

MONICLI

(Monitor No Invasivo Clínico)

Desarrollo original de un equipo destinado al uso clínico para satisfacer los requerimientos de la materia “Proyecto” del IIE.

Estudiantes:

**Juan Cigarán
Leonardo Díaz
Rafael Alonso**

Docentes:

**Prof. Agr. Ing. Franco Simini
Prof. Agr. Dr. Javier Hurtado
Prof. Adj. Dra. Cristina Santos
Asistente GII Dr. Jorge Neme**

Proyecto realizado en cooperación con el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Dpto. de Medicina Intensiva.

Financiado en parte por el Proyecto “Desarrollo de la Ingeniería Biomédica” CONICYT 98/92.

Mayo 2000 – Diciembre 2001

Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería.

Universidad de la República.

Hospital de Clínicas, piso 15.

Av. Italia S/N, 11600 Montevideo, URUGUAY.

www.nib.fmed.edu.uy tel +598 2 4871515 int 2406

Agradecemos a todos aquellos que nos han ayudado a concretar este proyecto. En especial al Ing. Franco Simini que nos apoyó y guió durante todo el proyecto, a los doctores Javier Hurtado, Cristina Santos y Jorge Neme del Depto. de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas, por sus aportes en el desarrollo del prototipo. Además, a todas aquellas otras personas cuyo aporte nos ha facilitado en mayor o menor grado la tarea, en particular a Santiago González.

A todos ellos, muchas gracias.

Rafael Alonso
Juan Cigarán
Leonardo Díaz
Diciembre 2001.

INDICE

INDICE	3
INDICE DE FIGURAS	5
INDICE DE TABLAS	8
CONTENIDO DEL DISCO COMPACTO	9
1. INTRODUCCIÓN	10
1.0 Documento inicial.....	12
1.1 Especificación preliminar.....	14
1.2 Especificaciones Técnicas.....	15
2. FISILOGIA RESPIRATORIA	19
2.1 Funcionamiento del sistema respiratorio. (Ref[1])	19
2.2 Modelo de la mecánica respiratoria. (Ref [1])	20
2.3 Señales registradas	23
2.4 Tipos de ventilación	24
2.5 Parámetros de la mecánica ventilatoria.....	28
2.6 Parámetros de Ventilación Mecánica.....	31
3. ELECTROMIOGRAFIA	36
3.1 Introducción.(Ref[1], [2], [18], [19], [20], [26]).....	36
3.2 Características de la señal de EMG.....	37
3.3 Sensores de EMG.....	38
3.4 Fatiga diafragmática.....	39
4. OXIMETRIA DE PULSO	43
4.1 Características (Ref[1]).....	43
4.2 Aplicaciones del monitoreo de Sat(O ₂).....	47
5. MOVIMIENTOS TORACO ABDOMINALES	49
5.1 Características	49
5.2 Sensores	49
6. SEGURIDAD DE PACIENTE	53
6.1 Introducción	53
6.2 Efectos.....	53
7. PROYECTO GENERAL DE MONICLI	56
7.1 Introducción	56
7.2 Descripción general.....	56
7.3 Circuitería.....	57
7.4 Programas de MONICLI.....	59
8. COMPONENTES DE MONICLI	61
8.1 Introducción	61
8.2 Alimentación	61
8.3 Módulo de interconexión	63
8.4 Transductores de señales respiratorias	63
8.5 Interfaces de adquisición de señales respiratorias.....	65
8.6 Sensores de EMG.....	66
8.7 Circuito del EMG.....	66
8.8 Sensores de señal Toraco Abdominal	67
8.9 Circuito de la señal toraco abdominal.....	68

8.10	Transductor y tarjeta OEM del Oxímetro de Pulso.....	69
8.11	Circuito del Oxímetro de Pulso.....	69
9.	PROGRAMACION	72
9.1	Introducción	72
9.2	LabView RT.....	72
9.3	Módulo de Adquisición.....	80
9.4	Módulo de análisis	100
10.	MANUAL DE USUARIO	105
10.1	Introducción	105
10.2	Conexión del sistema	105
10.3	Calibración de circuitería.....	110
10.4	Programas.....	110
10.5	Inicio del programa MONICLI	111
10.6	Módulo Adquisición sin EMG.....	112
10.7	Módulo Adquisición con EMG.....	120
10.8	Módulo Análisis sin EMG	123
10.9	Módulo Análisis con EMG	129
11.	COSTOS Y TIEMPOS DEL PROYECTO	118
11.1	Introducción	118
11.2	Tiempos.....	118
11.3	Costos.....	120
11.4	Costos de Producción de MONICLI.....	122
12.	CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	124
13.	BIBLIOGRAFIA	126
14.	APENDICE 1 – CIRCUITOS IMPRESOS Y DIAGRAMA ESQUEMATICO	129

