito<<4; // Hacemos un shift de 4 bits para ubicar los datos en el bus.
}
//-----

```

```
//-----  
// <buzzer.h>  
// Maneja el buzzer.  
//-----  
  
void buzzer_alarma();  
//-----  
// Emite el sonido correspondiente a una alarma.  
//-----  
void buzzer_alarma()  
{  
    unsigned long auxlong; // Variables de uso general.  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<10000; auxlong++) ClrWdt();  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<10000; auxlong++) ClrWdt();  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<40000; auxlong++) ClrWdt();  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<10000; auxlong++) ClrWdt();  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<30000; auxlong++) ClrWdt();  
}  
//-----  
  
void buzzer_pronto();  
//-----  
// Emite el sonido indicando que el equipo está operativo (3 pitidos).  
//-----  
void buzzer_pronto()  
{  
    unsigned long auxlong; // Variables de uso general.  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<20000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<10000; auxlong++) ClrWdt();  
  
    PORTBbits.RB3 = 1;  
    for(auxlong=0; auxlong<20000; auxlong++) ClrWdt();  
    PORTBbits.RB3 = 0;  
    for(auxlong=0; auxlong<10000; auxlong++) ClrWdt();  
}  
//-----
```

Apéndice C  
Documentos experimentales de  
gasometrías

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

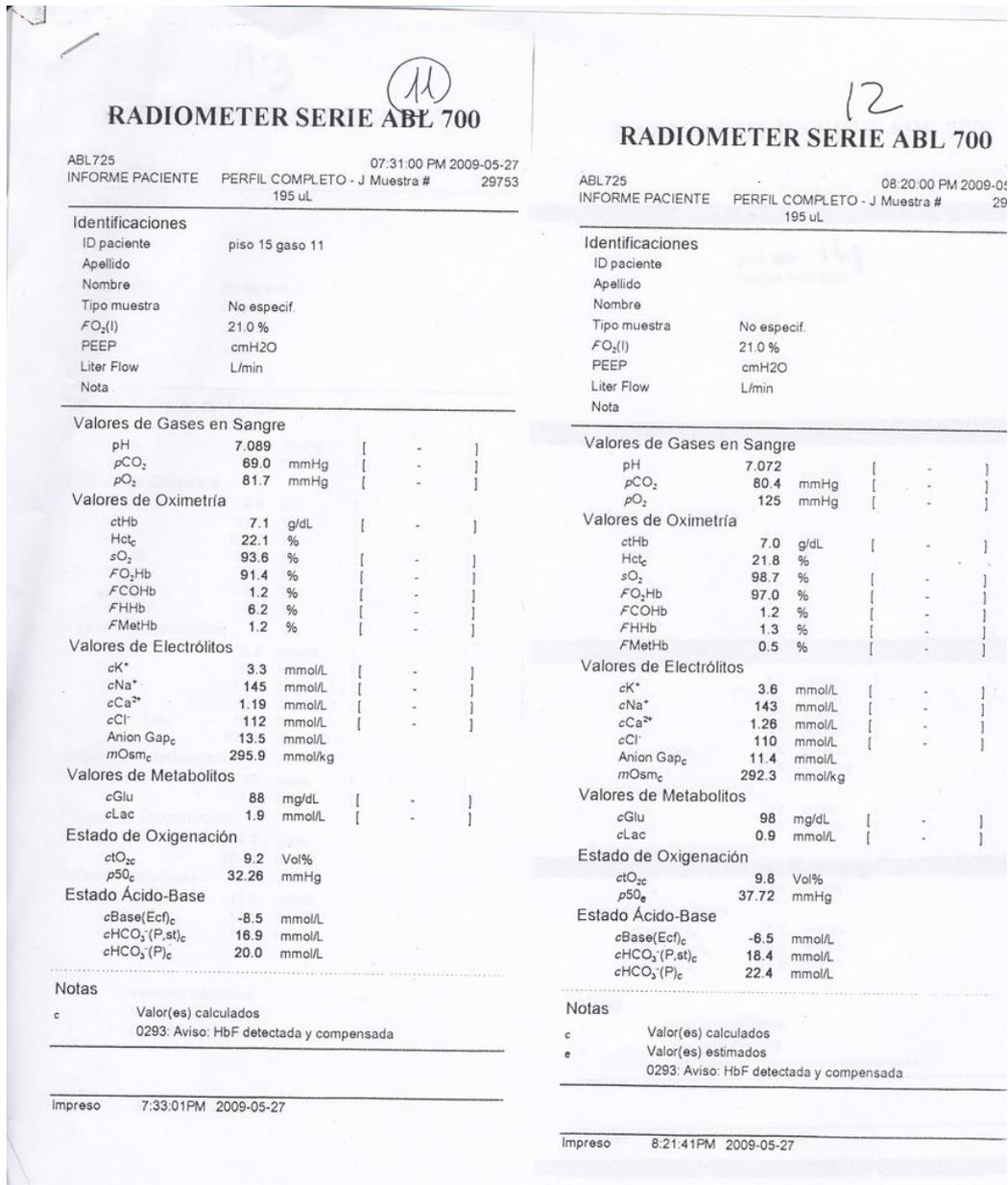


Figura 3: Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).

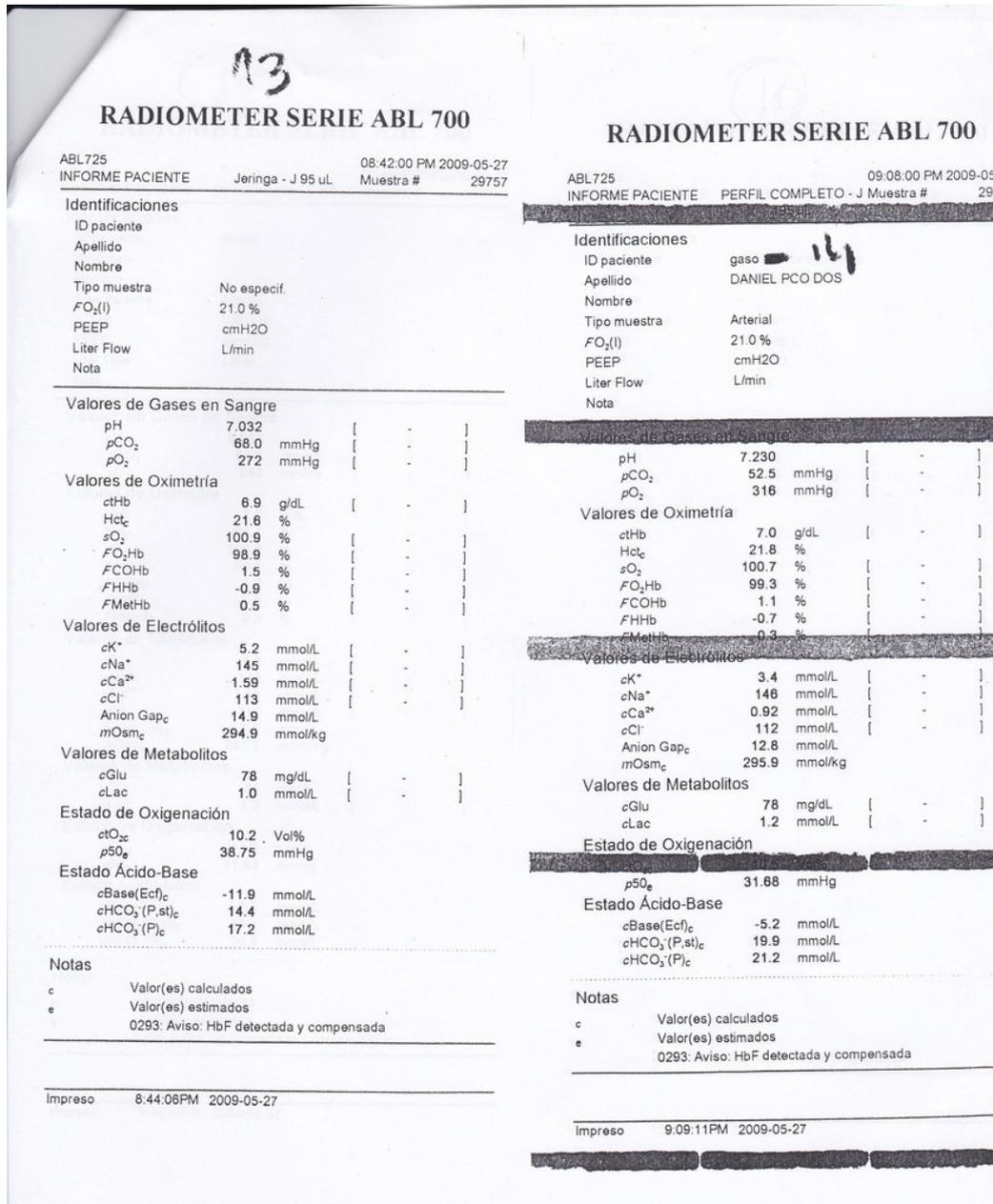


Figura 4: Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).

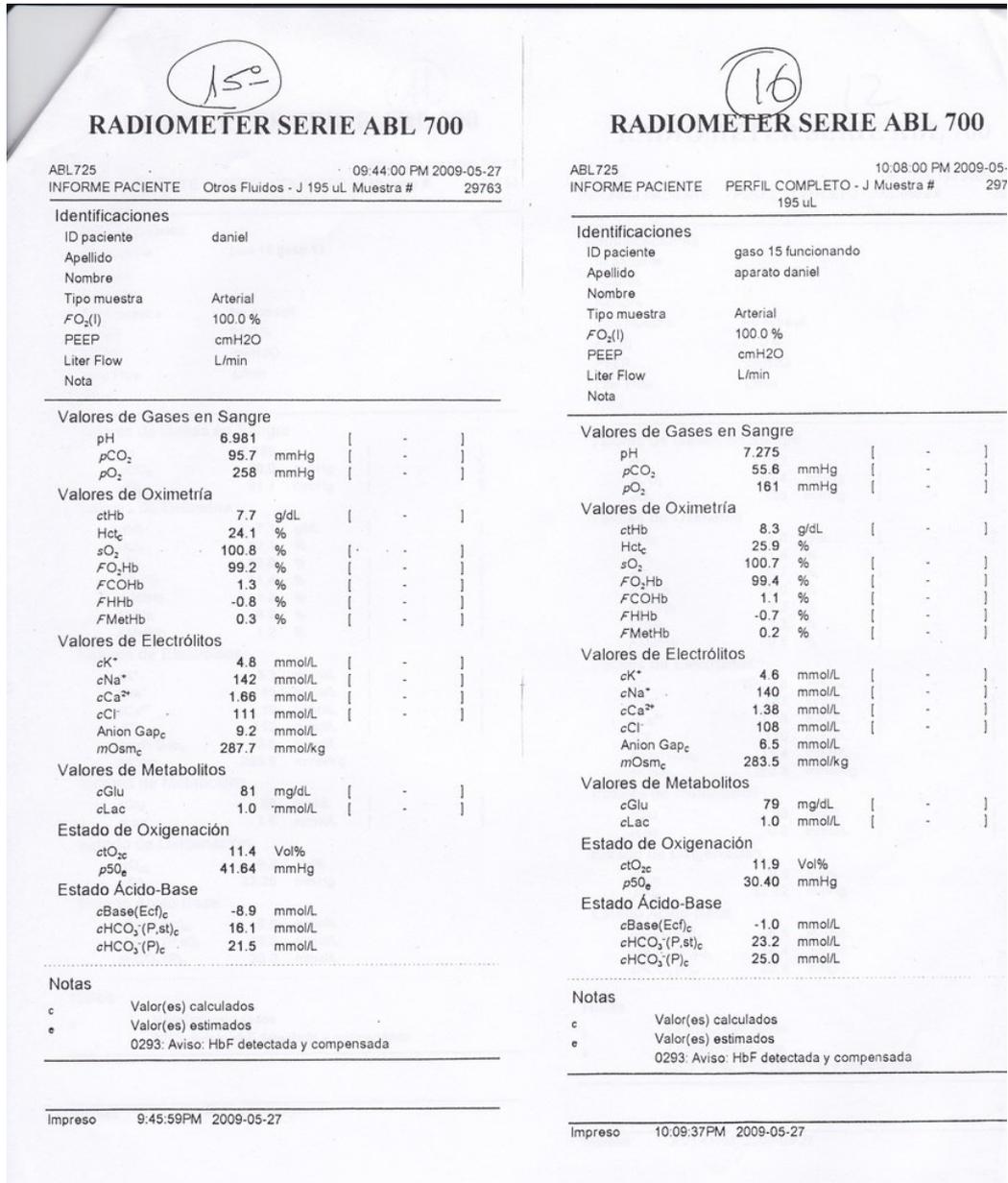


Figura 5: Gasometrías correspondientes al Cerdo 3 (27/05/2009).

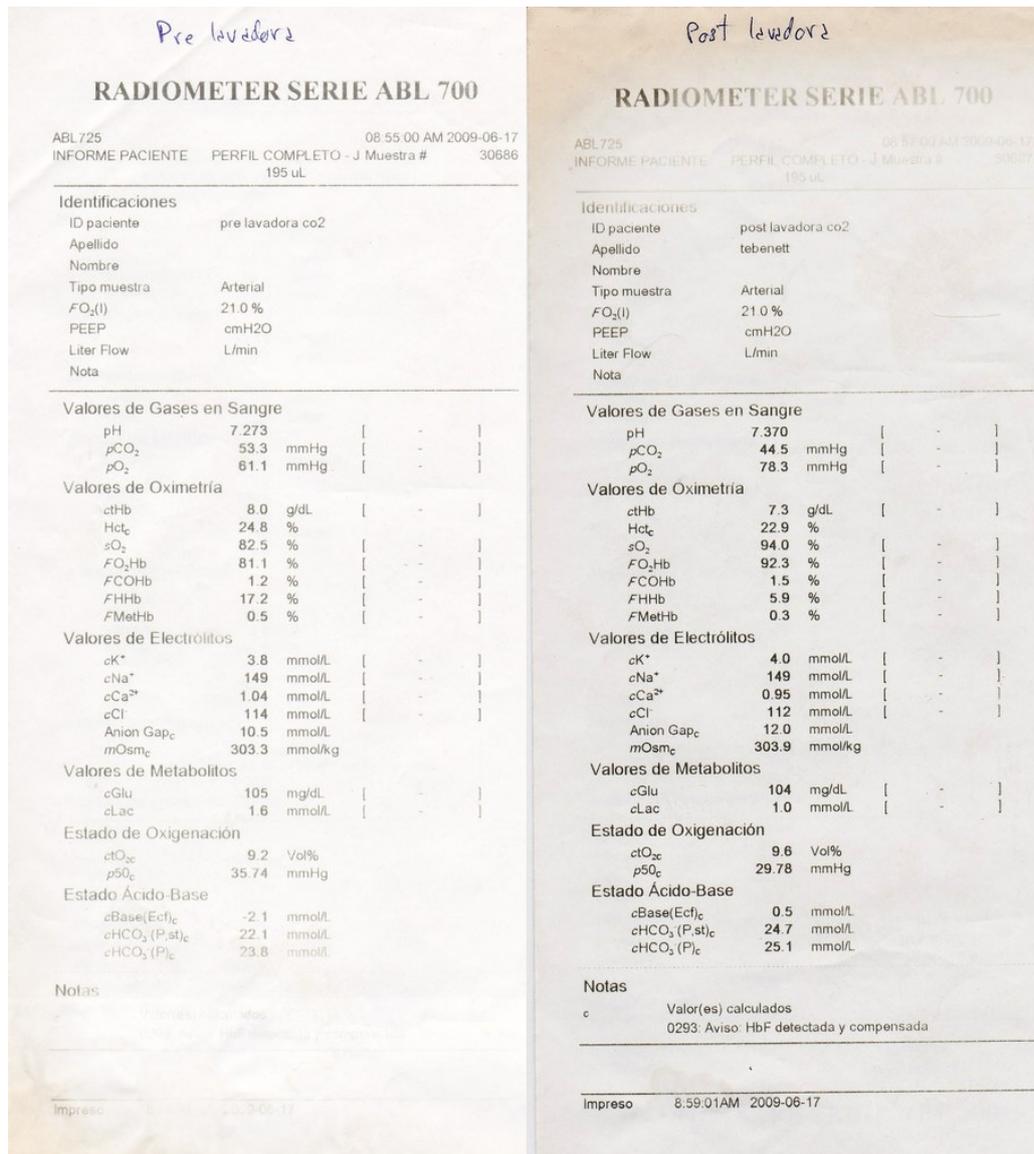


Figura 6: Gasometrías correspondientes al Cerdo 4 (17/06/2009).

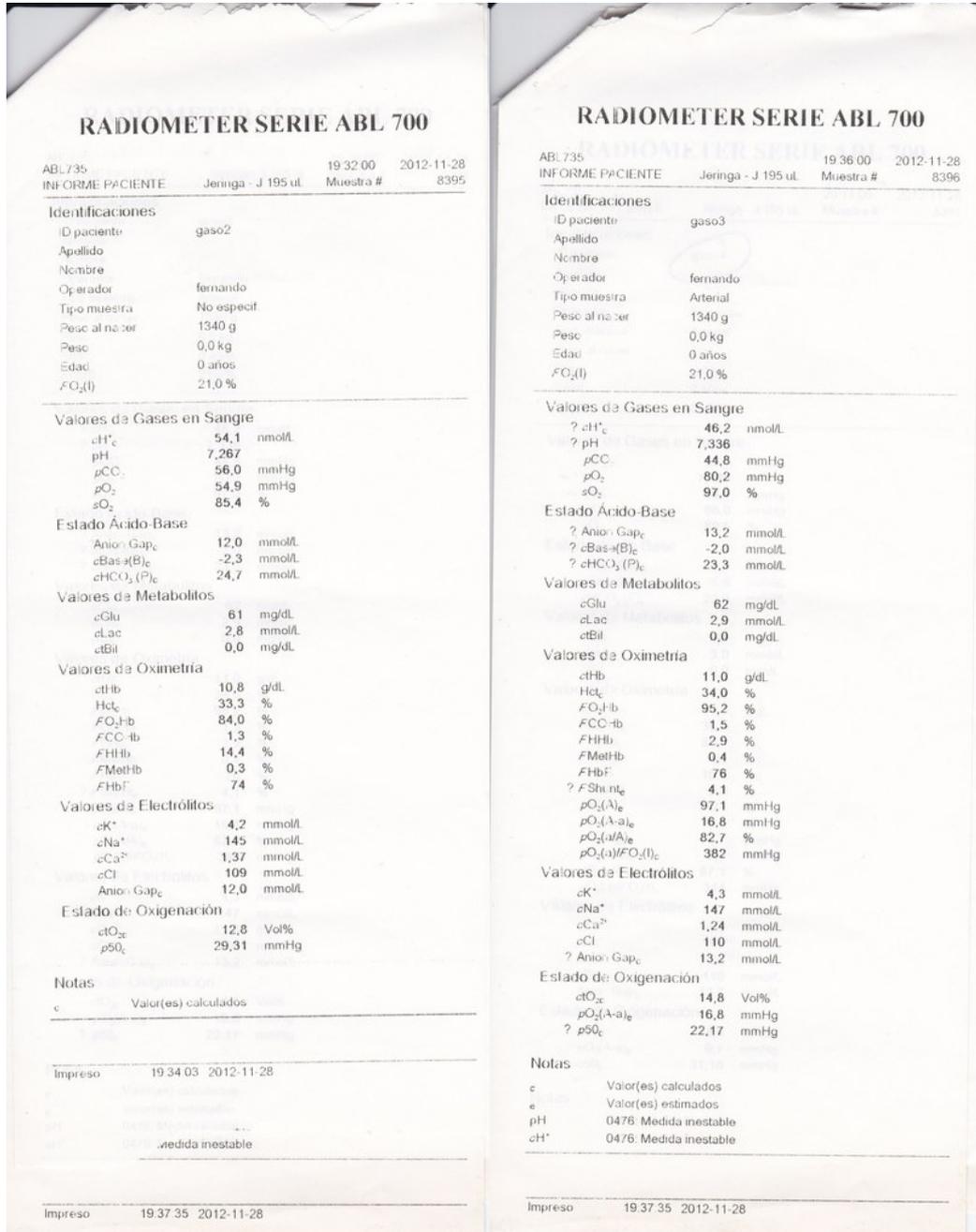


Figura 7: Gasometrías correspondientes al Cerdo 5 (28/11/2012).