INDICE DE FIGURAS

Fig. 1-1 Esquema general de MONICLI.....	11
Fig. 2-1 Modelo del pulmón	20
Fig. 2-2 Modelo de la mecánica respiratoria para una respiración de baja frecuencia y pequeña amplitud	21
Fig. 2-3 Circuito Eléctrico equivalente del modelo del sistema respiratorio	23
Fig. 2-4 Flujo, presión y volumen en un paciente en ventilación espontánea	25
Fig. 2-5 Flujo, presión y volumen en un paciente en ventilación mecánica Controlado por Presión	26
Fig. 2-6 Flujo, presión y volumen en ventilación mecánica Controlada por Volumen	27
Fig. 2-7 Ventilación mecánica con presión de soporte	28
Fig. 2-8 Diagrama de Campbell	31
Fig. 2-9 Parámetros principales de las señales de Flujo y Presión de vía aérea	34
Fig. 3-1 Single Motor Unit (SMU) (Tomado de Neuromuscular Research Center. www.nmrc.bu.edu)	37
Fig. 3-2 Señal típica de EMG (Tomado de Delsys.Inc).....	38
Fig. 4-1 Absorciones según la saturación de O2 (tomado de "How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer"-SIMS-BCI)	45
Fig. 4-2 Función de Calibración de un oxímetro de pulso de un fabricante. Dado un valor de ratio se deduce la Saturación de O2. (tomado de "How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer"-SIMS-BCI).....	46
Fig. 4-3 Valor de SpO2 según distintos fabricantes (tomado de "How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer?- SIMS-BCI, Inc")	47
Fig. 4-4 Sensor de Sat(O2).....	47
Fig. 5-1 Colocación de las bandas	49
Fig. 5-2 Implementación con 2 platinas Metálicas (tomado de ccrma-www.stanford.edu)	50
Fig. 5-3 Circuito equivalente de un cristal piezo resistivo.....	50
Fig. 5-4 Respuesta del piezo ante la aplicación de fuerza constante (tomado de "Interfacing Piezofilm Electronics" www.amp.com)	51
Fig. 7-1 Esquema general de conexión de MONICLI	57
Fig. 8-1 Diagrama de conexión de la Alimentación	62
Fig. 8-2 Diagrama general de la Alimentación y aislación.....	62
Fig. 8-3 Diagrama de señales entrantes y salientes al módulo de interconexión de MONICLI.....	63
Fig. 8-4 Neumotacógrafo descartable (tomado de HAMILTON MEDICAL)	64
Fig. 8-5 Curvas operativas proporcionadas por el fabricante HAMILTON MEDICAL.....	64
Fig. 8-6 Módulo SRO3 (realizado para el equipo MONRES).....	66
Fig. 8-7 Electrodo de EMG y colocación de lo mismos (tomado de Gereonics Inc.).....	66
Fig. 8-8 Diagrama de bloques del circuito del EMG	67
Fig. 8-9 Cinta Toraco Abdominal y colocación de la misma en un niño. (tomado de Gereonics Inc.)	68
Fig. 8-10 Diagrama de bloques del circuito de la señal toraco abdominal	68
Fig. 8-11 tarjeta OEM de oximetría (tomado de SIMS – BCI International)	69
Fig. 8-12 Diagrama de bloques del circuito del oxímetro.....	70
Fig. 9-1 Código gráfico de programación en Labview	73
Fig. 9-2 Ícono de VI en Labview	74
Fig. 9-3 Interfaz con el Usuario en Labview.....	75
Fig. 9-4 Paleta de Funciones en Labview	76
Fig. 9-5 Paleta de Controles en Labview	76

Fig. 9-6 Pantalla de Measurement en Labview	78
Fig. 9-7 Diferentes instancias en LabViewRT	79
Fig. 9-8 Algoritmos principales del módulo de adquisición	81
Fig. 9-9 Forma de onda de Flujo y PVA en ventilación espontánea.....	82
Fig. 9-10 Errores cometidos en el cálculo del tiempo total en ventilación espontánea, debido a la presencia de offset.....	83
Fig. 9-11 Influencia del offset en el cálculo del volumen corriente.....	84
Fig. 9-12 Ventilación mecánica flujo cuadrado	85
Fig. 9-13 Ventilación mecánica flujo redondo.....	85
Fig. 9-14 Ventilación mecánica flujo triangular	86
Fig. 9-15 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo.....	87
Fig. 9-16 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo redondo y offset negativo.....	87
Fig. 9-17 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo triangular y offset negativo.....	88
Fig. 9-18 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo.....	88
Fig. 9-19 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo redondo y offset positivo.....	89
Fig. 9-20 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo triangular y offset positivo.....	89
Fig. 9-21 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo.....	90
Fig. 9-22 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo redondo y offset negativo.....	90
Fig. 9-23 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo triangular y offset negativo.....	91
Fig. 9-24 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo.....	91
Fig. 9-25 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo redondo y offset positivo.....	91
Fig. 9-26 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo triangular y offset positivo.....	92
Fig. 9-27 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo.....	93
Fig. 9-28 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo redondo y offset negativo.....	93
Fig. 9-29 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo triangular y offset negativo.....	94
Fig. 9-30 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo.....	94
Fig. 9-31 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo redondo y offset positivo.....	95
Fig. 9-32 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo.....	95
Fig. 9-33 Cálculo de ΔV_{reg}	97

Fig. 9-34 Bloques del módulo de Análisis	100
Fig. 9-35 Señales capturadas para realizar el Diagrama de Campbell	102
Fig. 9-36 Diagrama de Campbell	102
Fig. 9-37 Exportación de datos a Excel	103
Fig. 10-1 Esquema general de conexión del sistema MONICLI	105
Fig. 10-2 Desinfección de la piel para conexión de electrodos (tomado de Gereonics Inc.).....	108
Fig. 10-3 Despegar el adhesivo que cubre el electrodo (tomado de Gereonics Inc.).....	108
Fig. 10-4 Poner gel en la cavidad del electrodo (tomado de Gereonics Inc.)	108
Fig. 10-5 Pegar el electrodo (tomado de Gereonics Inc.)	108
Fig. 10-6 Ícono del MONICLI	111
Fig. 10-7 Pantalla inicial del MONICLI	112
Fig. 10-8 Pantalla de ingreso de datos al módulo de Adquisición con EMG de MONICLI	113
Fig. 10-9 Pantalla de monitoreo de Adquisición con EMG de MONICLI	114
Fig. 10-10 Pantalla de Bucles en el módulo de adquisición de MONICLI.....	115
Fig. 10-11 Pantalla de calibración de sensores de MONICLI	117
Fig. 10-12 Pantalla de calibración del neumotacógrafo de MONICLI.....	119
Fig. 10-13 Pantalla de ingreso de datos al módulo de Adquisición sin EMG de MONICLI.....	121
Fig. 10-14 Pantalla de monitoreo de Adquisición sin EMG de MONICLI	122
Fig. 10-15 Pantalla de principal del módulo de Análisis de MONICLI	124
Fig. 10-16 Pantalla de configuración de colores en gráficos en el módulo de análisis de MONICLI.....	125
Fig. 10-17 Pantalla de Operaciones en el módulo de análisis de MONICLI.....	127
Fig. 10-18 Pantalla de bucles en el módulo análisis de MONICLI	128
Fig. 10-19 Diagrama de Campbell en el módulo de análisis de MONICLI	129
Fig. 10-20 Pantalla de seteo de frecuencias para cociente de potencias de EMG	130
Fig. 11-1 Tiempos horas-hombre discriminadas mensualmente	119
Fig. 11-2 Tiempos horas-hombre mensualmente según tareas	120