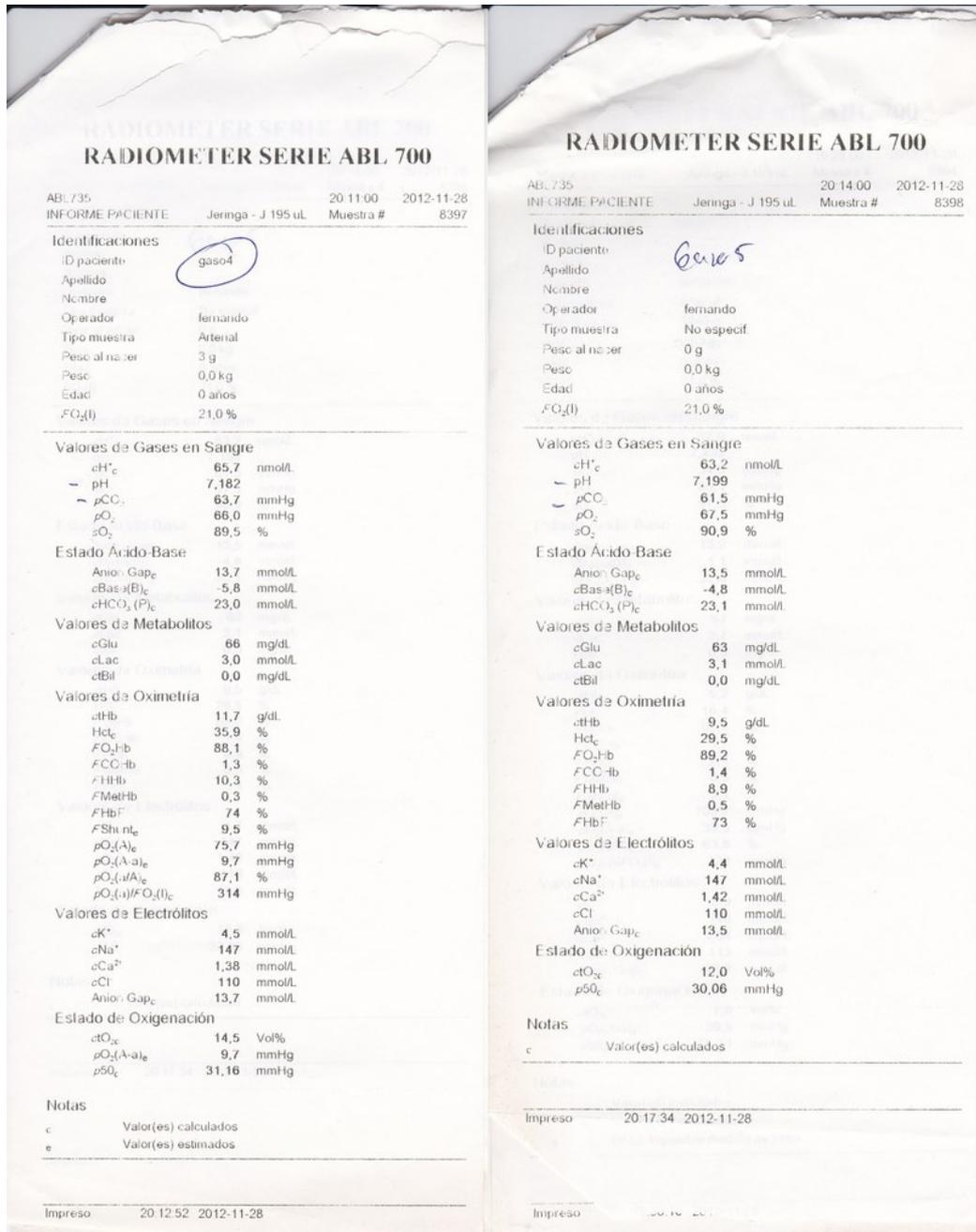


Figura 8: Gasometrías correspondientes al Cerdo 5 (28/11/2012).

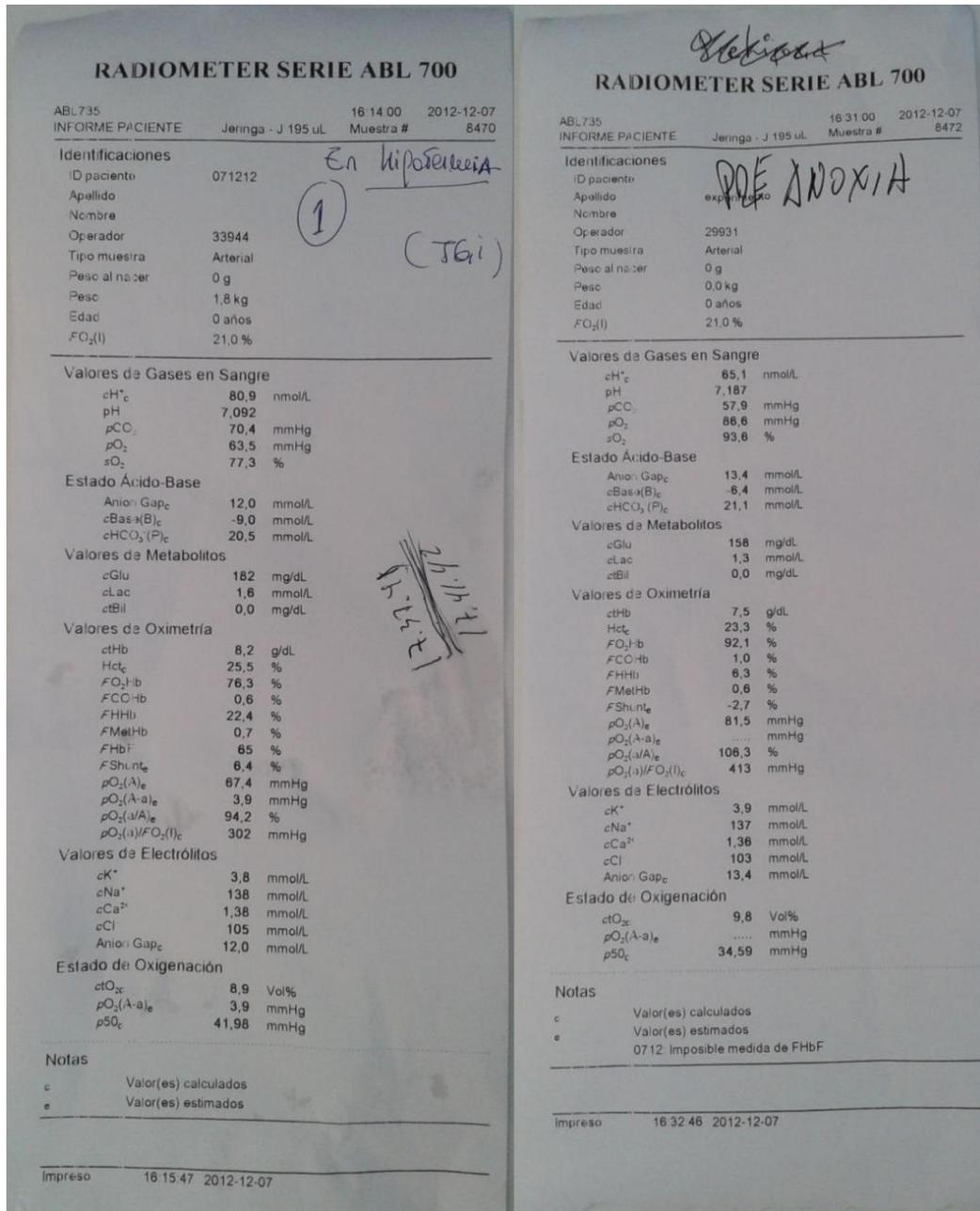


Figura 9: Gasometrías correspondientes al Cerdo 6 (07/12/2012).

Lavado Famin		Sin lavar Gamin	
RADIOMETER SERIE ABL 700		RADIOMETER SERIE ABL 700	
ABL735	20.06.00	20.08.00	2013-05-22
INFORME PACIENTE	Jeringa - J 195 uL	Muestra #	9182
<b>Identificaciones</b>			
ID paciente	piso15	ID paciente	piso 15
Apellido	gaso pre	Apellido	gaso post
Nombre		Nombre	curso met
Operador	vaa	Operador	vaa
Tipo muestra	Arterial	Tipo muestra	Arterial
Peso al nacer	1 g	Peso al nacer	1450 g
Peso	0,0 kg	Peso	0,0 kg
Edad	0 años	Edad	0 años
FCO <sub>2</sub> (l)	21,0 %	FCO <sub>2</sub> (l)	21,0 %
<b>Valores de Gases en Sangre</b>			
cH <sup>+</sup> <sub>c</sub>	83,8 nmol/L	cH <sup>+</sup> <sub>c</sub>	93,8 nmol/L
pH	7,077	pH	7,028
? pCO <sub>2</sub>	48,8 mmHg	? pCO <sub>2</sub>	59,6 mmHg
? pO <sub>2</sub>	92,9 mmHg	? pO <sub>2</sub>	84,9 mmHg
sO <sub>2</sub>	94,2 %	sO <sub>2</sub>	90,4 %
<b>Estado Acido-Base</b>			
? Anior Gap <sub>c</sub>	24,0 mmol/L	? Anior Gap <sub>c</sub>	24,1 mmol/L
? cBas-(B) <sub>c</sub>	-15,2 mmol/L	? cBas-(B) <sub>c</sub>	-14,6 mmol/L
? cHCO <sub>3</sub> (P) <sub>c</sub>	13,7 mmol/L	? cHCO <sub>3</sub> (P) <sub>c</sub>	14,9 mmol/L
<b>Valores de Metabolitos</b>			
cGlu	49 mg/dL	cGlu	45 mg/dL
cLac	11,5 mmol/L	cLac	10,0 mmol/L
cBil	0,0 mg/dL	cBil	0,0 mg/dL
<b>Valores de Oximetría</b>			
cHb	8,5 g/dL	cHb	6,9 g/dL
Hct <sub>c</sub>	26,3 %	Hct <sub>c</sub>	21,5 %
FCO <sub>2</sub> -b	93,3 %	FCO <sub>2</sub> -b	89,2 %
FCCO <sub>2</sub> -b	0,6 %	FCCO <sub>2</sub> -b	0,7 %
FHHb	5,7 %	FHHb	9,5 %
FMetHb	0,4 %	FMetHb	0,6 %
FHbF	69 %	? FShunt <sub>c</sub>	-2,3 %
? FShunt <sub>c</sub>	0,4 %	? pO <sub>2</sub> (A) <sub>e</sub>	81,5 mmHg
? pO <sub>2</sub> (A) <sub>e</sub>	93,8 mmHg	? pO <sub>2</sub> (A-a) <sub>e</sub>	..... mmHg
? pO <sub>2</sub> (A-a) <sub>e</sub>	0,8 mmHg	? pO <sub>2</sub> (i/A) <sub>e</sub>	104,1 %
? pO <sub>2</sub> (i/A) <sub>e</sub>	99,1 %	? pO <sub>2</sub> (i)/FO <sub>2</sub> (l) <sub>c</sub>	404 mmHg
? pO <sub>2</sub> (i)/FO <sub>2</sub> (l) <sub>c</sub>	443 mmHg	<b>Valores de Electrolitos</b>	
cK <sup>+</sup> 4,0 mmol/L			
cNa <sup>+</sup> 148 mmol/L			
cCa <sup>2+</sup> 1,30 mmol/L			
cCl <sup>-</sup> 110 mmol/L			
? Anior Gap <sub>c</sub> 24,0 mmol/L			
<b>Estado de Oxigenación</b>			
? ctO <sub>2c</sub>	11,2 Vol%	? ctO <sub>2c</sub>	8,8 Vol%
? pO <sub>2</sub> (A-a) <sub>e</sub>	0,8 mmHg	? pO <sub>2</sub> (A-a) <sub>e</sub>	..... mmHg
? p50 <sub>c</sub>	36,10 mmHg	? p50 <sub>c</sub>	40,08 mmHg
<b>Notas</b>			
c	Valor(es) calculados	c	Valor(es) calculados
e	Valor(es) estimados	e	Valor(es) estimados
pCO <sub>2</sub>	0210: Presencia de error(es) de calibración	pCO <sub>2</sub>	0712: Imposible medida de FHbF
pO <sub>2</sub>	0210: Presencia de error(es) de calibración	pO <sub>2</sub>	0210: Presencia de error(es) de calibración
Impreso	20.07.20 2013-05-22	Impreso	20.09.48 2013-05-22

Figura 10: Gasometrías correspondientes al Cerdo 7 (22/05/2013).



Figura 11: Gasometrías correspondientes al Cerdo 7 (22/05/2013).

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice D - Publicación 2009  
Módulo de insuflación transtraqueal  
para ventiladores ciclados por presión

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Módulo de insuflación transtraqueal para ventiladores ciclados por presión

Daniel Thevenet<sup>≠\*</sup> Gonzalo Solla<sup>\*</sup> Fernanda Blasina<sup>\*</sup> Salvador Tellechea<sup>\*</sup> Miguel Martell<sup>\*</sup> Franco Simini<sup>≠</sup>  
=Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - \*Área Básica de Neonatología de la Facultad de Medicina - Universidad de la República, Montevideo, URUGUAY  
dantk@adinet.com.uy

**Resumen**— Fue proyectado y construido un equipo para mejorar el desempeño de un ventilador al añadirle la capacidad de lavar el espacio muerto instrumental inyectando un pequeño flujo durante la espiración, técnica conocida como “Insuflación de Gas Transtraqueal” (TGI). Este módulo se probó en modelo animal (cerdos recién nacidos) con pulmón sano y en un cerdo al cual se le provocó injuria pulmonar. La reducción de espacio muerto, estimada indirectamente por una reducción de la PaCO<sub>2</sub> fue de 16.5 mmHg en el cerdo sano y 8.8 mmHg en el cerdo con injuria.

**Palabras clave**— Espacio muerto, lavado, TGI, insuflación transtraqueal, ventilador, instrumentación biomédica.

## I. INTRODUCCIÓN

LA asistencia ventilatoria mecánica (AVM) convencional en la falla pulmonar aguda potencia el daño pulmonar, que puede ser evidenciado por marcadores fisiológicos, histológicos y bioquímicos. Este daño y la mala evolución de los pacientes se asocian a trauma causado por presión (barotrauma) o por aumento de volumen pulmonar (volutrauma) por lo que las estrategias de reducción de presión y volumen para esta población han sido activamente estudiadas.

Entre las estrategias de ventilación dirigidas a reducir el daño pulmonar, la administración de gas fresco en la tráquea ha sido empleada en diferentes situaciones [1]. En pacientes ambulatorios adultos con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) o fibrosis pulmonar mejora la tolerancia al ejercicio, reduce el volumen minuto ( $V_M$ ) inspirado sin incrementar la PaCO<sub>2</sub>, disminuye la disnea y descende el trabajo respiratorio [2]-[4].

En pacientes críticamente enfermos, la insuflación de gas a través de la sonda endotraqueal (SET) ha mostrado reducir el efecto causado por el espacio muerto (EM) y la presión inspiratoria máxima (PIM) durante la AVM convencional [5]-[8] y ha demostrado efectividad en la reducción del daño pulmonar tanto a nivel experimental como tras su aplicación clínica [8],[9]. Su principal objetivo es el lavado del espacio muerto. El término espacio muerto instrumental (EMi) se utiliza para describir el espacio de instrumentación usado para la intubación y la conexión de un paciente al equipo de ventilación. El EMi es el volumen dentro de la SET sumado al de cualquier elemento que se coloque entre la SET y la unión entre la rama inspiratoria y la rama espiratoria del circuito ventilatorio, tales como sensores de flujo, adaptadores de diámetros y el espacio entre ellos.

La insuflación de gas transtraqueal (TGI) puede ser producida por un fino catéter ubicado a través de la SET o a través de una SET modificada con canales en su pared. El

flujo puede dirigirse hacia los alveolos o en dirección reversa hacia el final de la SET. Durante la espiración reduce el efecto del EM lavando el CO<sub>2</sub> alojado en la tráquea, bronquios y la SET, de modo que menos CO<sub>2</sub> sea re inhalado en la inspiración siguiente.

No hay en el mercado internacional disponibilidad de equipos que controlen este aspecto de la ventilación cuando se aplica TGI en recién nacidos, si bien se ha publicado la producción de un equipo en su departamento de investigación por parte del Dr. Danan en Francia [8], que no se comercializa.

## II. PROYECTO

La especificación inicial del módulo consiste en (1) inyectar un pequeño flujo del mismo gas de ventilación durante la fase espiratoria a través de una sonda especial (multicanales incorporados en su pared), (2) registrar la presión en vía aérea y (3) suspender la insuflación en caso de que la presión exceda un límite pre establecido.

Completa la especificación el hecho de que el módulo pueda anexarse a un ventilador independientemente de su marca y modelo. Se especifica que no se requiera ningún circuito ventilatorio especial ni modificación alguna al ventilador que se desea utilizar. Tampoco debe afectar las lecturas de presión, de volumen ni de flujo del ventilador.

Dada la necesidad de realizar conversiones de datos analógicos a digitales, procesarlos, mostrarlos en indicadores luminosos (“displays”) y realizar funciones de control, además de preparar el equipo para futuras conexiones a la red local del hospital para trasiego de datos, se incluyó un microcontrolador.

Para lograr que la mezcla de gases inyectada sea igual a la entregada por el ventilador, o sea la fracción inspirada de oxígeno (FiO<sub>2</sub>), se toma durante la fase inspiratoria parte del flujo enviado por el ventilador utilizando una bomba de gas. La bomba utilizada es marca Oken Seiko de pistón de membrana y su tensión nominal de trabajo es de 12VDC. Es capaz de generar presiones superiores a 300 mmHg y flujos mayores a 1 L/min [10], suficientes para cumplir con los requerimientos planteados. El volumen de gas obtenido por la bomba es almacenado en un reservorio durante la fase inspiratoria y a través de una válvula solenoide es inyectado durante la fase espiratoria, luego se regula el flujo manejando la tensión de alimentación de la bomba en función del resultado entregado por un sensor situado en el camino del gas inyectado. Como medida de seguridad se utiliza un sensor de presión, ubicado a la salida para evitar sobrepresiones en caso de algún inconveniente (sistema anti-barotrauma).

Para determinar la fase espiratoria (cuando hay que inyectar el gas) se coloca un sensor de flujo en la pieza en Y, que alimentará un circuito disparador (gatillador) distinguiendo la fase en que se encuentre según el sentido del flujo. Con la información recibida de los sensores, el microcontrolador maneja la apertura y cierre de la válvula al igual que el ciclo de trabajo de la bomba de gas. Esta bomba extrae el flujo de la rama inspiratoria en el tramo encontrado entre el ventilador y el humidificador para evitar condensación de agua que pudiera ocasionar desperfectos en el sistema. La Fig. 1 muestra el diagrama en bloques del sistema completo.