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Planificación de horas por tareas en el año 2000	13
Tabla 1.2 Planificación de horas por tareas en el año 2001	13
Tabla 1.3 Total de horas por tarea.....	14
Tabla 9.1 Rectas de escalado de las señales adquiridas con el módulo de Adquisición.....	81
Tabla 9.2 Valores de “buffereado” en modo adquisición con y sin EMG.	82
Tabla 9.3 Valores de la comunicación TCP/IP	98
Tabla 9.4 Tabla generada en Excel a partir de los datos capturados en la figura 9.37	104
Tabla 11.1 Tiempos en horas hombre según tareas y diferencias con los previsto	118
Tabla 11.2 Horas hombre por mes según tareas (Mayo 2000-Feb. 2001)	119
Tabla 11.3 Horas hombre por mes según tareas (Marzo2001-Nov2001)	119
Tabla 11.4 Costo Horas hombre totales según tareas	121
Tabla 11.5 Costo total	121
Tabla 11.6 Costos por unidad de MONICLI.....	122

CONTENIDO DEL DISCO COMPACTO

Las carpetas principales del CD son:

- **CODIGO FUENTE:** Contiene 2 carpetas, Adquisición y Análisis, en las que se encuentran los vi's en formato LabView así como también en formato html. También cuentan con sus ayudas correspondientes.
- **DEMO:** Contiene un ejecutable del MONICLI-Análisis.
- **DOCUMENTACIÓN:** Contiene la documentación del proyecto en archivo Word y pdf.
- **HOJAS DE DATOS:** Contiene archivos en formato pdf con las hojas de datos y folletos explicativos de los distintos componentes de MONICLI.
- **EJECUTABLES:** Contiene los ejecutables de MONICLI.
- **WEB:** Contiene una pagina web de divulgación del proyecto.

1. INTRODUCCIÓN

En las salas de terapia intensiva el monitoreo continuo es importante para el clínico que cuenta así con información actualizada de la situación del paciente. Disponer de información sobre parámetros y señales relevantes lo ayuda en el tratamiento del paciente en terapia intensiva. En particular nos referimos a señales y parámetros relacionados con el sistema respiratorio, desde la mecánica ventilatoria hasta la concentración de gases en sangre. La generación de informes del paciente con señales obtenidas en distintas instancias de su evolución es de gran utilidad para documentar la evolución del paciente en la historia clínica.

Por otro lado en el ámbito de la investigación clínica es de interés disponer de elementos que permitan almacenar en algún medio físico dichas señales para un análisis posterior más detallado.

En la actualidad en los Centros de Tratamiento Intensivo (CTI) existen diversos equipos que permiten el monitoreo continuo de diferentes señales biológicas, pero lo hacen en forma no integrada, teniendo cada uno sus propios mecanismos de almacenamiento.

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

Al lado de otros monitores que registran señales de presión arterial o de presión intra craneana, MONICLI se limita a las señales que pueden ser obtenidas en forma no invasiva.