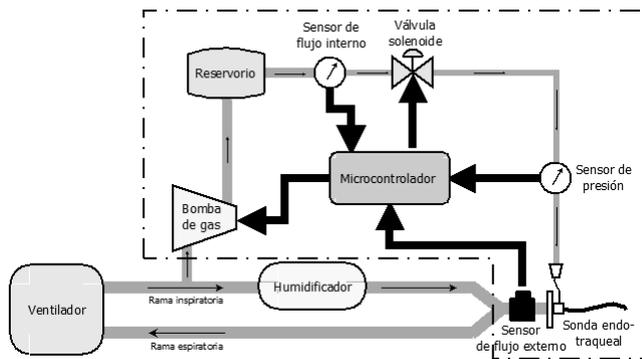


Fig. 1: Diagrama en bloques del sistema completo.

### III. PARTES DEL MODULO

#### A. Bomba de gas

Para no afectar significativamente los parámetros del ventilador al cual será adosado el presente módulo, el volumen a desviar no deberá superar el 10%. Dado que en la ventilación de un paciente neonato el flujo utilizado es habitualmente menor a 10 L/min, el flujo disponible será del orden de 0.5 L/min (< 10%). Para lograr un flujo en torno al deseado se utiliza modulación por ancho de pulso (PWM) de la tensión de alimentación de la bomba, ya que se basa en un motor de corriente continua. De esta manera se logra controlar el gas impulsado en un amplio rango.

#### B. Reservorio

La función del reservorio es mantener un volumen de gas fresco hasta llegado el momento de inyectarlo al paciente (espiración), por lo cual se utilizó una estructura flexible que permitiera expandirse para almacenar el volumen deseado (llenado activo) y así poder entregarlo impulsándolo durante la espiración con la presión generada por la elasticidad del material (vacío pasivo). Para este prototipo se utilizó una "pera" de goma extraída de un esfigmomanómetro. Dicha pera posee la elasticidad necesaria para expandirse aumentando el volumen del reservorio y a su vez fuerza elástica suficiente como para inyectar el flujo en el paciente venciendo las presiones necesarias. A los efectos de su uso en humanos debería ser un material de las mismas características pero inerte al oxígeno y libre de látex, para evitar la generación de gases o partículas nocivas para el paciente [15]-[18].

#### C. Sensor de flujo interno

El sensor utilizado es el "FBAL001DU" de *Sensortech*, del tipo unidireccional y capaz de sensar hasta 1 L/min. Su tensión de alimentación es de 10 VDC

con un consumo de potencia menor a 60 mW y velocidad de respuesta menor a 1 ms [12]. Este sensor interno es utilizado en el lazo de control para regular por PWM la tensión entregada a la bomba de gas y así lograr el flujo deseado.

#### D. Válvula solenoide

El componente que permite el pasaje temporal del gas hacia el paciente es una válvula solenoide comandada por el microcontrolador. Esta válvula se abre únicamente durante la espiración y se cierra durante la fase inspiratoria o si ocurre alguna condición de alarma como una sobrepresión en la vía aérea. La válvula utilizada es la "11181BV5" de *Sensortech*. Su tensión nominal es 5VDC con consumo menor a 2 W y velocidad de respuesta menor a 30 ms [13].

#### E. Sensor de presión

El sensor de presión "ASDX001D44R" de *Motorola* es el elemento principal del mecanismo de seguridad ya que mide la presión en la vía aérea en forma continua ("monitoriza"). En caso de superar el límite de presión seleccionado, el microcontrolador actúa cerrando la válvula solenoide y activa una alarma sonora indicando sobrepresión.

#### F. Sensor de flujo externo

El criterio utilizado para determinar la fase respiratoria es la observación del flujo inspiratorio a través de un sensor FHAL200DU de *Sensortech* ubicado en la pieza en Y (unión entre rama inspiratoria y espiratoria). El sensor utilizado es unidireccional de amplio rango que registra el flujo positivo (inspiración en este caso) [14]. Cuando el microcontrolador detecta presencia de flujo positivo en la vía aérea, inhibe la salida cerrando la válvula solenoide y llenando de esta manera el reservorio para la próxima espiración.

#### G. Microcontrolador

Todas las tareas de lógica y control son realizadas por un microcontrolador dotado de conversores analógico/digital (ADC), módulos PWM y comparadores. El microcontrolador utilizado es un PIC18F4550 de *Microchip* que satisface los requerimientos con lo cual permite añadir futuras funcionalidades. Este es un chip para el cual existe vasta documentación [11] y un entorno de desarrollo muy cómodo y ágil permitiendo programación en circuito (ICSP) y depuración en tiempo real. A su vez es una solución de muy bajo costo en comparación con equivalentes de otros fabricantes. Estas son las razones que justifican su elección.

### IV. IMPLEMENTACION DE LAS FUNCIONES

El sistema completo está formado por tres placas denominadas: "Placa principal", "Placa panel" y "Placa fuente". La placa fuente es una fuente de poder genérica que entrega las tensiones de trabajo necesarias (+12VDC y +5VDC) a la placa principal. La placa panel es la interfaz con el operador que contiene indicadores de presión y de flujo por intermedio de "displays" de 7 segmentos además de una alarma sonora y un interruptor para dar comienzo y fin al funcionamiento del equipo. La placa principal contiene el microcontrolador, las conexiones a las otras dos placas, a la bomba y a los sensores para controlarlos.

En Fig. 2 y Fig. 3 se observan los esquemas eléctricos de la placa principal y de la placa panel. En la placa principal

se incluyó la regulación de tensión necesaria para alimentar los sensores de flujo (10 VDC) al igual que un preset multivuelta para regular el umbral de disparo y un potenciómetro para fijar el límite de presión de seguridad. Se optó por utilizar un cristal de 20 MHz como oscilador para lograr estabilidad y precisión en el microcontrolador. Para el manejo de la válvula y la bomba se utilizaron transistores de efecto de campo (FET) debido a su rápida respuesta y bajo consumo de corriente resultante para los puertos del microcontrolador.

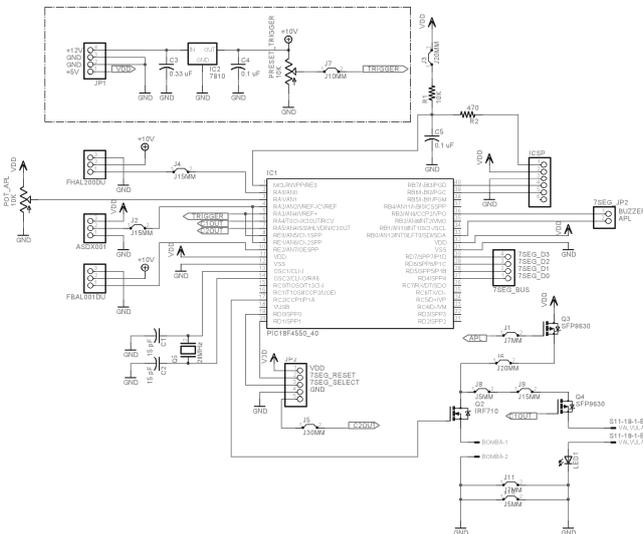


Fig. 2: Esquema eléctrico de la placa principal.

En la placa panel se dispusieron tres displays para mostrar la presión medida utilizando uno de ellos para representar decimales. Con igual criterio para mostrar el flujo se utilizaron dos displays. Estos displays son controlados por circuitos integrados 4511 diseñados para tal fin, los cuales son seleccionados uno por vez utilizando un contador binario 4017 controlado con 2 bits evitando así la ocupación de 5 bits del puerto del microcontrolador.

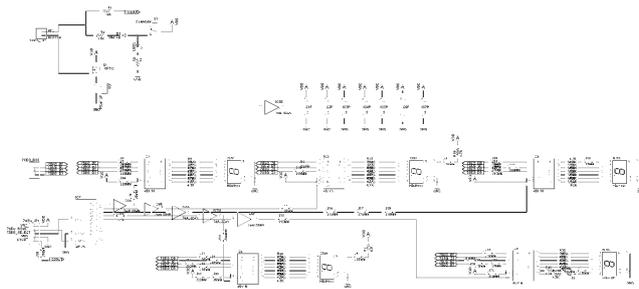


Fig. 3: Esquema eléctrico de la placa panel.

Aun teniendo la posibilidad de implementar todas las funciones de comparación de presiones por software, se opta por utilizar los comparadores disponibles en el microcontrolador tanto para detener el flujo inyectado en caso de sobrepresiones como para distinguir entre fase inspiratoria y espiratoria. De esta manera se independizan del software estas tareas fundamentales liberando recursos para ejecutar las demás tareas como la monitorización del flujo y de la presión. En la Fig. 4 se muestra el prototipo completo donde se aprecian las tres placas y demás componentes.

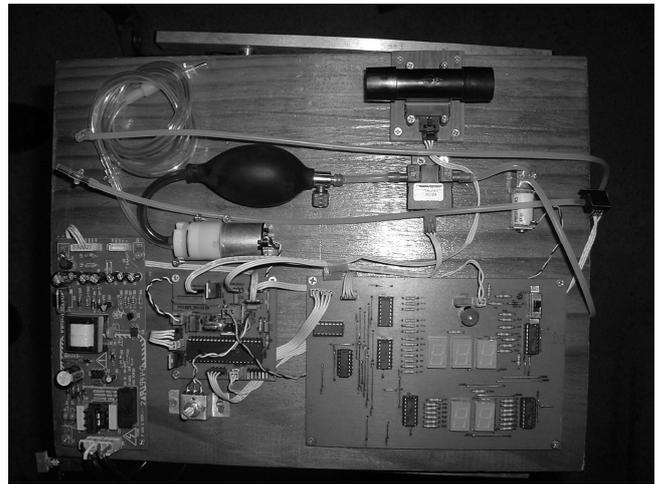


Fig. 4: Prototipo completo.

### A. Calibración del sensor de flujo

Una vez armado el equipo se utilizó un analizador de flujo marca "TSI" modelo "Certifier FA Plus" para calibrar tanto el sensor de presión como el de flujo. El ensayo se realizó utilizando un ventilador de flujo continuo marca "Sechrist" modelo "IV-100B" conectado según el esquema de la Fig. 1 utilizando como paciente un pulmón artificial pasivo estándar.

### B. Calibración del sensor de presión

Al tratarse de un sensor de presión lineal, se realizó la conversión en el microcontrolador para asignar el valor de presión a cada valor de tensión leído. Para determinar la curva de calibración se tomaron los valores obtenidos por el convertor A/D (ADC) en los extremos (0 psi y 1 psi). Luego a modo de verificación se conectó el analizador de flujo en el mismo puerto que el sensor de presión; se encendió el ventilador en modo presión continua en la vía aérea (CPAP) y se comenzó a variar y registrar la PEEP según se indica en la Tabla I. Los valores de referencia son los medidos por el analizador de flujo "TSI Certifier FA PLUS" [19].

TABLA I

VALORES DE PRESIÓN UTILIZADOS EN LA CALIBRACIÓN Y REGISTRADOS POR EL ANALIZADOR DE FLUJO TSI CERTIFIER FA PLUS Y POR EL PROTOTIPO.

Ventilador (cmH <sub>2</sub> O)	Analizador (cmH <sub>2</sub> O)	Prototipo (cmH <sub>2</sub> O)	Error %
0	0.00	0.0	0.0
1	1.10	1.1	0.0
3	2.98	3.0	0.7
5	5.15	5.1	1.0
10	9.87	9.9	0.3
20	21.20	21.1	0.5
30	28.72	29.1	1.3
40	39.61	39.3	0.8
50	48.71	48.4	0.6
60	59.15	58.8	0.6
70	68.54	68.1	0.6

Al variar la PEEP se contrastaron los valores de presión obtenidos en el analizador de flujo con los desplegados por el prototipo. El resultado obtenido indica que en el rango de trabajo se obtuvo un error menor a 1.3 %.

### C. Calibración del sensor de flujo interno

Según las especificaciones técnicas del fabricante [12] del sensor, su comportamiento no es lineal como se muestra en la Fig. 5, por lo cual es necesario incluir la curva de calibración en el microcontrolador. Para simplificar la programación utilizamos aproximaciones lineales de la curva en tres trozos comprendidas de 0 a 100 sccm, 100 a 700 sccm y de 700 a 1000 sccm.

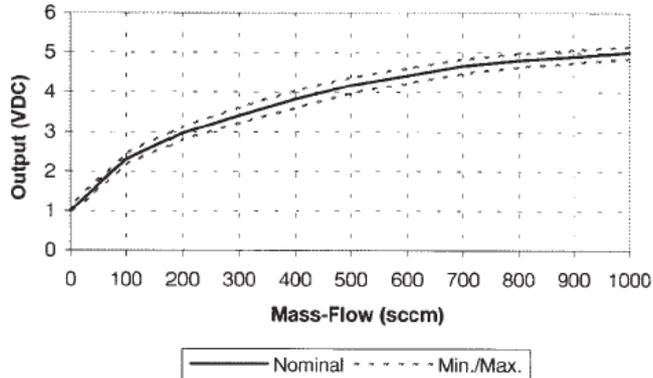


Fig. 5: Curva de respuesta del sensor de flujo dada por el fabricante [7].

Para realizar la calibración del sensor de flujo interno, se colocaron en serie el flujímetro del ventilador, el analizador de flujo y el sensor a calibrar. Luego se incrementó el flujo en el ventilador comenzando desde 0 L/min hasta 1 L/min de a 0.1 L/min y se compararon las lecturas del prototipo con las del analizador. La calibración con tres rectas deducidas de la Fig. 5 necesitó ajustes de las pendientes “a” y cortes “b” del eje ( $y = ax + b$ ) ya que el fabricante expresa el comportamiento del sensor únicamente en forma gráfica y se logra la Tabla II.

TABLA II

VALORES DE FLUJO UTILIZADOS EN LA CALIBRACIÓN Y REGISTRADOS POR EL ANALIZADOR DE FLUJO TSI CERTIFIER FA PLUS Y POR EL PROTOTIPO.

Ventilador (L/min)	Analizador (L/min)	Prototipo (L/min)	Error (%)
0	0.03	0.0	0.0
0.1	0.11	0.1	9.1
0.2	0.19	0.2	5.3
0.3	0.32	0.3	6.3
0.4	0.37	0.4	8.1
0.5	0.53	0.5	5.7
0.6	0.62	0.6	3.2
0.7	0.69	0.7	1.4
0.8	0.84	0.8	4.8
0.9	0.92	0.9	2.2
1.0	1.1	0.9	18.2

La columna “Ventilador” indica la presión objetivo utilizada como referencia mientras que la columna “Analizador” representa los valores exactos contra los cuales se calibró el equipo. El error máximo (estimado como Prototipo-Analizador/Analizador) encontrado es de 18.2 % que se observa en el extremo del rango de trabajo. Esto puede ser atribuido a la saturación del sensor al trabajar con flujos próximos a su capacidad máxima.

### D. Calibración del sensor de flujo externo

El sensor externo no requiere calibración ya que se utiliza para detectar si existe flujo positivo. Para ello se regula en

forma empírica un umbral de disparo ajustando un preset (“PRESET\_TRIGGER”) destinado para tal fin.

## V. ENSAYOS IN VIVO

Para evaluar la efectividad del equipo se utilizó un modelo de cerdo recién nacido. El estudio se realizó siguiendo los principios éticos que regulan la experimentación animal determinados por la Declaración de Helsinki y la Sociedad Americana de Fisiología [20].

Se utilizaron cerdos de entre 12 y 48 horas de vida ( $n=2$ ) para evaluar la eficiencia del módulo en un pulmón sano y otro patológico. El modelo incluyó la monitorización completa de la hemodinamia y de la ventilación así como la evaluación gasométrica. En un animal se monitoriza también el  $\text{CO}_2$  al final de la espiración ( $\text{EtCO}_2$ ) por capnografía. Se utilizó un ventilador de flujo continuo ciclado por presión marca “Sechrist” modelo “IV-200”.

A. Cerdo 1(01/04/2009) – Pulmón sano (Peso: 1700 g, Talla: 32 cm, Sexo: Masculino)

Una vez preparado el modelo, se realizó una gasometría con la cual se obtuvo una  $\text{PaCO}_2$  de 69.0 mmHg, se conectó el módulo apagado y al cabo de 20 minutos la  $\text{PaCO}_2$  aumentó a 80.4 mmHg. Este fenómeno se explica por haber incrementado el espacio muerto instrumental en 600 % aproximadamente debido al volumen del sensor de flujo usado como disparador. Luego se encendió el equipo y a los 20 minutos se realizó otra gasometría resultando en un descenso de la  $\text{PaCO}_2$  a 52.5 mmHg. Para corroborar que este descenso se debía al encendido del módulo se lo volvió a apagar y al cabo de 20 minutos la  $\text{PaCO}_2$  volvió a aumentar pero esta vez a 95.7 mmHg. Finalmente se volvió a encender el equipo y la  $\text{PaCO}_2$  bajó a 55.6 mmHg. Se confirma que el equipo produce el efecto deseado.

B. Cerdo 2 (13/05/2009) - Pulmón lesionado (Peso: 1600 g, Talla: 33 cm, Sexo: Femenino)

Para provocar la injuria pulmonar se realizaron lavados pulmonares de 20 ml de suero fisiológico en la vía aérea seguidos de aspiración endotraqueal, cada 5 min, completando un total de 15 instancias. En esta oportunidad se resolvió quitar el sensor de flujo disparador para evitar el incremento del espacio muerto observado en el Cerdo 1. Por lo tanto se utilizó insuflación continua (inspiración y espiración) en vez de intermitente como se hizo en el primer experimento. En este caso se observó que la  $\text{PaCO}_2$  disminuyó de 53.3 a 44.5 mmHg al encender el equipo durante 5 minutos. Se constató también que al encender el equipo se pudo reducir la frecuencia respiratoria en 10 rpm logrando la misma  $\text{PaCO}_2$  inicial, que indica que se podría ventilar a un paciente con una frecuencia menor si se utilizara este módulo, confirmando la posibilidad de disminución volumétrica y del riesgo de volutrauma.

En la Fig. 6 se observa la curva de capnografía registrada. Se distingue la diferencia de amplitud entre las espiraciones con el módulo apagado (flechas blancas) y en las que el equipo se encontraba encendido.

De la misma manera se observa el salto brusco en las tendencias de  $\text{EtCO}_2$  (indicado por la flecha blanca en la Fig. 7) en el momento en que se apaga el módulo.



Fig. 6: Registro capnográfico, hay diferencia de amplitud entre los 6 ciclos (flechas blancas-módulo apagado) y restantes (módulo encendido).

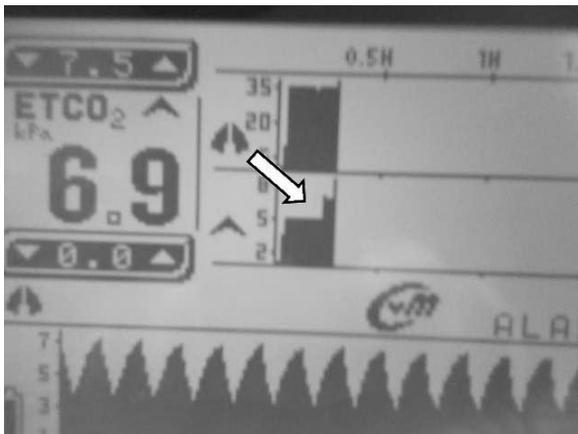


Fig. 7: Registro de tendencias de EtCO<sub>2</sub>; observar cambio ascendente brusco (indicado por la flecha blanca) debido a haber apagado el módulo.

## VI. CONCLUSIONES

Al reducir la PaCO<sub>2</sub>, se logran reducir los parámetros ventilatorios con el mismo efecto, protegiendo así al paciente de posibles daños inherentes a la AVM.