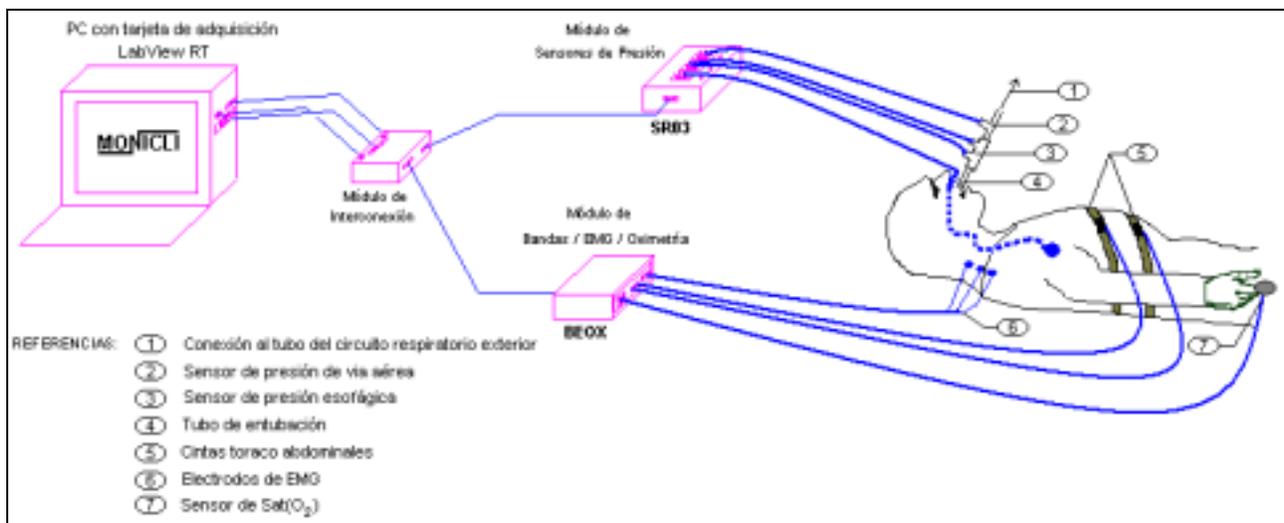


Fig. 1-1 Esquema general de MONICLI

1.0 Documento inicial

Montevideo, 10 de mayo de 2000

MONICLI Monitor Clínico

Rafael Alonso¹, Juan Cigarán¹, Leonardo Díaz¹, Javier Hurtado², Cristina Santos³, Franco Simini⁴

Introducción

Desarrollo de un prototipo de equipo de monitoreo que permita el análisis clínico y el análisis en el ámbito de la investigación, de señales respiratorias con señales adicionales.

Especificación del equipo

El equipo constará de:

Transductores

Las señales biológicas a considerar serán:

- EMG de superficie (diafragmático o de esterno cleido)
- Señal respiratoria: Presión intra esofágica
- Señal respiratoria: Flujo
- Señal respiratoria: Presión vía aérea
- Oximetría de pulso.
- Movimiento toraco abdominales

Deberán escogerse los transductores más adecuados al proyecto particular.

Interfase de adaptación de señales

La interfase constará de 7 canales, 6 de los cuales serán diseñadas para las señales consideradas anteriormente.

Esta etapa incluirá amplificación, aislamiento, protección (del paciente y de los dispositivos involucrados)

Tarjeta de adquisición

La tarjeta a utilizar será Labview-RT.

Software de adquisición y procesamiento

Debe adquirir y procesar en tiempo real. El software será el propio Labview-RT y rutinas en C.

Procesa señales como por ejemplo:

- Señales respiratorias: cálculo del trabajo respiratorio.
- EMG: cociente de potencias entre banda alta y baja de frecuencias.

¹ Estudiante de Proyecto de fin de carrera de Ingeniería Eléctrica.

² Profesor Agregado del Departamento de Fisiopatología, HC.

³ Profesor Adjunto Laboratorio de Exploración funcional respiratoria del CTI.

⁴ Profesor Agregado del Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería.

Interfaz de usuario

Consta de dos partes, una para el monitoreo en línea y almacenamiento en disco de las señales crudas y otra para el procesamiento posterior con interfaz Windows, usando C++, y el LabviewRT. Los datos en disco serán almacenados en la norma NAS.

Confiabilidad y durabilidad

El equipo tendrá un MTBF y vida media superior a 10 años.

Cronograma

El conjunto de tareas a realizar es el siguiente:

- A. Búsqueda de información.
- B. Elección de tecnología.
- C. Diseño de Hardware.
- D. Construcción del prototipo.
- E. Diseño de Software.
- F. Documentación.
- G. Prueba final.

Año 2000:

	ENE	FEB	MAR	ABR	MAY	JUN	JUL	AGO	SET	OCT	NOV	DIC
A					100 h					30 h		
B						50 h						
C							180 h					
D									40 h			
E										200 h		
F								80 h				

Tabla 1.1 Planificación de horas por tareas en el año 2000

Año 2001:

	ENE	FEB	MAR	ABR	MAY	JUN	JUL	AGO	SET	OCT	NOV	DIC
E	50 h											
F	100 h											
G		100 h										

Tabla 1.2 Planificación de horas por tareas en el año 2001

	TOTAL
A	130h
B	50h
C	180h

D	40h
E	250h
F	180h
G	100h

Tabla 1.3 Total de horas por tarea

Costos y Plazos

El costo del desarrollo sería asumido por el Proyecto de Desarrollo de Ingeniería Biomédica (Proyecto N° 98 del CONICYT)

El prototipo operacional deberá estar pronto en mayo 2001.

1.1 Especificación preliminar

Las señales a adquirir son:

- Presión de la vía aérea
- Flujo respiratorio.
- Presión esofágica.
- Oximetría (saturación de oxígeno en sangre)
- Electromiografía (EMG).
- Movimiento de la respiración torácica .
- Movimiento de la respiración abdominal

MONICLI constará de 6 canales de adquisición analógicos a través de una tarjeta de adquisición LabViewRT y 1 canal a través del puerto serie COM2 (RS232) .