Con los dos experimentos realizados en animales se logra observar que inyectar un pequeño flujo de aire fresco en la tráquea reduce significativamente la PaCO<sub>2</sub> tanto en un animal con pulmón sano como lesionado. En base a los resultados obtenidos se deduce que es posible que cuanto más alta sea la PaCO<sub>2</sub> inicial más efectivo sea el equipo.

El presente módulo está en etapa de experimentación, y se está trabajando en determinar si existe un flujo óptimo o si se debe ajustar para cada caso en particular. A su vez sería importante reemplazar el sensor de flujo externo (disparador) por uno de menor volumen para evitar el incremento del EMI en forma tan significativa. Se plantea como mejora la implementación de un sistema de humidificación de gas inyectado. Se evaluará la eficacia de este equipo en pulmones con diferentes grados de injurias.

## AGRADECIMIENTOS

A los integrantes de la cátedra de Neonatología, Área Básica: Dr. Fernando Silvera, Dr. Pablo Bolioli, Ing. BioQ. Lucía Vaamonde, Dr. Mario Moraes y José Barreto. A la empresa TECMAR MEDICA S.A. por su colaboración facilitando el instrumental para las calibraciones del equipo. A Eduardo Thevenet (GE Healthcare consultant) por la información brindada y colaboración en la etapa de diseño y

desarrollo. Al laboratorio Vygon por el suministro de las sondas endotraqueales. A la granja "La Familia" por brindar los cerdos para realizar los experimentos.

## REFERENCIAS

- [1] Epstein SK. "TGIF: tracheal gas insufflation: for whom?" *Chest* 2002;122(5):1515-7.
- [2] Benditt J, Pollock M, Roa J, Celli B. "Transtracheal delivery of gas decreases the oxygen cost of breathing." *Am Rev Respir Dis* 1993;147(5):1207-10.
- [3] Bergofsky EH, Hurewitz AN. "Airway insufflation: physiologic effects on acute and chronic gas exchange in humans." *Am Rev Respir Dis* 1989;140(4):885-90.
- [4] Couser JI, Jr., Make BJ. Transtracheal oxygen decreases inspired minute ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1989;139(3):627-31.
- [5] Danan C, Dassieu G, Janaud JC, Brochard L. "Efficacy of dead-space washout in mechanically ventilated premature newborns." *Am J Respir Crit Care Med* 1996;153(5):1571-6.
- [6] Slutsky AS, Menon AS. "Catheter position and blood gases during constant-flow ventilation." *J Appl Physiol* 1987;62(2):513-9.
- [7] Slutsky AS, Watson J, Leith DE, Brown R. "Tracheal insufflation of O<sub>2</sub> (TRIO) at low flow rates sustains life for several hours." *Anesthesiology* 1985;63(3):278-86.
- [8] Dassieu G, Brochard L, Benani M, Avenel S, Danan C. "Continuous tracheal gas insufflation in preterm infants with hyaline membrane disease. A prospective randomized trial." *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162(3 Pt 1):826-31.
- [9] Oliver RE, Rozycki HJ, Greenspan JS, Wolfson MR, Shaffer TH. "Tracheal gas insufflation as a lung-protective strategy: physiologic, histologic" *Pediatr Crit Care Med* 2005;6(1):64-9.
- [10] Bomba de módulo NIBP de monitor multiparámetro "Bionet BM3".
- [11] Microchip, <http://www.microchip.com>, Julio 2009.
- [12] Sensortech, "FBAL001DU Datasheet May 2008 / 722".
- [13] Sensortech, "Series 11" Datasheet June 2007 / 259.
- [14] Sensortech, "FHAL200DU Datasheet E / 11726 / A".
- [15] GE Healthcare, Latex Free, [http://www.gehealthcare.com/us/en/perinatal/mat\\_fetal\\_mon/docs/AlIOOurBPCuffs\\_AccessoriesLatexFree.pdf](http://www.gehealthcare.com/us/en/perinatal/mat_fetal_mon/docs/AlIOOurBPCuffs_AccessoriesLatexFree.pdf), Julio 2009.
- [16] OSHA, "Latex All", <http://www.osha.gov/SLTC/latexallergy/>, 2009.
- [17] Wikipedia Latex [http://en.wikipedia.org/wiki/Latex\\_allergy](http://en.wikipedia.org/wiki/Latex_allergy), 2009
- [18] M. Guzmán, C. Rodas y S. Rojas, "Prevalencia y Factores de Riesgo de Sensibilización al Látex, H Trabajador Santiago" <http://www.cienciaytrabajo.cl/pdfs/21/pagina%20141.pdf>, 2009.
- [19] TSI, CERTIFIER® FA AND CERTIFIER® FA PLUS VENTILATOR TEST SYSTEMS, <http://www.tsi.com>, Julio 2009.
- [20] Sociedad Am. Fisiología, Guiding Principles for Research Involving Animals and Human Beings, <http://www.the-aps.org/>, Julio 2009.
- [21] John G. Webster, "Medical instrumentation", Measurements of the respiratory system, vol. 3, pp. 372-437, 1998.
- [22] Franco Simini, "Ingeniería Biomédica. Perspectivas desde el Uruguay", Proyecto de equipos biomédicos, vol. 1, pp 17-28, 2007.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice E - Publicación 2011  
EMC diagnostics and design  
modifications on a dead space  
reduction device for neonatal  
mechanical ventilators

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# EMC diagnostics and design modifications on a dead space reduction device for neonatal mechanical ventilators

Daniel Thevenet, Franco Simini

*Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República, Montevideo, URUGUAY dantk@adinet.com.uy*

**Abstract—** Electromagnetic compatibility analysis and design implementations are applied to a patient ventilation assistance device. The electromagnetic interferences weak points of the developed equipment are treated in order to achieve the compatibility under intensive care units environments. Aspects as “electromagnetic susceptibility” and “electromagnetic emissions” of the device are treated as well as the possible external interference sources.

**Key words—** EMI, EMC, interference, dead space, washout, neonatal, ventilation.

## I. INTRODUCTION

THE electromagnetic interference (EMI) is the degradation of the performance of a device, equipment, or system caused by an electromagnetic phenomenon (“electromagnetic disturbance”) which can also adversely affect living or inert matter [1].

As it is widely known, the EMI is an undesired effect present in our everyday life’s devices or appliances like TVs, cell phones, radios, computers and even in much more sophisticated devices like laboratory instrumental or medical equipments.

When the involved devices under interference are not related to security, health or other valuable topics the effects may not be of much importance, but when we talk about life support equipments this is a really important issue to be focused in.

The aim of this work is to analyze and make the pertinent modifications on a specific medical equipment in order to avoid the performance alterations caused by EMI at intensive care units (ICU) of hospitals.

As any kind of noise, we should know that the interferences cannot be “removed”, they can only be reduced to an insignificant level which results on a “clean” system.

The equipment under analysis is a device which is connected to a patient together with a respirator in order to improve the effects of the ventilation. The performance is improved by removing the undesired effects of the “dead space” on the airway circuit (“dead space washout”). The dead space is the portion of the airway where there is no gas exchange (oxygen - carbon dioxide). The instrumental dead space is the portion used for the patient intubation and connection to a ventilation equipment. This includes the volume inside the endotracheal tube (ETT) and any element connected between the ETT and the wye-piece of the circuit (insp. exp. junction) such as flow sensors, diameter adaptors and their in between spaces.

This equipment (dead space washer) injects a fresh gas flow during expiration reducing the carbon dioxide (CO<sub>2</sub>)

remaining in the airway after a respiration, this makes the next respiration to have a higher fresh gas ratio resulting in lower tidal volumes (VT) applied to the patient or equivalent pressures turning into a more protective ventilation.

A functional diagram of this equipment is shown at Fig.01.

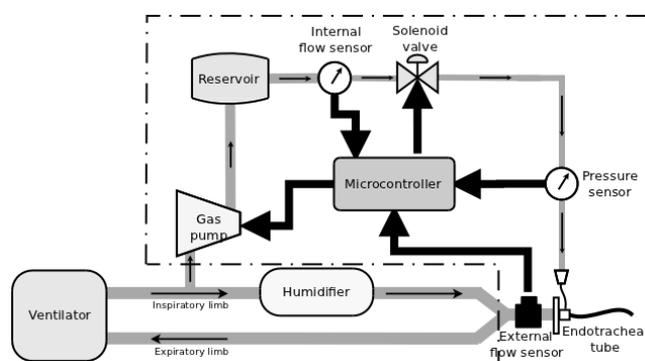


Fig. 01: Full system functional block diagram.

The device saves fresh gas from the inspiratory limb (during the inspiratory phase) into a reservoir (bladder) impulsed by a gas pump. This saved gas is then delivered to the patient during the expiration phase by switching the output solenoid valve. A proximal flow sensor is used in the wye-piece in order to determine when the expiratory phase starts (negative flow).

The airway pressure is continuously monitored as a safety mechanism. All these duties are taken by a microcontroller, and the resulting pressure and injected flow values are shown by a display panel.

The whole system is compounded by the following three printed circuit boards: power supply, main board and display board which are shown on Fig. 02 and Fig. 03.

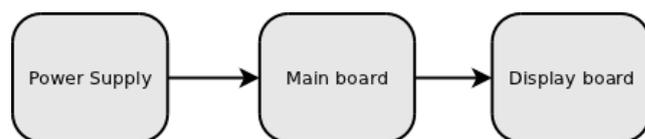


Fig. 02: System boards block diagram.

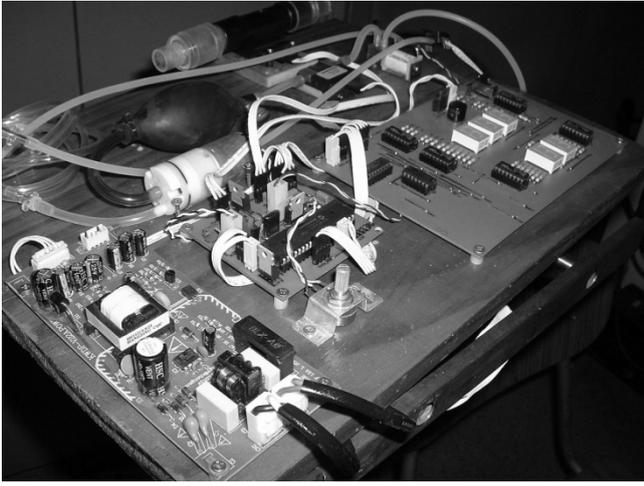


Fig. 03: System boards picture: power supply (left), main board (middle) and display board (right).

## II. EMI SOURCES

Interferences we are exposed to, may belong to different kind of sources that we can easily find on our everyday living.

Two main groups can be distinguished depending on the nature of the noise as “Natural noise” or “Equipment noise”. The Fig. 04 shows a chart detailing different kinds of sources of EMI.

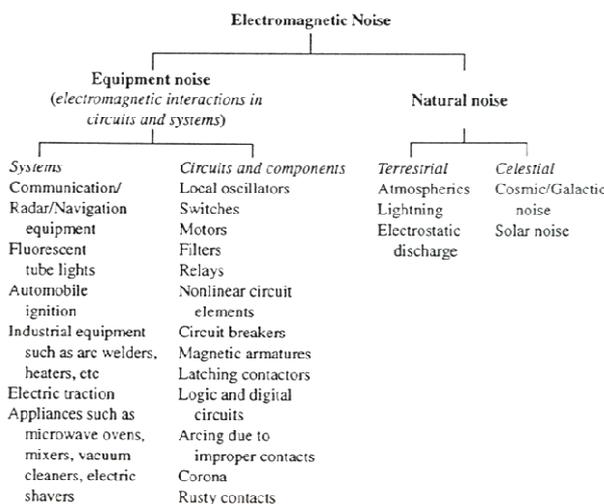


Fig. 04: Sources of electromagnetic interferences [1].

The items listed above are an example of EMI threats we should take into consideration on our design as well as medical equipments commonly present at hospital's environments. In order to understand the way they can affect the performance of our equipment we need to take a look at the different interfering mechanisms shown at Fig. 05 where our device behaves as a “Receptor” and the “Source” can be any of the ones mentioned before.

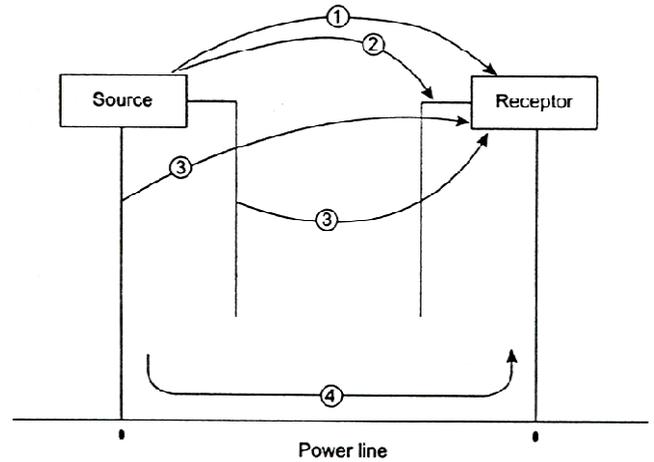


Fig. 05: Mechanisms of electromagnetic interferences [1].

Mechanisms “1”, “2” and “3” are called “radiated interferences” where the physical principle is based on electric (E) and magnetic (H) fields variations, while mechanism “4” are “conducted interferences” owed to voltage (V) and current (I) variations. The radiated interferences are capacitive coupled or inductive coupled due to E or H variations respectively which are propagated through the air from the source to the receptor, instead, conducted interferences are only transmitted through the wires.

Summarizing the mechanisms involved in our situation we can say that cases “1” and “3” concern to the equipment's enclosure susceptibility. Case “2” is applicable to the external flow sensor cable which is the only external electrical connection (except from the power line) present on this device. Regarding case “4” we can observe that is directly applicable to the power cord and should also be considered in the EMI rejection design strategies.

The mechanisms shown above refer to the external interference sources, but we should also take a look to the internal board's cross-talk interference. This is another aspect to be considered in order to avoid a performance alteration due to EMI generated between each printed circuit boards.

## III. EMC

The electromagnetic compatibility (EMC) is defined by Prasad Kodali as follows: “The ability of a device, equipment, or system to function satisfactorily in its electromagnetic environment without introducing intolerable electromagnetic disturbances to anything in that environment” [1]. The above definition strongly refers to electromagnetic susceptibility (EMS) and electromagnetic emissions of the device under test (DUT). This means we should not only avoid been interfered by external sources but being aware of not generating interferences which could alter the performance of the surrounding devices (specially at hospital's ICUs). Thus is how the concept of “Immunity” appears and defined as “The ability of an equipment and/or system to perform without degradation in the presence of an electromagnetic disturbance” [3]. Thus the lower degree of EMS our device had, the higher noise immunity will result. Conceptually, EMC of the DUT results from a balance between electromagnetic emissions and immunity levels achieved.

## IV. EMC IMPLEMENTATION

In order to approach the implementation of the EMC we should take into consideration the following technologies:

- Grounding
- Shielding
- Bonding
- EMI line filters
- PCB design “good practices”

In this case the “grounding” issue is achieved by ensuring a good power ground connection and an equipotential stud terminal. This stud is placed on the back side of the enclosure giving easy access to connect the equipment to an equipotential set together with the rest of the medical equipments.

Regarding “shielding”, the proposal is to cover the inside of the whole plastic enclosure with an aluminum foil connected to ground (equipotential inlet). This way we can assure a full shielding except for the orifices present for connectors and display digits.

To evaluate the shielding effectiveness (SE) we may make use of the following formula [1]:

$$SE(dB) = \alpha_R(dB) + \alpha_A(dB) + \alpha_{IR}(dB) \quad (1)$$

where  $\alpha_R$  is the reflection loss,  $\alpha_A$  is the absorption loss and  $\alpha_{IR}$  are the internal reflection losses.

So, the reflection loss can be calculated for electric field, magnetic field and planar waves respectively as follows:

$$\alpha_R^e(dB) = 322 + 10 \log_{10} \left( \frac{\sigma}{\mu f^3 r^2} \right) \quad (2)$$

$$\alpha_R^m(dB) = 14.6 + 10 \log_{10} \left( \frac{f r^2 \sigma}{\mu} \right) \quad (3)$$

$$\alpha_R^{pw}(dB) = 168 + 10 \log_{10} \left( \frac{\sigma}{\mu f} \right) \quad (4)$$

where “ $\mu$ ” is the relative permeability with respect to air, “ $\sigma$ ” the conductivity with respect to copper, “ $f$ ” the maximum frequency involved and “ $r$ ” is the distance from the source of interference (in meters).

$$\alpha_A(dB) = 131.4 t \sqrt{f \mu \sigma} \quad (5)$$

where “ $t$ ” is the thickness of the material used for shielding (in meters).

$$\alpha_{IR}(dB) = 20 \log_{10} \left| 1 - \frac{(v-1)^2}{(v+1)^2} e^{-2t(1+j)\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \right| \quad (6)$$

$$v = c \sqrt{\frac{\omega \epsilon_0}{\sigma}}$$

where  $c = 3.0 * 10^8$  m/s and “ $\epsilon_0$ ” is the dielectric permittivity.

In case our shielding had a good absorption loss ( $\alpha_A > 15dB$ ), the term  $\alpha_{IR}$  can be neglected.

Making use of the formulas (1) to (6) for our enclosure with an aluminum foil of about 0,5 mm thick, a maximum frequency of 100 KHz (given by the power supply), 1 cm clearance from boards to enclosure and looking up  $\mu$  and  $\sigma$  from Table 1, we get:

$$\alpha_R^e = 209.8 dB$$

$$\alpha_R^m = 22.4 dB$$

$$\alpha_R^{pw} = 115.8 dB$$

$$\alpha_A = 16.2 dB$$

Material	Conductivity with respect to copper	Relative permeability with respect to air	Use
Mu-Metal	0.03	80,000	Shielding wall
Iron	0.17	1,000	Shielding wall
Steel	0.10	1	Shielding wall
Silver	2.05	1	Contact plating
Copper	1.0	1	Shielding wall
Gold	0.70	1	Contact plating
Aluminum	0.61	1	Shielding wall
Zinc	0.29	1	Sheet plating
Brass	0.26	1	Flanges
Phosphor Bronze	0.18	1	Spring contacts
Monel	0.04	1	Gaskets

Table 1: Conductivity and relative permeability of different materials [1].

Therefore, as  $\alpha_A > 15dB$  we can neglect the term  $\alpha_{IR}$  and consider this shielding design appropriate for this equipment.

As well, a shielded and grounded cable is used for the external flow sensor connection.

In this case “bonding” is performed by the use of bolts and nuts connected by copper cables as it is a very suitable bonding technique for the design of this equipment. This way we can assure a good interconnection between shields and ground reference points. This bonding technique is shown by Fig. 06.

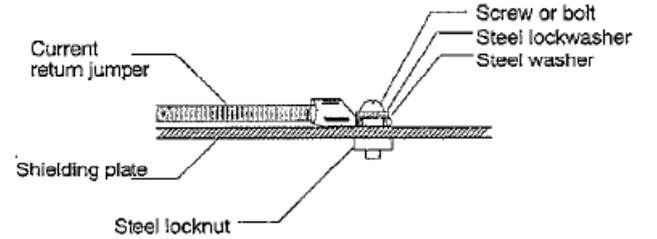


Fig. 06: Bonding technique based on bolts and nuts [1].

In terms of EMI line filters, the only involved board in this device is the power supply, so it is replaced by a medical grade power supply which complies with the IEC 60601-1-2 standard [3] turning the power management block into an EMC unit. By using an IEC 60601-1-2 compliant power supply we can rely on the electromagnetic emissions and immunity for conducted and radiated interferences where the corresponding EMI line filters are included. The power supply selected for this equipment is the “MW4012F” model from “Elepac Power Systems” manufacturer [4].

Moreover the standards compliant characteristics of the power supply, we should avoid any cross-talk between boards. Taking a look at the boards of the equipment, we can recognize that the only one which can generate radio frequency interference (RFI) is the power supply. This is because the main board and the display board do not drive as high currents and voltages as the power supply does. Thus, a good practice is to shield the whole power supply. In this case we can make use of an aluminum case connected to ground. This way we can make sure there will not be performance degradation due to undesired RFI emitted inside the device. The calculus

made for the enclosure shielding are the same for the power supply shielding but we could make use of a thicker aluminum foil in order to make it easier to build a case. So we can consider a 1 or 2 mm thick aluminum foil keeping shielding effectiveness and achieving a harder structure (not as wobble as the 0.5 mm thick foil).

According to the PCB design good practices there are two aspects to consider, including generous ground planes on each board and gold plated terminals for board connectors if possible [5].

We can summarize the techniques applied to achieve the EMC as follows:

*A. Radiated interferences (mechanisms “1” and “3”)*

Plastic enclosure shielded with aluminum foil.

*B. Radiated interferences (mechanism “2”)*

Shielded cable for the external flow sensor.

*C. Conducted interferences (mechanism “4”)*

Medical grade power supply with low-pass line filters included.

*D. Boards cross-talk interferences*

Power supply shielded with aluminum case.

## V. EMC TESTS

After circuits are assembled on PCBs, each board and the complete equipment should be subjected to EMI/EMC compliance testing. ANSI and IEC standards are available for this purpose [1], [7] where the test set-up and procedures as well as emissions and immunity levels are described for each case.

In case that design modifications were needed after the EMC tests were done, the compliance tests should be repeated in order to assure the EMC is under specifications.

In order to evaluate the effectiveness of our EMC design there are different methods for testing the device.

The ideal one is the open area test site (OATS) which is the international accepted test for measurement of radiated emissions and susceptibility but it is not always possible to have access to this kind of areas [1]. So alternatively there are some methods available to be used in a laboratory as the most common ones named below [1]:

- Microwave anechoic chamber
- Transverse electromagnetic cell (TEM)
- Reverberating chamber
- Giga-Hertz TEM cell (G-TEM)

In our case we could discard the anechoic chamber because of the high cost of construction and that they are designed for frequency ranges higher than the ones involved in our device. The chamber is a good solution for frequencies above about 200 MHz while our design works under about 100 KHz.

The TEM cells are more appropriated for this case as they are much easier to find in a laboratory because of their sizes and cheapness of construction but on the other hand they work only with low frequencies (up to a couple of MHz).

Reverberating chambers are not so popular and we should know very well the behavior of the magnetic field

inside it and carefully correlate test results to the operating conditions. So they are not suitable for our situation.

Another available method and the most appropriate one for our case are the G-TEM cells because they are like an hybrid between a TEM cells and an anechoic chambers obtaining an instrument which can measure wider frequency ranges [1]. Apart from that, G-TEM cells can be built on different sizes and small ones are big enough for our printed circuit boards (PCB). This seems to be the best cost-effective solution to analyze the EMC on our prototype. An example of G-TEM cell is shown on Fig. 07 [1].

Summarizing we can say that the most appropriated solution for our case would be the G-TEM cell in case we had access to one of them.

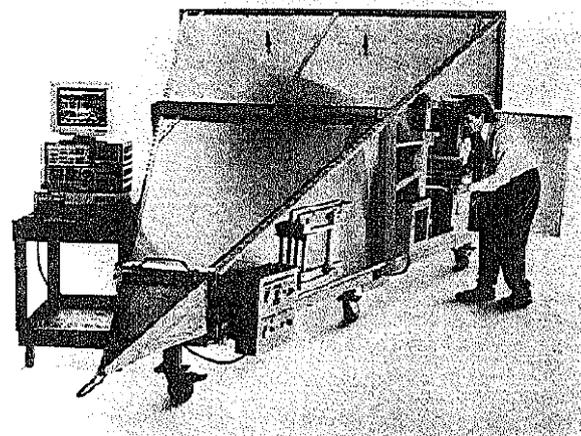


Figure 6-23 Photograph of a GTEM cell [photograph courtesy of the Electromechanics Company]

Fig. 07: G-TEM cell. Picture obtained from page 130 of reference [1].

In addition, we could make use of software tools during the design phase in order to estimate, simulate and analyze the EMI generated by the PCBs [8]-[9]. The use of these computer programs can help to identify the possible EMI generation zones on PCBs. Although this kind of analysis can not assure with certainty that the result will match the reality, it is a good tool to be considered in order to avoid unnecessary trial and error procedures.

## VI. CONCLUSIONS

By the analysis made above we can observe the importance of designing EMC compliant equipments, especially at medical environments where many kinds of electromagnetic emissions can be found because of the great variety of equipments working together. It is also remarkable that good care should be taken at design phase in order to avoid malfunctions due to the external interferences mentioned above. Moreover, it is very important that our design were not a threat for other life support equipments and this is achieved by respecting the emissions levels standards allowed by the legislation.

Finally we can say that taking the design precautions already discussed we can offer a solution that matches the clinicians needs without been aware of performance alterations depending on the situation where it is being used. This is why results of fundamental importance to include the EMC considerations on our research developing projects.

REFERENCES

- [1] V. Prasad Kodali, “Engineering Electromagnetic Compatibility – Principles, Measurements, Technologies, and Computer Models”, IEEE Press / John Wiley, 2001
- [2] J. L. Aparicio Marzo, “Compatibilidad Electromagnética”, [http://laimbio08.escet.urjc.es/assets/files/docencia/IE/Introduccion a EMC\\_IE\\_0809.pdf](http://laimbio08.escet.urjc.es/assets/files/docencia/IE/Introduccion_a EMC_IE_0809.pdf), Dec. 2011.
- [3] IEC International Standard, IEC 60601-1-2 Second edition 200X-YY.
- [4] Elepac Power Systems, MW4012F medical grade switching mode power supply datasheet.
- [5] V. Prasad Kodali, EMI SOURCES, EMC Technologies and Measurements - A Tutorial, Facultad de Ingeniería - Universidad de la República – Montevideo Uruguay, 4, 5 and 6 of July 2011.
- [6] EMI shielding theory, CHOMERICS, <http://www.chomerics.com>
- [7] ANSI C63, <http://www.c63.org>
- [8] EMI Software - EMI Analyst, <http://www.emissoftware.com>
- [9] Mentor Graphics - Quiet Expert  
<http://www.mentor.com/products/pcb-system-design/circuit-simulation/quiet-expert/>

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice F - Publicación 2012  
REGANE: adquisición normalizada de  
señales de una máquina de anestesia

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## **REGANE: adquisición normalizada de señales de una máquina de anestesia**

**Thevenet D, Simini F**

*Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería,  
Universidad de la República, Montevideo, Uruguay*

### **Resumen**

*Fue proyectado y desarrollado REGANE para capturar las señales de la mecánica ventilatoria de máquinas de anestesia marca Medec, permitiendo su análisis y revisión posteriores. Además, REGANE registra los datos de pacientes para asociarlos en la historia clínica electrónica. Las pruebas de REGANE en el block quirúrgico del Banco de Prótesis de Montevideo muestran facilidad de uso y coincidencia con las señales originales.*

### **Palabras Clave**

Máquina de anestesia, adquisición de señales, señales ventilatorias, Medec.

### **Introducción**

Ante la necesidad de analizar “a posteriori” las señales registradas durante la anestesia, se observa que los equipos de uso clínico no ofrecen esta posibilidad. La capacidad de registrar información adquirida durante intervenciones anestésicas tiene ventajas no sólo desde el punto de vista de la investigación clínica sino también desde la óptica de protección en litigios médico-legales. Un ejemplo de esta necesidad es el desarrollo del sistema COMANDAS publicado en 1991 por Cathy B. DeVos [14] donde se realizan registros de señales biológicas en cada sala de cirugía del centro hospitalario, lo cual permite centralizar la información e inferir resultados estadísticos. En este trabajo no se interconectan los ventiladores con lo cual se pierde valiosa información ventilatoria durante la anestesia.

Otro caso diferente pero no de menor interés es el planteado por J. Sheffy [15] donde se registra la actividad electromiográfica del diafragma durante la anestesia. En este caso la información adquirida es unidimensional y se la asocia a cada paciente para su posterior análisis y obtención de resultados estadísticos.

Medec [1] es una fábrica ubicada en la ciudad de Aalst, Bélgica, que inicialmente se dedicó a la fabricación de accesorios de anestesia y respiración pero con el transcurso del tiempo cambió su enfoque a soluciones completas de anestesia como es el caso de la “máquina de anestesia”. Entre los productos de Medec se encuentra la máquina de anestesia modelo “Saturn Evo Color” (Fig. 1) que es sobre la cual se ha desarrollado la ampliación de funcionalidades que se describe aquí. El equipo Saturn es capaz de transmitir los datos de monitorización en forma continua a través de un puerto serie RS232C (conector DB9-F).

Las señales ventilatorias monitorizadas y los parámetros calculados son:

- VT: Volumen corriente
- VM: Volumen minuto
- PIP: Presión pico
- Media: Presión media

- PEEP: Presión positiva al final de la espiración
- Meseta: Presión meseta (“Plateau”)
- Compl.: Complacencia (“Compliance”)
- f: Frecuencia respiratoria
- Modo: Modo ventilatorio (CMV, PCV, SIMV o Manual/Espontáneo)
- Alarmas: Alarmas activadas durante la ventilación
- Curva de presión (presión en vías aéreas muestreada cada 10 ms)

Una parte de la máquina de anestesia es el ventilador mecánico en cuya pantalla (Fig. 2) se observan los parámetros monitorizados en la parte inferior (EXP.TV, MIN.VOL, PIP, PEEP, MEAN, PLAT.P., COMPL.). En el uso clínico del equipo “Saturn Evo Color”, además de la visión efímera de la señal de presión de vía aérea y demás parámetros ventilatorios (Fig. 2) durante la cirugía, es necesario contar a posteriori con esa misma información para realizar estudios. Por ejemplo, la revisión crítica de los actos anestésicos con fines docentes, de control de calidad o de investigación no puede ser realizada con la dotación de fábrica del equipo. En particular el disponer de una serie temporal de las variables fisiológicas es condición necesaria para procesar las señales, cuantificar el efecto de maniobras ventilatorias o farmacológicas que realice el clínico. Estas limitaciones llevaron al diseño de la solución que se describe en este trabajo.

### Objetivos

Los objetivos del proyecto son los siguientes:

1. Obtener en un PC los datos de monitorización de parámetros ventilatorios enviados desde la máquina de anestesia.
2. Desplegar los datos recibidos.
3. Registrar los datos para poderlos ver y analizar pos-intervención quirúrgica.
4. Anexar información de pacientes y de cirugías a los datos ventilatorios recibidos.

En función de las características del equipo y de los requerimientos planteados, se proyectó un programa que combina las capacidades de mostrar en tiempo real y de registrar en disco los parámetros calculados y las señales de presión. Esta funcionalidad no está disponible ni en la fábrica Medec ni en el mercado.

Una vez desarrollada la solución –que llamaremos **REGANE**- que combina conexión y programación, el objetivo secundario fue el de probar el funcionamiento en procedimientos quirúrgicos.

### Metodología

Si bien Medec no ofrece la función deseada, dispone en cambio del protocolo de comunicación documentado para implementar la solución por parte de cada usuario. Se plantea que el producto a desarrollar sea capaz de ser ejecutado en plataformas MS Windows XP/Vista. Por lo tanto se elige como lenguaje de programación “Visual Basic .NET” utilizando el entorno de desarrollo “MS Visual Studio 2008”. De esta manera además de una interfaz visual amigable se logra compatibilidad con los sistemas operativos mencionados.

#### **A. Hardware**

La interfaz entre la máquina de anestesia y la PC consiste en un cable serial DB9-M a DB9-F directo (pin a pin) si la PC dispone de puerto serie, en caso contrario se pueden utilizar adaptadores USB-RS232 [3].

#### **B. Protocolo de comunicación**

El protocolo de comunicación es propietario de Medec y fue desarrollado específicamente para sus máquinas de anestesia. Este protocolo está formado por una estructura de paquetes de largo fijo identificados por un mismo encabezado. La Fig. 3 muestra la estructura mencionada.

Los paquetes son transmitidos en forma ininterrumpida con una cadencia de un paquete cada 10 ms, permitiendo así representar la curva de presión en vía aérea en tiempo real al igual que el resto de los parámetros ventilatorios.

#### **C. Adquisición de datos**

**REGANE** presenta en pantalla y almacena en disco los datos que recibe por el puerto serie. Para esto se definió una rutina de adquisición que se basa en detectar cada paquete, identificar la información contenida, interpretarla, mostrarla en pantalla y finalmente almacenarla.

La rutina de adquisición se basa en un bucle continuo con “timeout” que recibe bytes de a uno y los compara con el primer byte esperado del encabezado. En caso de no coincidir se lo descarta, incrementa y evalúa un contador de “timeout” y se vuelve a leer el byte siguiente. Si esta situación se repite hasta alcanzar el “timeout” especificado se asume que no hay un equipo conectado o que el protocolo utilizado no coincide con el esperado y se finaliza la conexión advirtiendo al usuario.

Si por el contrario el byte recibido coincide con el esperado se lee el resto del encabezado y se vuelve a comparar repitiendo la dinámica utilizada para el primer byte. Cuando el encabezado es correcto se lee el resto del paquete donde se encuentran los datos útiles. En la Fig. 4 se muestra un diagrama de flujo de la rutina de adquisición de datos desarrollada.

#### **D. Interfaz gráfica de REGANE**

La interfaz gráfica del software se basa en una única ventana que contiene la información recabada y la información de paciente y de circunstancias para anexar al archivo de registro. Teniendo en cuenta el trabajo de Beuscart-Zéphir [12] donde se concluye que el exceso de datos superfluos en pantalla complejiza innecesariamente el sistema llevando a la pérdida de interés de los usuarios en el software, el criterio de desarrollo de la interfaz de usuario fue el de presentar la mínima información indispensable para el control de calidad de los datos recogidos. El clínico tiene la visión en tiempo real de las variables registradas en el paciente tal como quedarán archivadas en el repositorio. Este criterio de diseño evita sorpresas desagradables si el sistema de registro de señales es invisible para el usuario. Con un criterio similar al WYSIWYG (“What You See Is What You Get”) la pantalla de **REGANE** no esconde nada de la información numérica y gráfica (presión en vía aérea) que se maneja y que será incluida en los vectores a guardar en los archivos correspondientes.

La facilidad de uso de **REGANE** es condición necesaria para que sea adoptado por los clínicos, por lo tanto el diseño de la pantalla fue optimizado para tal fin. Tamaño de los caracteres de las variables (1 cm de altura) y grosor de la gráfica de presión, entre otros son los parámetros de diseño que fueron muy cuidados en **REGANE** (Fig. 5).

En la esquina superior derecha de la ventana se observan los botones para conectar y desconectar, al igual que la lista desplegable para seleccionar el puerto COM a utilizar. Una vez iniciada la comunicación, **REGANE** comenzará a mostrar en tiempo real los datos obtenidos.

La ventana presenta un área de curvas donde se representa gráficamente la presión en vía aérea obtenida. Sobre la derecha se muestran los parámetros ventilatorios monitorizados. En la mitad inferior de la ventana se encuentran los campos para introducir la información del paciente (“Apellidos”, “Nombres”, “ID”, “Edad”, “Sexo” y “Peso”) y de la cirugía (“Cirujano”, “Anestesiista”, “Tipo de cirugía” y “Fecha y hora de inicio”).

El botón “Comenzar registro” permite iniciar el proceso de almacenamiento de datos en disco y una vez presionado cambia su nombre a “Detener registro” para finalizar la grabación. En el extremo superior izquierdo se encuentra el área de alarmas donde se despliegan los mensajes correspondientes a cada alarma activada durante la operación a la vez que se emite un sonido de alarma similar al emitido por la máquina de anestesia. Este sonido puede ser deshabilitado desmarcando la opción “Alarma” que se encuentra en dicho área. En la barra de estado se representan el tiempo transcurrido de registro, el tamaño del archivo de datos (binario) y el tamaño del archivo de datos ASCII (CSV). A su vez debajo del botón “Comenzar registro” se muestra la ruta y el nombre del archivo de registro que se está generando durante la adquisición.

#### **E. Estructura de archivos**

**REGANE** almacena tres tipos de archivos:

- Datos en crudo (binario) recibidos de la máquina de anestesia (“**.dat**”)
- Datos del paciente y de la cirugía en formato ASCII (“**.pac**”).
- Datos ventilatorios en formato ASCII CSV (“**.csv**”).

Los archivos CSV (Comma Separated Values) son almacenados para verlos con programas genéricos de planillas de cálculo como MS Excel, OpenOffice Calc u otros. Los tres archivos generados tienen el mismo nombre salvo por sus extensiones (“**.dat**”, “**.pac**” y “**.csv**”) para generar una terna vinculada a cada situación.

El nombre de los archivos está compuesto por los apellidos del paciente, sus nombres, y la fecha y hora del comienzo de la cirugía utilizado como “timestamp” para identificar registros diferentes de un mismo paciente. La estructura del nombre de archivos es la siguiente:

**“RegAne\_v1\_<apellidos>-<nombres>\_<AAAAMMDDhhmmss>”**

Donde los campos <apellidos> y <nombres> son reemplazados con los del paciente y el campo final está conformado por año, mes, día, hora, minutos y segundos. Por ejemplo,

si se inicia el registro del paciente Juan Pérez el día 10 de mayo de 2012 a las 09:40:33, los archivos generados serán:

“RegAne\_v1\_Perez-Juan\_20120510094033.dat”

“RegAne\_v1\_Perez-Juan\_20120510094033.pac”

“RegAne\_v1\_Perez-Juan\_20120510094033.csv”

Estos archivos son almacenados en una carpeta llamada “Registros” ubicada en la ruta donde se encuentra **REGANE** en ejecución. Por ejemplo: “C:\Archivos de Programa\RegAne\Registros”.

## Resultados

Para realizar las pruebas de **REGANE** se siguieron los siguientes pasos:

1. Simulaciones de parámetros y señales de la máquina de anestesia con un programa de prueba (valores fijos y curva ficticia).
2. Registros reales con máquina de anestesia en el Block Quirúrgico del Banco de Prótesis utilizando pulmón de prueba (bolsa de látex).
3. Adquisición con software datalogger(“PuTTY”[5] y con el programa “Eltima-Serial Port Monitor”[6]).
4. Utilización de computadoras diferentes con sistemas operativos Windows Vista y Windows XP.
5. Registros utilizando puerto RS232 nativo y adaptadores USB-RS232 [3]-[4].

Los ensayos permitieron corregir errores en fase de depuración. Estos errores se encontraban en la rutina de adquisición, aceptando paquetes no válidos y por ende desplegando información incorrecta tanto en el área de parámetros como en la curva de presión. En las Fig. 6 y 7 se observan algunos de los errores mencionados.

A su vez se modificó el tamaño del buffer de entrada del puerto serie ya que había datos que se perdían al no caber en el tamaño del buffer predeterminado. De esta manera desde el punto de vista de la rutina de adquisición, se recibían paquetes a los cuales les faltaban bytes de datos y se completaban con los primeros bytes de los paquetes siguientes. Tras resolver los inconvenientes encontrados se obtuvo una señal limpia (curva de presión) en las pruebas siguientes realizadas como se observa en las Fig. 8 y 9.