Las interfaces que se desarrollarán se dividirán en 2 grupos: la interface de adquisición de las señales de EMG, Oximetría y bandas toraco abdominales y la interfase de adquisición de las señales de presión y flujo (módulo SR03 ya diseñado con anterioridad al proyecto).

Se desarrollarán dos módulos de software:

- **Monitoreo:** para el monitoreo y grabado a disco de las señales, con cálculo de parámetros en línea de las señales respiratorias. En particular se calcularán: la frecuencia respiratoria, tiempos inspiratorio, espiratorio y total, el volumen corriente, la complacencia, flujo máximo, tiempo de pausa, etc.
- **Análisis:** para el estudio de las señales grabadas con el módulo de monitoreo, permitiendo la identificación de puntos notables, cálculo de integrales, derivadas, suma y resta de señales, filtrado, así como el cálculo y despliegue de gráficos específicos como el diagrama de Campbell con despliegue del trabajo respiratorio.

1.2 Especificaciones Técnicas

Procesador

- X86 Family 6 Model 3 Stepping 3, 164 MB RAM

Sistema operativo

- Microsoft Windows NT 4.00, Service Pack 3

Tarjeta LabVIEW –RT Modelo 12 bit E-Series (6040E)

- Entradas analógicas : 16 single /8 diferencial
- Entradas Digitales: 8
- Salidas analógicas:16
- Salida Digitales: 8
- Resolución: 12 bits
- Frec muestreo máx: 500kS/seg single channel scanning; 250kS/seg multichannel scanning scanning
- Voltaje salida y entrada : +- 10 V
- Procesador y Memoria de la tarjeta: AMD486DX5-133Mhz-, Bus 33Mhz,8Mb DRAM
- Requerimientos de memoria: 16MB RAM
- Requerimientos de Procesador: Pentium
- Requerimientos de espacio en disco bajo Windows: 60MB para instalación mínima y 80MB para instalación completa.

Tarjeta de Alimentación

- Interna al PC, tipo ISA
- Salidas: conector DIN , +-12V, +5

Cables y conectores

- Cable blindado entre la caja SR03 y la caja de Interconexión, conectores DB15-DB15
- Cable blindado entre la caja de Interconexión y la caja de Bandas/EMG/Oxímetro, conectores DB9-DB9.
- Cable blindado entre el puerto COM2 del PC y la caja de Interconexión, conectores DB9-DB9.
- Cable blindado entre la tarjeta LabViewRT y la caja de Interconexión, conectores 68 pin E-Serie.

Módulo de interconexión

- Entrada: conectores DB9 macho desde COM2 del PC, DIN desde conector DIN en PC.
- Salida: conectores DB15 hacia el módulo SRO3 , DB25 hacia el módulo

Bandas/EMG/Oximetría.

Módulo de Sensores de presión SR03

- Entradas: sensores de presión Microswitch 163PCOID36 (2) y 163PCOID48
- Entrada/Salida: conector DB15

Módulo de Bandas/EMG/Oximetría

- Entradas: conector DB9 macho, 1.5mm male jack (7)
- Entrada/Salida: conector DB25

Sensores

Microswitch 163PCOID36

- Rango de presión: -12.7 a +12.7cm H2O (-5" a +5"H2O)
- Tensión de alimentación: 8V
- Sensibilidad: 635 mV /cm H2O (0.5 V/"H2O)
- Sobrepresión máxima: 5 psi
- Variación con la temperatura: 1%Fondo Escala a 45°C)

Microswitch 163PCOID48

- Rango de presión: -20 a +120cm H2O
- Tensión de alimentación: 8V
- Sensibilidad: 36 mV /cm H2O
- Sobrepresión máxima: 350 cmH2O
- Variación con la temperatura: 1%Fondo Escala a 45°C)

Neumotacógrafo

- Hamilton Medical modelo descartable 279331

Balón de latex

- En la extremidad del catéter esofágico

CintasToraco – Abdominales

- Adult Ultra piezo respiratory effort sensor, PN 470410, Gereonics.Inc.