## Discusión

El desarrollo de **REGANE** permitió reforzar los lazos de trabajo interdisciplinario con los clínicos anestesiólogos. En particular se vio la importancia - dejada de lado por los fabricantes de máquinas de anestesia- del registro duradero de las señales intra-anestésicas. Lo efímero del monitoreo anestésico ha conspirado hasta el día de hoy contra la realización de investigaciones en anestesiología basada en valores de las variables y señales fisiológicas. Con la puesta en marcha de **REGANE** se mejora la capacidad de clínicos e ingenieros trabajando juntos para investigar fenómenos fisiológicos durante las intervenciones quirúrgicas. Estos estudios completan otra línea de investigación similar pero distinta que se refiere al procesamiento en línea de señales neurofisiológicas como son los monitores de profundidad anestésica [11].

Con la experiencia realizada podemos resumir que el proyecto cumplió con las expectativas planteadas cubriendo las necesidades que originaron el desarrollo de **REGANE**.

Resta aún realizar registros en cirugías reales con el fin de obtener la evaluación del funcionamiento de **REGANE** en el quirófano, con lo cual se lograría una realimentación del desempeño que sugieran mejoras o modificaciones que resulten en un mejor producto.

Los desarrollos futuros de **REGANE** incluyen la generación de documentos compatibles con la historia clínica electrónica, como el formato CDA [8]. Como otra posible mejora, **REGANE** debería poder registrar los parámetros y las señales en formato DICOM [10], haciendo entrar la anestesia al mismo nivel de otras especialidades en cuanto a imágenes o señales y a la asociación segura y normalizada con datos patronímicos y clínicos. De esta manera la utilización de **REGANE** dará el paso que falta para integrar la anestesia y su documentación en la Historia Clínica Electrónica, junto con los demás datos registrados por el anestesiista, por ejemplo mediante **CALANEST**, el sistema de registro y control de calidad de la anestesia [9]. El objetivo es lograr un sistema integral como el descrito por A. Taddei [13] donde sea posible vincular información pre-operatoria, intra-operatoria y post-operatoria pero con el aporte brindado por **REGANE** de disponer de datos en forma continua de los parámetros ventilatorios. De esta manera se elimina sobrecargar a los anestesiistas en la tarea de transcribir los parámetros monitorizados en el sistema informático, lo cual conduce a reducir errores y a permitirles dedicarse a las tareas propiamente clínicas.

#### Agradecimientos

Al Prof. Dr. Héctor Píriz por la iniciativa que dio origen al presente trabajo. A la Empresa Medec por facilitarnos la información necesaria para realizar la adquisición de los datos entregados por sus máquinas de anestesia. A Eduardo Thevenet por las sugerencias e ideas brindadas durante la etapa de diseño. Al personal del block quirúrgico del Banco de Prótesis, en especial al Dr. Martín Rubio, Dr. Omar Rompani y a la Jefe de Block Carmen Cruz.

#### Referencias

- [1] Medec Benelux, <http://www.medecbenelux.be>, leído el 28/05/2012.
- [2] Manual de operación “Saturn Evo Color & Monitor de Gases (opcional)”, Medec, Mayo 2009.
- [3] FTDI Chip, USB RS232 cables “Chipi-X10 Cables”, <http://www.ftdichip.com/Products/Cables/USBRS232.htm>, leído el 28/05/2012.
- [4] USBGEAR, USB-COMi-M, <http://www.usbgear.com/USB-PRODUCT-DETAILS.cfm?sku=USB-COMi-M&catid=199&cats=199>, leído 29/12/2012.
- [5] PuTTY, PuTTY a free implementation of Telnet and SSH for Windows and Unix platforms, <http://www.chiark.greenend.org.uk/~sgtatham/putty/>, leído el 29/05/2012.
- [6] Eltima – Serial Port Monitor 4.0, <http://www.eltima.com/products/serial-port-monitor>, leído 30/05/2012.
- [7] Medec Benelux, “RS232 Protocol for anesthesia machines”, 2010.
- [8] Health Level Seven International, <http://www.hl7.org/>
- [9] Redin, A Aratti R y Ayala G “CALANEST - Sistema de registro y control de calidad de historias clínicas de anestesia” Proyecto de fin de carrera, Facultad de Ingeniería, Tutor Prof. Franco Simini, Montevideo, Uruguay – 2006 descrito también en <http://bullseye.com.uy/portal/es/productos/software-salud#calanest>
- [10] NEMA, DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine, <http://dicom.nema.org/>
- [11] NINDEX, Determinación automática del nivel de profundidad anestésica basada en el EEG, <http://www.controls.com/espanol/equiposmedicos/Nindex.htm>
- [12] M.C. Beuscart-Zéphir, J-M. Renard, F. Anceaux, “Activity Analysis for designing an Anesthesia Record System”, The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology, Oct 13-16, 1999, Atlanta, GA, USA.
- [13] A. Taddei, A. Fiaschi, G. Kraft, A. Frania, P. Furfiori, M Del Sarto, F. Santoli. Integrated System for Anesthesia Records in Cardiac Surgery. Computers in Cardiology 2000; 27:789-792.

- [14] Cathy B. DeVos, Martin D. Abel, John P. Abenstein, Thomas N. Spackman. Automatic Data Collection With COMANDAS. An Automated Anesthesia Record Keeping System. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 13, No 4, 1991.
- [15] J. Sheffy, C.N. McLeod. Recording of the Diafragm Activity During Anesthesia. 0-7803-0785-2/92\$03.00 IEEE.

**Datos de Contacto:**

*Daniel Thevenet. Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República. Hospital de Clínicas, piso 15, 11600 Montevideo, URUGUAY, [www.nib.fmed.edu.uy](http://www.nib.fmed.edu.uy), [dantk@adinet.com.uy](mailto:dantk@adinet.com.uy)*

Figuras:



Fig. 1: Máquina de anestesia Medec Saturn Evo Color [2].

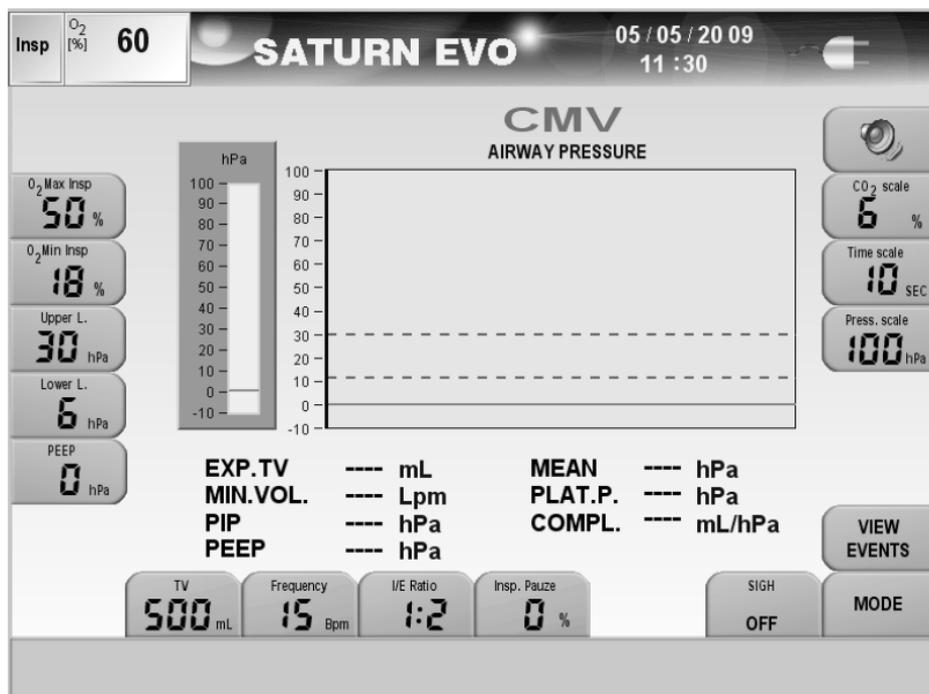


Fig. 2: Pantalla del ventilador de Saturn Evo Color [2].

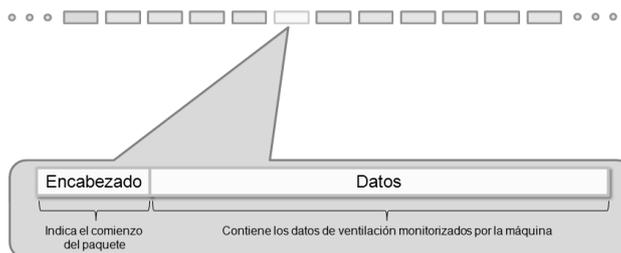


Fig. 3: Diagrama de estructura de paquetes [7].

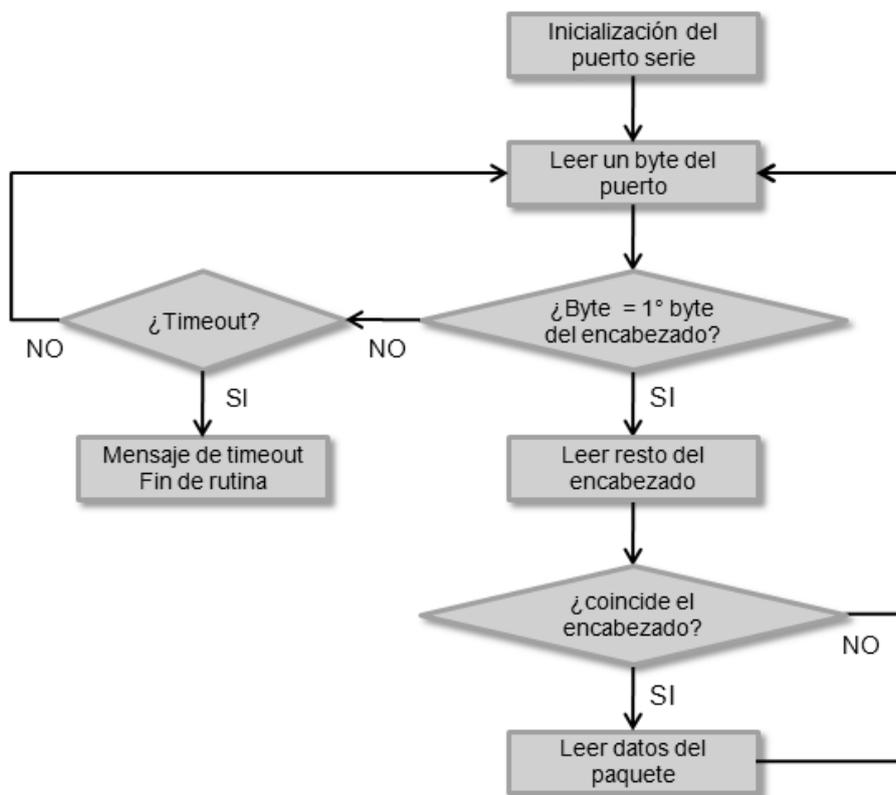


Fig. 4: Diagrama de flujo de rutina de adquisición de REGANE.

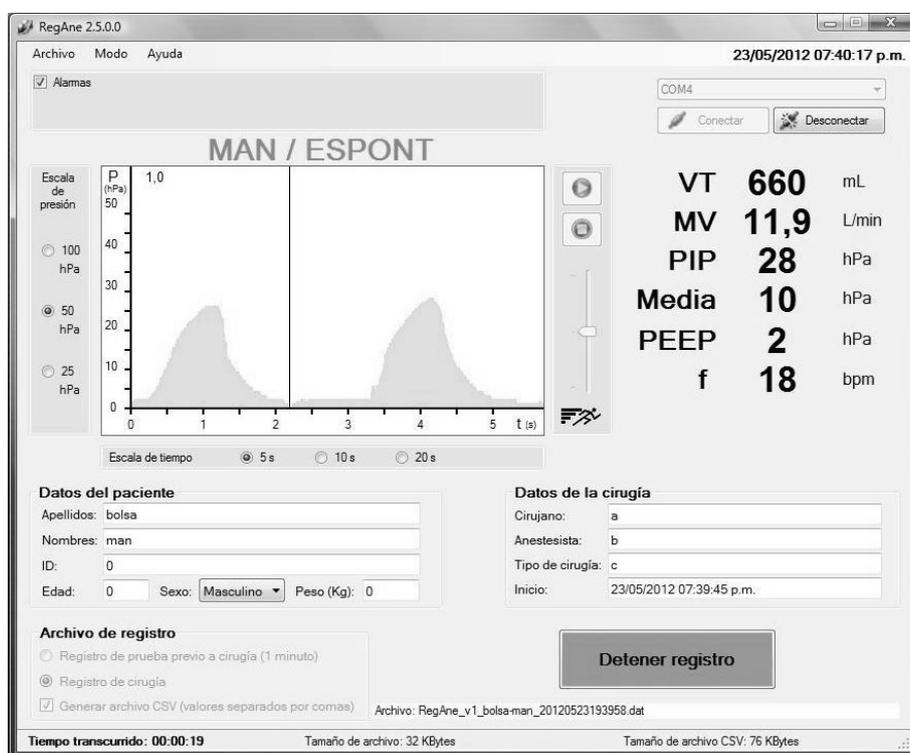


Fig. 5: Pantalla en situación de registro operando en modo manual.

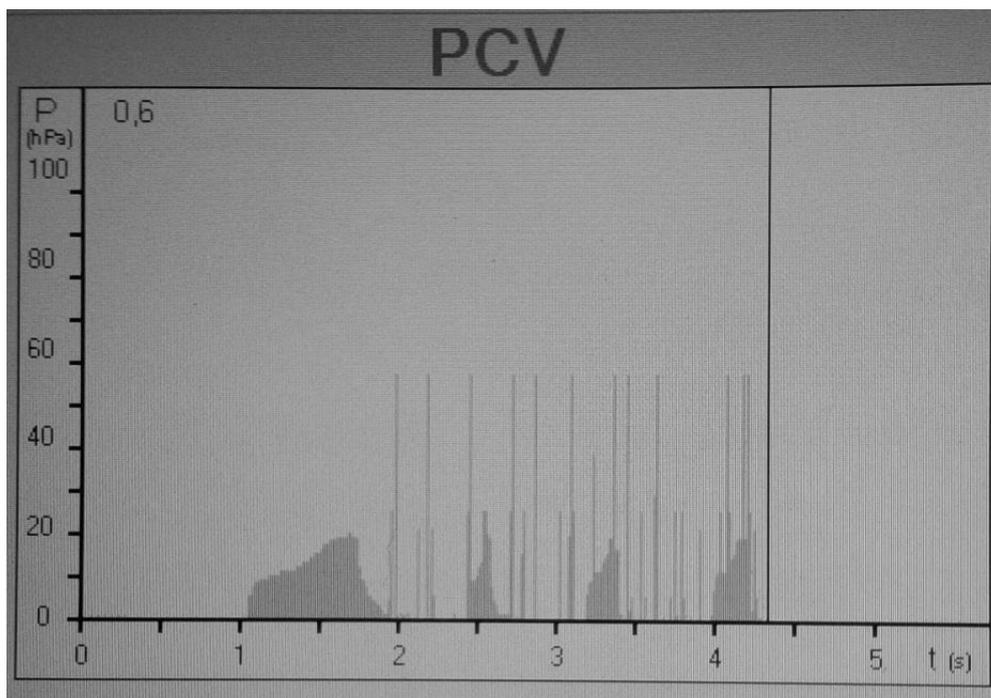


Fig. 6: Errores encontrados en fase de depuración (curva de presión con artefactos debido a errores del programa); modo controlado por presión PCV.

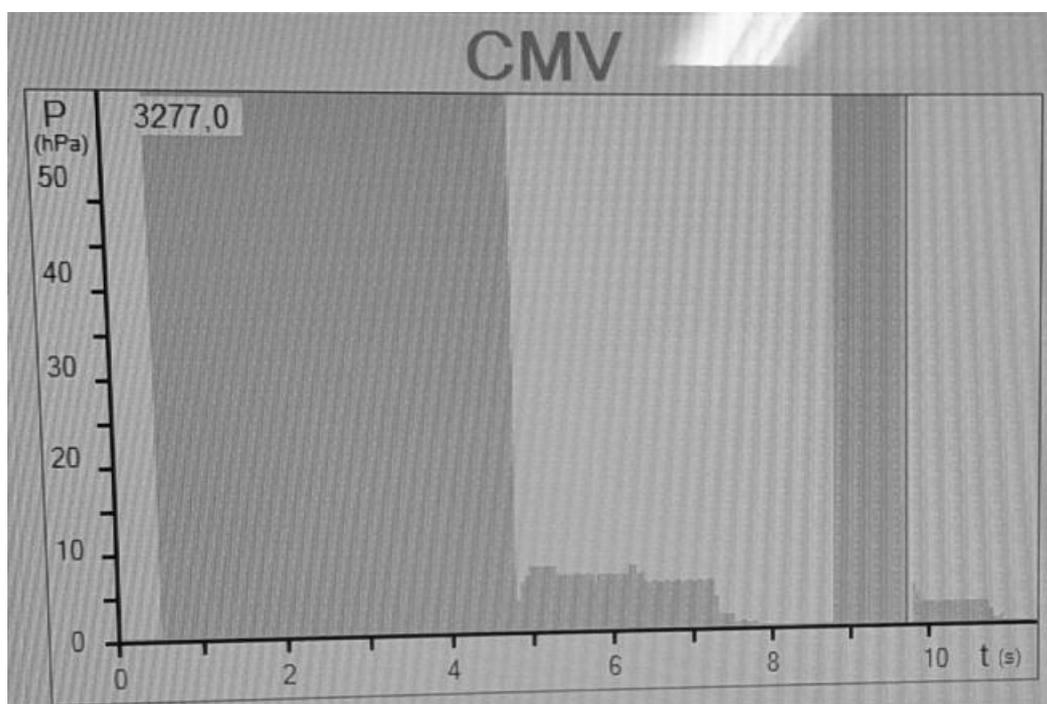


Fig. 7: Errores encontrados en fase de depuración (curva de presión con artefactos debido a errores de programación); modo controlado por volumen CMV.

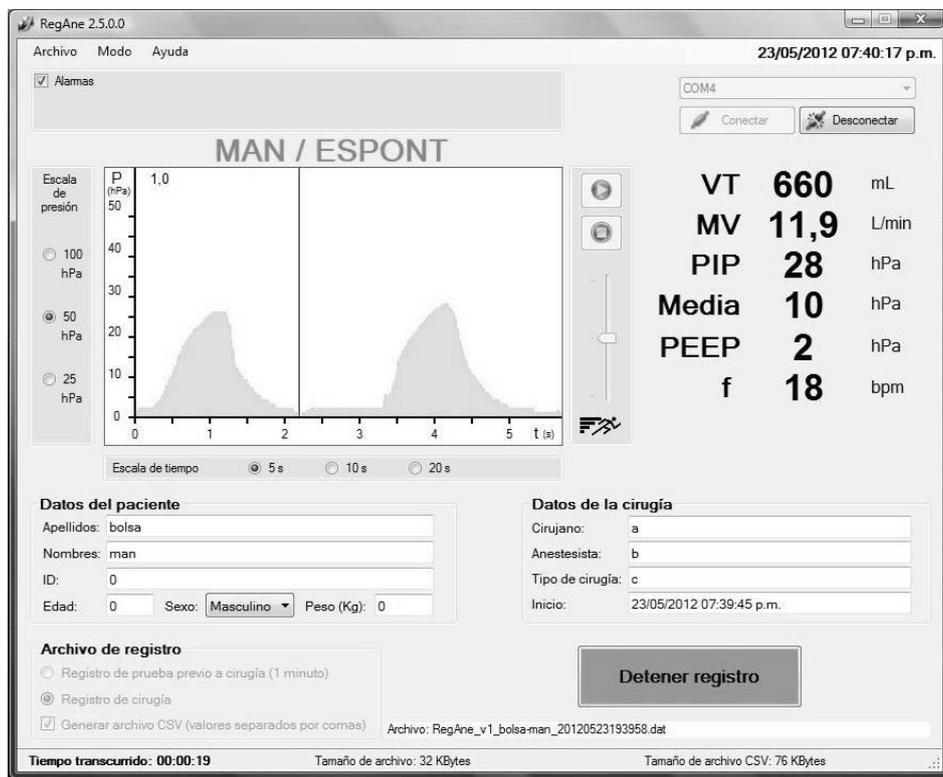


Fig. 8: Registro con señal limpia en modo Man/Espont.