Electrodos de EMG

- .060" (1.5mm) female jack ,miniature 11mm O.D., 1.5 m de longitud- PN 450618- Gereonics Inc.

Oxímetro

Tarjeta OEM

- Low Power Pulse Oximeter Board BCI71552B1, BCI Inc.
- Alimentación: +-12 V y +-5 desde el PC

Sensor de dedo del paciente

- Modelo 3044, BCI Inc.

Programas

Monicli Adquisición

- Para monitoreo en tiempo real de hasta 6 señales.

Monicli Análisis

- Para el análisis de las señales grabadas en formato binario multiplexado. Permite exportar los datos en formato XLS.

CAPITULO2
FISIOLOGIA RESPIRATORIA

2. FISILOGIA RESPIRATORIA

2.1 Funcionamiento del sistema respiratorio. (Ref[1])

El sistema respiratorio está formado por los orificios de entrada de aire (nariz y boca) y por una serie de conductos que, después de ramificarse profundamente, terminan en unas estructuras seculares llamadas alvéolos pulmonares, donde se realiza el intercambio de gases.

La membrana alveolar es muy fina y alrededor de cada alvéolo hay una tupida red de capilares sanguíneos. El aire que llega a los alvéolos pulmonares ha de estar desprovisto de partículas en suspensión y tener una temperatura y humedad adecuada. A tal fin, el camino que recorre el aire hasta llegar a los sacos alveolares permite filtrarle las partículas extrañas al mismo tiempo que humedece y calienta el aire.

Los bronquios y bronquiolos de diverso orden, formados por sucesivas ramificaciones, son tubos de diámetro cada vez más pequeño, en cuya estructura va siendo cada vez mayor la proporción de tejido elástico y de músculo liso. Estos conductos, con los alvéolos, los vasos sanguíneos de la circulación menor y otros componentes, constituyen la masa esponjosa y elástica que recibe el nombre de pulmones y que ocupa la mayor parte del tórax. Una membrana firmemente adherida a la superficie externa de los pulmones (pleura visceral), que se vuelve sobre si misma y tapiza interiormente la caja torácica (pleura parietal), mantiene permanentemente distendidos los elementos elásticos del pulmón, al que obliga a adaptarse en todo momento a la capacidad del tórax cuando el volumen de éste se modifica. Es decir si aumenta el volumen de la caja torácica los pulmones se distienden y entra aire por la nariz (o boca) para llenar el vacío parcial ocasionado. Una cantidad pequeña de líquido entre las dos capas de pleura hace posible el deslizamiento suave de los pulmones sobre la superficie interna del tórax.

Por la distensión normal de las fibras elásticas del pulmón, la presión intrapleural es inferior a la atmosférica y si se perfora la cavidad pleural con una aguja penetra aire en su interior al mismo tiempo que el pulmón se colapsa.

La parte media del tórax, entre los pulmones, constituye el mediastino. En él se encuentra el corazón, los grandes vasos sanguíneos y el esófago.

Los movimientos que determinan la entrada de aire en los pulmones constituyen la inspiración que es un proceso activo ya que parte de su estado de reposo donde los músculos están relajados, a un estado donde la capacidad torácica es mayor por medio de los movimientos producidos. Por otro lado, la vuelta a la posición de reposo es generalmente un proceso pasivo, que se produce al relajarse los músculos mencionados y es la denominada espiración.

El intercambio de gases que se produce entre el aire alveolar y la sangre se hace a través de dos membranas (epitelio alveolar y el endotelio capilar) Su permeabilidad a los gases es grande y permite los intercambios gaseosos. La sangre que llega a los capilares pulmonares es sangre venosa, procedente de todos los tejidos del organismo, en donde ha cedido una gran parte de su oxígeno y se ha cargado de CO₂. Al llegar la sangre venosa a los alvéolos, los gases se difunden en el sentido impuesto por el correspondiente gradiente de presión: pasa O₂ desde el aire alveolar a la sangre y CO₂ desde la sangre al aire alveolar.

2.2 Modelo de la mecánica respiratoria. (Ref [1])

El modelo consiste en un vaso deformable mediante presión, realizado de un material que muestra el comportamiento elástico y plástico del pulmón y la resistencia variable al flujo convectivo de las vías aéreas no rígidas. Este modelo es válido para una respiración lenta. (Figura 2.1)

P_{va} : presión de vía aérea.