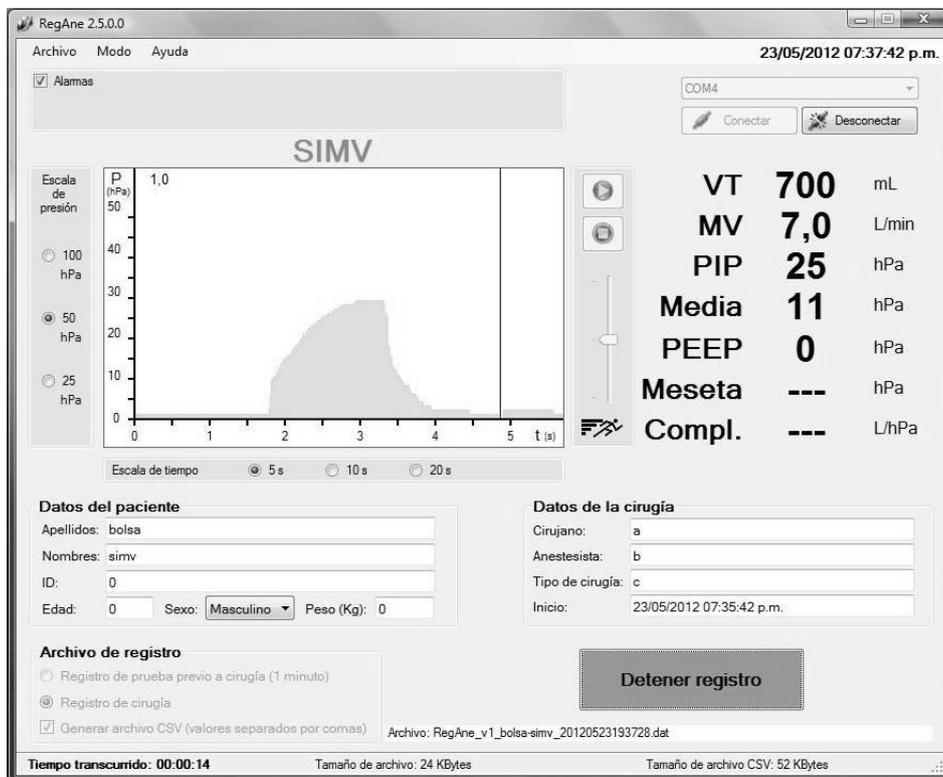


Fig. 9: Registro con señal limpia en modo SIMV.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice G - Publicación 2011  
Predicción de retardo mental en  
neonatos prematuros al llegar a la edad  
escolar

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Predicción de retardo mental en neonatos prematuros al llegar a la edad escolar

Daniel Thevenet

Curso de Redes Neuronales - Facultad de Ciencias - Universidad de la República,  
Montevideo, URUGUAY dantk@adinet.com.uy

**Resumen**— Este artículo plantea una propuesta para predecir en pacientes neonatos prematuros que requieran cuidado intensivo si tendrán un desarrollo insuficiente de la capacidad cognitiva en los próximos años de vida. La predicción se basa en un sistema conformado por redes neuronales con la capacidad de “aprender” de casos reales. Luego en base a las morbilidades presentes en los primeros días de vida predecir si un determinado paciente recién nacido de pretérmino presentará retardo mental cuando alcance la edad escolar.

**Palabras clave**— redes neuronales, retardo mental, morbilidades, inteligencia artificial, backpropagation, perceptrón multicapa.

## I. INTRODUCCIÓN

CON el transcurso del tiempo el avance tecnológico ha permitido que día a día el ser humano logre mejorar su calidad de vida teniendo a su disposición elementos que facilitan o resuelven problemas que antiguamente no tenían solución o implicaban un gran esfuerzo desde nuestro punto de vista actual.

Este avance tecnológico se ha visto reflejado en muchos áreas como son el confort en el hogar, el desplazamiento de personas y bienes, las telecomunicaciones, los alimentos, la medicina y en un sin número de otros ámbitos.

Si bien el desempeño del ser humano le ha permitido progresar y mejorar su calidad de vida, también trae aparejada una contrapartida como todo equilibrio natural. La contaminación ambiental, el tener cada vez menos tiempo ocioso, y el continuo consumo de recursos naturales no renovables son ejemplos de estas contrapartidas.

Si bien los ejemplos citados anteriormente son temas de gran interés, este trabajo se enfoca en lo que a la salud se refiere y resulta interesante plantearse que hoy en día es muy común que niños nacidos prematuramente logren sobrevivir siendo que algunas decenas de años atrás esto era algo inimaginable.

Siguiendo la misma línea de razonamiento, este beneficio de lograr salvar vidas que antes no se lograba, tiene su contrapartida que son las secuelas que presentan con el transcurso del tiempo las personas que nacieron prematuramente con bajo peso y requirieron la intervención de médicos especialistas en cuidados intensivos.

El hecho de haber estado internado en una unidad de cuidados intensivos neonatal hace que el paciente sufra consecuencias en su salud inherentes a la inmadurez de su formación fisiológica y la agresividad de los dispositivos biomédicos disponibles actualmente.

Es bien sabido que en muchos casos un respirador puede salvar la vida de un paciente, pero a su vez la asistencia ventilatoria mecánica (AVM) potencia el daño pulmonar

por ser una forma no fisiológica de ventilación pudiendo generar entre otros daños por exceso de presión (barotrauma) o por exceso de volumen (volutrauma).

También es importante tener en cuenta que un niño internado en una unidad de cuidados intensivos es más propenso a contraer infecciones (sepsis) que un niño que abandona el hospital luego de haber nacido.

La sepsis y el daño por AVM son ejemplos de algunas de las morbilidades posibles en pacientes internados en unidades de cuidados intensivos.

Dado que existe una relación entre las morbilidades presentes en los pacientes neonatales de pretérmino de bajo peso (< 1250g) que requirieron cuidados intensivos y el desarrollo de la capacidad cognitiva a edad escolar [1], resulta interesante proponer un sistema basado en redes neuronales que prediga para estos casos si presentarán retardo mental al alcanzar la edad escolar.

El motivo por el cual se recurre a redes neuronales para realizar tareas de este tipo es porque una de las virtudes de las redes neuronales es la predicción basada en experiencia previa.

Teniendo en cuenta que existe un estudio realizado sobre 55 niños neonatales evaluando su capacidad cognitiva a la edad escolar [1], podemos intentar entrenar una red neural utilizando estos datos, buscando así obtener un sistema que sea capaz de predecir en los primeros días de vida si un niño presentará retardo mental al alcanzar la edad escolar.

De los 55 casos analizados podemos tomar 45 para entrenar la red y los 10 restantes para probar si el resultado entregado se aproxima a la realidad y así poder evaluar la eficacia del sistema.

## II. ESTRUCTURA DEL SISTEMA PROPUESTO

Las morbilidades asociadas en [1] al desarrollo de la capacidad cognitiva son:

- Infección
- Broncodisplasia pulmonar
- Apnea
- Enterocolitis
- Hemorragia intraventricular
- Hiperbilirrubinemia
- Hipernatremia
- Hipoglucemia
- Retinopatía

Al recolectar los datos en dicho trabajo, las morbilidades “Enterocolitis”, “Hiperbilirrubinemia”, “Hipernatremia”, “Hipoglucemia” y “Retinopatía” se agruparon en un único parámetro llamado “Otras”.

A su vez disponemos de los siguientes datos de la población estudiada al momento del parto:

- Peso
- Edad gestacional
- Sexo

Finalmente al evaluar los 55 pacientes a la edad escolar se obtuvieron las capacidades cognitivas de cada uno según la escala de WISC-III [2]. El criterio utilizado para determinar si un niño presenta retardo mental es que el puntaje de la capacidad cognitiva se encuentre por debajo de un umbral de 90 puntos.

De los datos antes mencionados se desprende que para nuestro sistema predictor podemos utilizar como entradas los siguientes parámetros:

- Peso
- Edad gestacional
- Sexo
- Broncodisplacia pulmonar
- Sepsis
- Apneas
- Hemorragia intraventricular
- Otras

La salida deseada es determinar si el paciente presentará retardo mental o no (puntaje de capacidad cognitiva por encima o por debajo del umbral).

### III. ESTRUCTURA DEL SISTEMA PROPUESTO

Las redes con estructura del tipo Perceptrón Multicapa (MLP) que son entrenadas adecuadamente con información suficiente tienden a entregar salidas razonables frente a entradas que nunca antes se le habían presentado.

Basándonos en esta propiedad de generalización y en base al análisis de entradas y salidas de más arriba podemos definir una red neuronal del tipo perceptrón multicapa de una capa intermedia con ocho neuronas de entrada y una neurona de salida.

Para determinar la cantidad de neuronas que integran la capa oculta utilizamos el criterio que propone “Haykin” [3] el cual sugiere que la cantidad de datos utilizados para entrenar la red sea mayor o igual a la cantidad de pesos sinápticos de la capa oculta sobre el error deseado:

$$N \geq \frac{W}{\varepsilon}$$

de donde se desprende que:

$$W \leq N \cdot \varepsilon$$

Tomando como error aceptable un 10% ( $\varepsilon = 0.1$ ) y sabiendo que tenemos un número de datos  $N = 45$  podemos determinar la cantidad de neuronas de la capa oculta en 4 ( $N \geq \frac{4}{0.1} = 40$ ). Con el criterio anterior y recordando que un buen ajuste es logrado con el modelo de red más simple adecuado al problema, obtenemos una red neuronal como la que se observa en la Fig. 01.

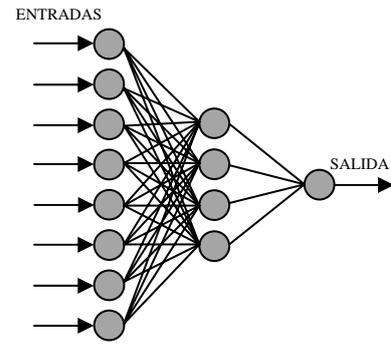


Fig. 01: Estructura de la red neuronal propuesta.

### IV. FUNCIÓN DE ACTIVACIÓN UTILIZADA

La operación de un MLP de múltiples salidas con una capa oculta se expresa matemáticamente de la siguiente manera [6]:

$$z_k = \sum_j w_{kj} y_j - \theta_k = \sum_j w_{kj} f \left( \sum_j w_{ji} x_i - \theta_j \right) - \theta_k$$

Siendo  $f()$  del tipo sigmoidea como la siguiente:

$$f(x) = \frac{1}{1+e^{-x}} \quad x \in [0, +1]$$

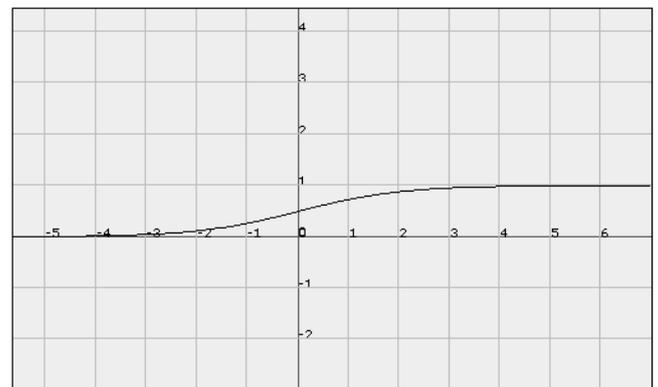


Fig. 02: Representación gráfica de  $f(x) = \frac{1}{1+e^{-x}}$

Dado que la derivada de  $f(x)$  es relativamente pequeña, resulta un sistema lento en el aprendizaje del algoritmo de retropropagación (backpropagation), por lo cual se propone la función  $f(x) = \tanh(x)$  que converge más rápidamente [4]:

$$f(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} = \tanh(x) \quad x \in [-1, +1]$$

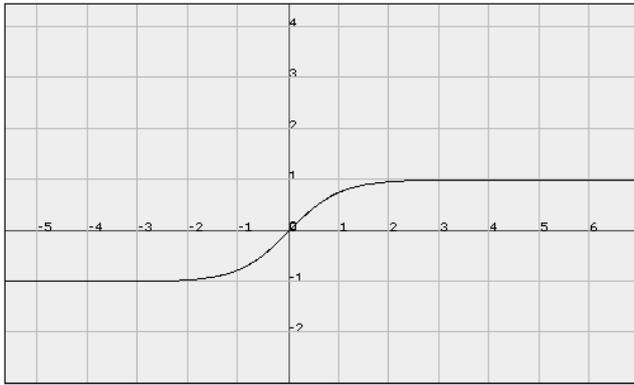


Fig. 03: Representación gráfica de  $f(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}}$

Al ser ésta una función simétrica ( $f(-x) = -f(x)$ ), el perceptrón multicapa entrenado con backpropagation requiere menos iteraciones para aprender, lo cual lo convierte en un sistema con mayor velocidad de aprendizaje aprovechando mejor los pocos datos disponibles.

Comparando las gráficas de las Fig. 02 y Fig. 03 se observa claramente que la función tangente hiperbólica tiene una derivada más pronunciada que la sigmoidea de la Fig. 02, lo cual lo convierte en un sistema más rápido.

En nuestro caso el sistema presenta una sola salida, por lo cual la función de activación se reduce a la siguiente expresión:

$$z = \sum_j w_j y_j - \theta = \sum_j w_j f \left( \sum_j w_{ji} x_i - \theta_j \right) - \theta$$

$$\text{con } f(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} \quad x \in [-1, +1]$$

## V. ENTRENAMIENTO DE LA RED

Para entrenar la red (definir los pesos sinápticos  $w_j$ ) se propone utilizar el método de retropropagación (“Backpropagation”) dado que existe amplia experiencia logrando muy buenos resultados al combinar redes neuronales del tipo MLP con aprendizaje supervisado del tipo backpropagation.

La elección de un método de aprendizaje supervisado resulta de que disponemos de datos experimentales con todas las entradas utilizadas y sus correspondientes salidas. De esta manera podemos presentarle a nuestra red las salidas deseadas para cada entrada y así ajustar los parámetros de la red.

La implementación del método de backpropagation se logra siguiendo los siguientes pasos:

- Inicializar pesos  $w_j$ .
- Mientras la red no converge:
  - Introducir los valores de entrada.
  - Calcular las salidas de la red con los datos de entrada.
  - Obtener las salidas deseadas.
  - Calcular los errores producidos en cada neurona de la capa de salida.
  - Calcular los errores producidos en la capa intermedia.
  - Actualizar los pesos de la red.

Para realizar el entrenamiento de la red se sugiere utilizar 45 de los 55 casos estudiados en [1]. De esta manera utilizamos la mayoría de los datos disponibles logrando aproximarnos lo máximo posible a un sistema capaz de predecir la presencia de retardo mental con el menor error posible. A su vez dejamos 10 casos disponibles para luego probar el desempeño del sistema.

Cabe destacar que se deben seleccionar cuidadosamente los casos tanto para el entrenamiento de la red como para la verificación de la eficacia de la misma. Por ejemplo no es recomendable elegir los casos al azar ya que podría resultar que en el entrenamiento no se incluyan casos que presentaron retardo mental y viceversa. Si se cometiera este error, podría resultar una red con poca capacidad de generalización que no esté entrenada para detectar los casos de interés. Al igual podría suceder que en los casos apartados para probar la red no hubieran presentes pacientes que presentaron capacidad cognitiva reducida y de esta manera no tendríamos como evaluar el desempeño del sistema.

La no disponibilidad de más cantidad de datos para perfeccionar el sistema se debe a que estudios como los realizados en [1] implican por parte de los profesionales que lo realizan una gran dedicación y esfuerzo durante muchos años al realizar el seguimiento a diferentes pacientes desde su nacimiento hasta alcanzar la edad escolar (8 años aprox.).

## VI. CONCLUSIONES

Con la idea propuesta en este trabajo se busca implementar un sistema experto basado en redes neuronales con capacidad de predicción, el cual abre la posibilidad de anticiparse al desarrollo cognitivo futuro de un niño conociendo la evolución en sus primeros días de vida.

Esto resulta de gran importancia para los padres de una familia a la hora de prever y acondicionar el entorno en que se desarrollará un hijo.

Se espera que este sistema se capaz de aprender con rapidez debido a la estructura utilizada basada en la función de activación tangente hiperbólica para de esta manera poder aprovechar los pocos datos disponibles. Sin embargo debemos tener presente que el hecho de que el sistema converja rápidamente no implica una buena generalización [3]. Esto nos puede llevar a errores de predicción que se deberán analizar y evaluar si resulta conveniente implementar un sistema más lento pero con mayor capacidad de generalización.

Si al estudiar diferentes casos de pacientes con un sistema como el propuesto en este artículo existen diferencias importantes con los resultados reales es posible atribuirlo, entre otros, a la necesidad de incluir información adicional que no se registró al momento de realizar el seguimiento de los 55 pacientes.

Resulta de suma importancia permanecer abierto a la inclusión de variantes en los datos relevados en los pacientes con el fin de afinar la capacidad predictiva del sistema. Esto indica que es posible que tengamos que entrenar a nuestro sistema con nuevos casos que incluyan otro tipo de información, lo cual puede llevar muchos años de trabajo.

También resulta interesante evaluar otras posibilidades frente a la resolución de problemas basados en redes neuronales. En este caso otra opción sería implementar el sistema utilizando memorias asociativas [5]. Sería interesante implementar esta solución y compararla con la propuesta en este trabajo para los mismos datos de los casos estudiados en [1].

## VII. REFERENCIAS

- [1] Martell M, Burgueño M, Arbón G, Weinberger M, Balbi C, Munyo A, Martinotti L, Murillo S, Keshishian R, Pomi A, Alonso R. Asociación entre morbilidad neonatal y desarrollo en pretérminos a la edad escolar. Archivos de Pediatría del Uruguay 2007; 78(2): 99-109.
- [2] Wechsler D. WISC-III. Test de inteligencia para niños. Buenos Aires: Paidós, 1993.
- [3] Haykin, S. Neural Networks. A Comprehensive Foundation. Macmillan, New York, NY, 1994.
- [4] Masters T. Practical Neural Network Recipes in C++, Academic Press, Inc. California, USA, 1993.
- [5] Pomi A, Olivera F. Context-sensitive autoassociative memories as expert systems in medical diagnosis. BMC Medical Informatics and Decision Making 2006, 6: 39.
- [6] Francisco J, Arias S, Redes Neuronales Artificiales, Disponible: "xue.unalmed.edu.co/~fjarias/se/clases/RNA2.ppt", Junio 2011.

# Apéndice H - Manual de usuario de LAVESPI

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# LAVESPI

Sistema reductor del espacio muerto en ventilación asistida de recién nacidos

## Manual de Usuario

Versión de documento 1.4





# Índice

<b>Desempaque</b> .....	5
<b>Descripción general</b> .....	5
<b>Descripción física</b> .....	6
<b>Descripción del funcionamiento</b> .....	8
<b>Limpieza y cuidados</b> .....	9
<b>Precauciones de seguridad</b> .....	9
<b>Mantenimiento</b> .....	10
<b>Guía de resolución de problemas</b> .....	10
<b>Especificaciones técnicas</b> .....	10

Por favor, lea detenidamente las instrucciones de uso y precauciones de seguridad antes de instalar y poner en funcionamiento el equipo.

Página en blanco intencionalmente

## Desempaque

---

El equipo se provee en una caja de cartón acondicionado para protegerlo de posibles golpes recibidos durante el transporte.

Manipule con precaución los objetos cortantes al abrir la caja ya que de no hacerlo puede dañar el equipo.

Accesorios incluidos:

1. Sonda endotraqueal .....(2 unidades)
2. Cable de alimentación .....(1 unidad)
3. Sensor de flujo.....(1 unidad)
4. Mangueras de silicona .....(3 unidades)
5. Manual de operación .....(1 unidad)

## Descripción general

---

LAVESPI, de la conjunción de “Lavado” y “Espiratorio”, permite mejorar el desempeño de ventiladores neonatales al añadirle la capacidad de lavar el espacio muerto instrumental inyectando un pequeño flujo durante la espiración, técnica conocida como “Insuflación de Gas Transtraqueal” (TGI).

LAVESPI consiste en un equipo microprocesado con servocontrol de válvulas, sensores y bomba de gas basado en un microcontrolador.

Permite inyectar un pequeño flujo del mismo gas de ventilación durante la fase espiratoria a través de una sonda endotraqueal especial (multicanales incorporados en su pared), registrar la presión en vía aérea y suspender la insuflación en caso que la presión excediera un límite pre establecido. LAVESPI puede anexarse a cualquier ventilador independientemente de su marca y modelo.

LAVESPI no depende de circuitos ventilatorios especiales ni modificación alguna al ventilador que se desea utilizar. Tampoco afecta las lecturas de presión, volumen ni flujo del ventilador.

En la Fig. 01 se observa un diagrama de conexionado de LAVESPI, mostrando el circuito ventilatorio convencional con su humidificador activo en rama inspiratoria y LAVESPI con su humidificador (Bunnell), sensor de flujo y conexiones neumáticas señaladas como: A – Flujo de entrada a LAVESPI, B – Conexión al sensor de presión y C – Flujo inyectado en la sonda endotraqueal.

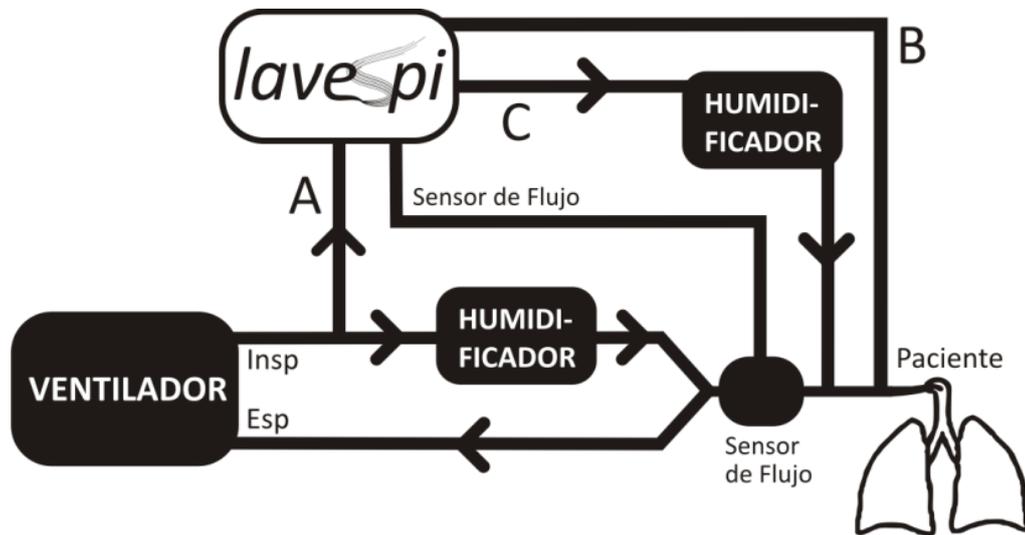


Fig. 01 – Diagrama de conexionado de LAVESPI. A – Flujo de entrada a LAVESPI, B – Conexión al sensor de presión y C – Flujo inyectado en la sonda endotraqueal.

## Descripción física

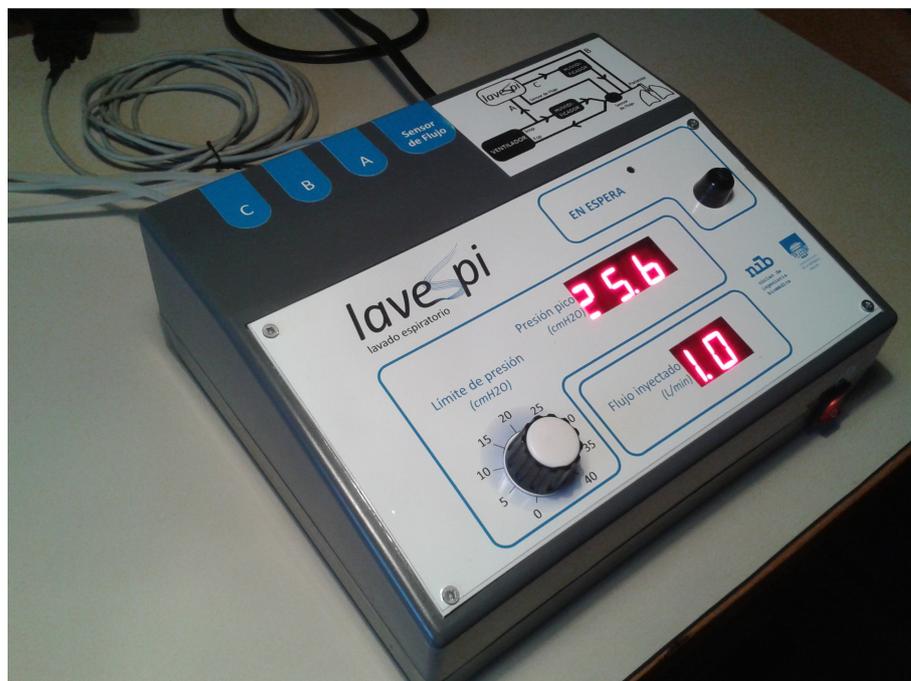


Fig. 02 – Vista frontal de LAVESPI.



Fig. 03 – Vista posterior de LAVESPI.

En la Fig. 04 se identifican los controles y conexiones de LAVESPI enumerados de la siguiente manera:

1. Control de límite de presión: permite ajustar un límite de seguridad para evitar daños al paciente por exceso de presión. Este control limita la inyección de flujo al alcanzar el valor de presión establecido en vía aérea. Si el valor de presión alcanzado supera al valor establecido, LAVESPI dejará de inyectar flujo y emitirá un sonido de alarma indicando dicha condición, luego de 3 segundos reanudará su normal funcionamiento salvo que la presión continúe por encima del valor seleccionado.
2. Display indicador del valor de presión en vía aérea (monitorización).
3. Display indicador del valor de flujo inyectado (monitorización).
4. Interruptor de encendido/apagado.
5. Botón de modo en espera: al presionarlo el equipo se mantiene encendido pero sin inyectar flujo al paciente.
6. Conexión de inyección de flujo.
7. Conexión de sensor de presión.
8. Conexión de flujo de entrada a LAVESPI.
9. Conexión de sensor de flujo.
10. Sensor de flujo.
11. Cable de alimentación.

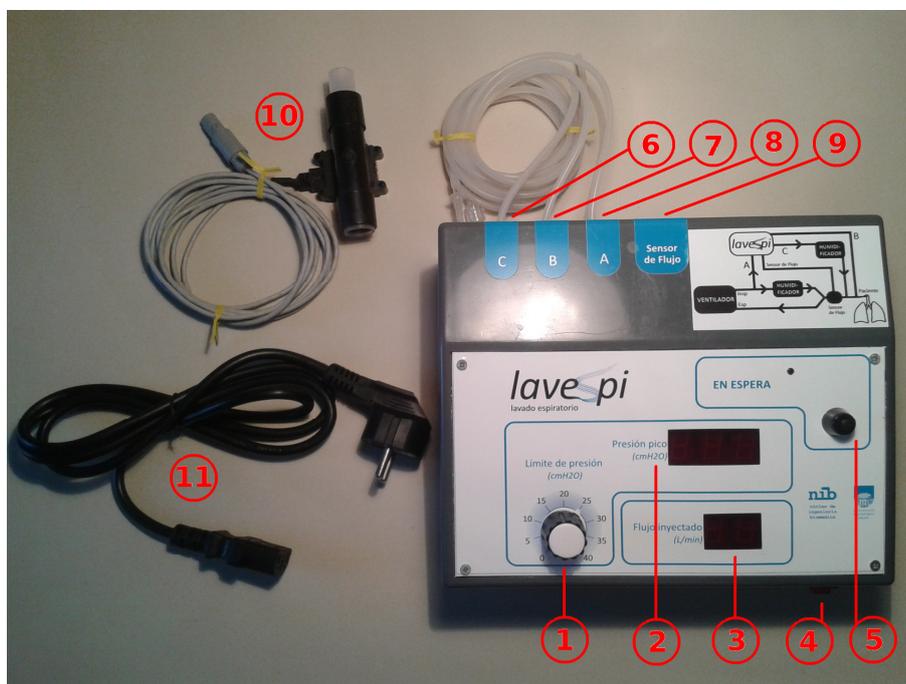


Fig. 04 – LAVESPI, con cable de alimentación y sensor de flujo (10/07/2013). 1-Control de límite de presión, 2-Valor de presión monitorizada, 3-Valor de flujo inyectado, 4-Interruptor de encendido, 5-Botón de modo en espera, 6-Conexión de inyección de flujo, 7-Conexión de sensor de presión, 8-Conexión de flujo de entrada a LAVESPI, 9-Conexión de sensor de flujo, 10-Sensor de flujo, 11-Cable de alimentación.

## Descripción del funcionamiento

Al encender LAVESPI, realizará una comprobación de funcionamiento interno y desplegará una cuenta regresiva en todos los dígitos de ambos displays hasta llegar a cero y emitirá un sonido de prueba del buzzer indicando que el equipo se encuentra disponible para ser utilizado.

Luego de la comprobación inicial es recomendable presionar el botón de modo “En espera” y conectar LAVESPI al circuito ventilatorio, ajustar la perilla de límite de presión en el valor de seguridad deseado y finalmente liberar el botón de modo “En espera” para salir de éste e iniciar su normal funcionamiento.

Para detener su funcionamiento basta con llevar el equipo a modo “En espera” tantas veces como sea necesario durante el tiempo que requiera el usuario.

Una vez finalizado su uso se debe apagar el equipo con el interruptor frontal y desconectarlo del circuito ventilatorio.

## Limpieza y cuidados

- Antes de realizar la limpieza desconecte el cable de alimentación eléctrica.
- Limpie la superficie del equipo con un paño humedecido en agua y detergente.
- Después de la limpieza permita que el equipo se seque por completo.
- Conecte el cable de corriente.

**Agentes de limpieza permitidos:** Detergentes suaves.

**Agentes de limpieza NO PERMITIDOS:** No emplee agentes de limpieza a base de hipocloritos, acetona, fenoles o amoníaco. No someta el dispositivo ni sus partes al autoclave. No sumerja parte alguna del dispositivo en líquidos ni permita que entren en su interior. No aplique aire a presión a ninguna parte del aparato.

**ADVERTENCIA:** Si entra líquido en el equipo accidentalmente, desconecte el cable de la alimentación eléctrica y haga que personal de servicio técnico autorizado inspeccione el equipo.

## Precauciones de seguridad

- Este equipo fue diseñado para que cumpla con las Normas IEC 60601-1-2 de compatibilidad electromagnética (EMC), dispone de protección y filtros que evitan generar interferencias a los demás equipos y ser interferido por éstos.
- No utilice este equipo en presencia de campos electromagnéticos fuertes (por ejemplo Resonancia Magnética).
- Si entra líquido en el equipo accidentalmente, desconecte el cable de la alimentación eléctrica y haga que personal de servicio técnico autorizado inspeccione el equipo.
- El mantenimiento y las reparaciones sólo se permiten a personal de servicio técnico autorizado.

**ADVERTENCIA:** Si por algún motivo observa que este equipo genera interferencias o es afectado por alguno cercano, desconéctelo de la alimentación eléctrica y haga que personal técnico autorizado lo inspeccione.

## Mantenimiento

---

El equipo no requiere mantenimiento para ser realizado por parte del usuario. Se recomienda que personal técnico calificado realice un control y verificación general de funcionamiento anualmente.

## Guía de resolución de problemas

---

Problema	Acciones a realizar
El equipo no enciende.	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Si la luz roja del interruptor frontal no está encendida, asegúrese de que el cable de alimentación está conectado y que el toma corriente de la pared tenga energía.</li></ul>
El equipo no registra valores de presión.	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Asegúrese que la conexión neumática del sensor de presión esté correctamente colocada en la sonda endotraqueal.</li><li>▪ Verifique que no existan obstrucciones en los canales de la sonda endotraqueal.</li></ul>
El equipo no inyecta gas en la sonda.	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Verifique que el sensor de flujo se encuentre conectado a LAVESPI y correctamente colocado en la pieza en Y del circuito ventilatorio.</li><li>▪ Asegúrese que la conexión neumática de inyección de flujo se encuentre correctamente conectada a LAVESPI y a la sonda endotraqueal.</li><li>▪ Verifique que no existan obstrucciones en la sonda endotraqueal.</li></ul>
La FiO <sub>2</sub> suministrada difiere de la configurada en el ventilador	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Verifique que la conexión neumática de flujo de entrada a LAVESPI se encuentra correctamente conectada en ambos extremos.</li></ul>

Si el problema no se encuentra descrito en la tabla anterior o las acciones sugeridas no lo resuelven, por favor comuníquese con el servicio técnico autorizado.

## Especificaciones técnicas

---

Dimensiones:	10 x 23 x 20 cm (Alto x Ancho x Profundidad)
Peso:	1,5 Kg. aprox.
Alimentación:	100 a 240 VAC
Consumo:	< 0,1 A
Temperatura ambiente:	de +5 a +50 °C
Humedad ambiente:	de 15 a 95 % relativa sin condensar
Flujo inyectado:	< 1 L/min
Nivel de ruido:	50 dB aprox.
Rango de límite de presión:	0 a 40 cmH <sub>2</sub> O
Cable de alimentación:	Terminal Schuko (u otro a pedido) 1.2 m de longitud
Reducción de PaCO <sub>2</sub> :	20% (promedio)
Compatibilidad con modos vent.:	VCV, PCV (flujo intermitente), TCPL (flujo continuo)
Rango de pesos corporales:	< 5 Kg.



<http://www.nib.fmed.edu.uy/>

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

# Apéndice I - Folleto de LAVESPI

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

## LAVESPI: Sistema de reducción del espacio muerto en ventilación asistida de recién nacidos



En pacientes ventilados artificialmente (conectados a respiradores) existe el riesgo de daño pulmonar. Se utilizan presiones positivas para insuflar los pulmones para sustituir lo que naturalmente sucede con un gradiente de presión negativa.

Se entiende por “espacio muerto” a la columna de gas espirado que vuelve a entrar en el ciclo respiratorio siguiente. Para contrarrestar el efecto del espacio muerto el clínico está obligado a aumentar la presión de trabajo que repercute en estrés peligroso en los alvéolos.

**LAVESPI** (lavado espiratorio) reemplaza la columna de gas usado con gas fresco, lo que permite reducir la presión y por lo tanto el daño inducido por la ventilación mecánica. No existen en el mercado equipos que brinden la funcionalidad que ofrece **LAVESPI**.

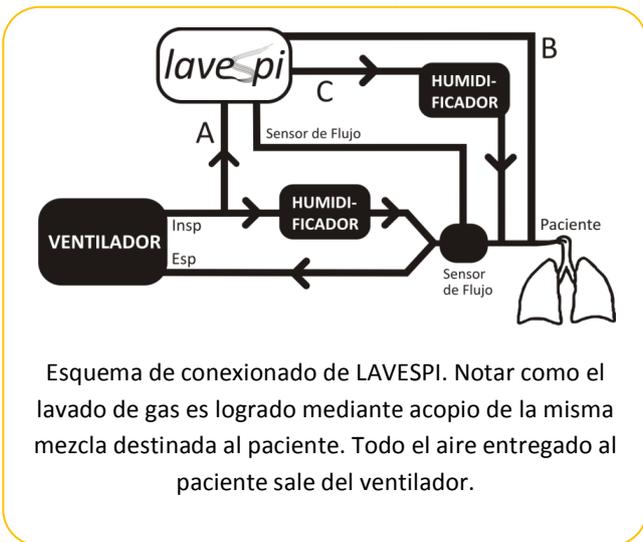
**LAVESPI** facilita la eliminación del CO<sub>2</sub> espirado. Logra el mismo efecto respiratorio con menores volúmenes y presiones. Reduce el riesgo de barotrauma y de otras complicaciones. Se puede utilizar en modos ventilatorios de flujo intermitente. Mantiene la FiO<sub>2</sub>. No altera el V<sub>T</sub> ni V<sub>M</sub> medidos por el ventilador. Reduce la PCO<sub>2</sub> en sangre. Se puede añadir **LAVESPI** a ventiladores convencionales sin alterar el funcionamiento. La aplicación del equipo es sencilla.

### POTENCIAL DEL MERCADO

Centros de medicina intensiva neonatales (aprox. 300 camas), centros del MERCOSUR (10.000 camas UCIN aprox.)

## FUNCIONAMIENTO DE LAVESPI:

1. Inyecta un pequeño flujo del mismo gas de ventilación durante la fase espiratoria a través de una sonda especial (multicanales incorporados en su pared).
2. Registrar la presión en vía aérea
3. Suspende la insuflación en caso que la presión exceda un límite pre establecido.
4. Puede anexarse a cualquier ventilador independientemente de su marca y modelo.



## ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LAVESPI

Dimensiones:	10 x 23 x 20 cm (Alto x Ancho x Profundidad)
Peso:	1,5 Kg. aprox.
Alimentación:	100 a 240 VAC
Consumo:	< 0,1 A
Temperatura ambiente:	de +5 a +50 °C
Humedad ambiente:	de 15 a 95 % relativa sin condensar
Flujo inyectado:	< 1 L/min
Nivel de ruido:	50 dB aprox.
Rango de límite de presión:	0 a 40 cmH <sub>2</sub> O
Cable de alimentación:	Terminal Schuko 1.2 m de longitud
Reducción de PaCO <sub>2</sub> :	20% (promedio)
Compatibilidad con modos vent.:	VCV, PCV (flujo intermitente), TCPL (flujo continuo)
Rango de pesos corporales:	< 5 Kg.

## PUBLICACIÓN

D. Thevenet, G. Solla, F Blasina, S. Tellechea, M. Martell y F. Simini, "Módulo de insuflación transtraqueal para ventiladores ciclados por presión," en XVII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2009, Rosario, Argentina, 2009.

LAVESPI fue desarrollado como parte de la maestría en Ingeniería de Daniel Thevenet con la tutoría de los Profesores Miguel Martell y Franco Simini, diciembre 2013.  
núcleo de ingeniería biomédica [www.nib.fmed.edu.uy](http://www.nib.fmed.edu.uy)



Esta es la última página.  
Compilado el viernes 7 marzo, 2014.  
<http://ie.fing.edu.uy/>