P_{pl} : presión en la superficie pleural del pulmón.

P_a : presión dentro del alvéolo.

Q : flujo de gas en el pulmón medido en las vías aéreas.

V : volumen de gas dentro del pulmón.

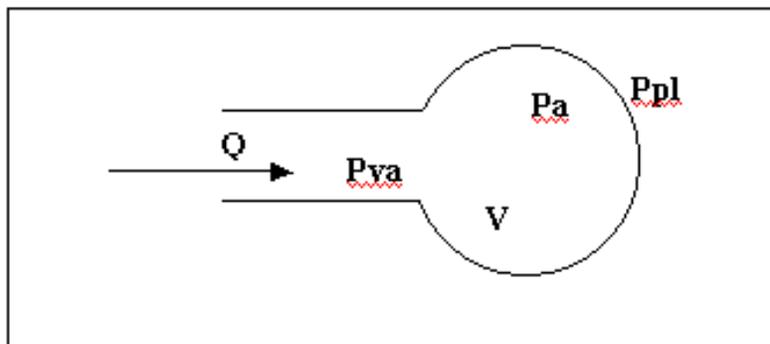


Fig. 2-1 Modelo del pulmón

Luego se puede agregar al sistema anterior un vaso deformable por presión que representa la pared torácica. La pared torácica incluye toda la estructura extrapulmonar: costillas, músculos respiratorios y contenido abdominal, los cuales pueden estar en movimiento a consecuencia de la respiración. El espacio entre el pulmón y la pared torácica representa el espacio interpleural que se encuentra lleno de líquido. Este modelo está esquematizado en la figura 2.2.

P_{va} : presión de vía aérea

P_a : presión alveolar.

Δp_{mus} : fuerza promedio por unidad de área en la pared torácica, la cual podría ser provocada por la contracción activa de los músculos respiratorios durante la respiración.

P_{hid} : presión hidrostática actuando en la superficie del cuerpo, sin considerar las vías aéreas.

Q : flujo de gas en las vías aéreas.

V : volumen de gas asumiendo que está totalmente dentro de los pulmones y las vías aéreas.

R_{va} : resistencia de las vías aéreas.

C_{estp} : complacencia pulmonar estática.

C_{estt} : complacencia estática del tórax.

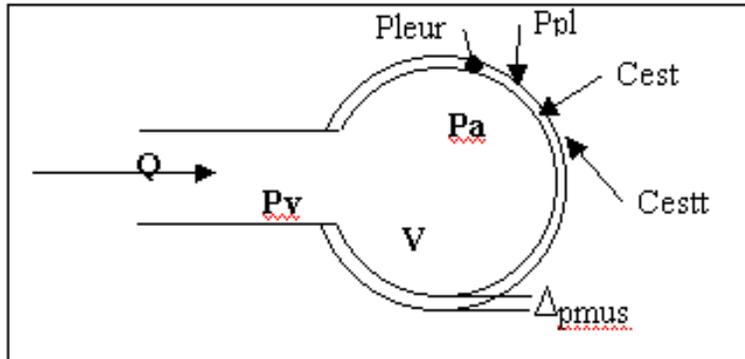


Fig. 2-2 Modelo de la mecánica respiratoria para una respiración de baja frecuencia y pequeña amplitud

La mecánica del sistema respiratorio es descrita mediante la relación entre las diferencias de presión y los cambios en el flujo y volumen de gas.

Se definen subsistemas entre los puntos del sistema en los cuales las presiones pueden ser medidas o calculadas. Como consecuencia, la diferencia de presión en el sistema total puede ser expresada como la suma algebraica de la diferencia de presión en los subsistemas. Un balance de masa puede ser usado para seguir el camino del flujo de gas a través de los subsistemas y las restricciones geométricas determinan la distribución de los cambios de volumen.

En el siguiente desarrollo se considera que cuando los cambios de volumen y flujo son pequeños, las aproximaciones lineales son adecuadas para describir el sistema respiratorio. Estas aproximaciones lineales definen los parámetros característicos de complacencia y resistencia. Los cambios en la diferencia de presión transpulmonar (ΔP_{tr}) serán:

$$(P_{va} - P_{pl}) - (P_{va1} - P_{pl1}) = \Delta P_{tr} - \Delta P_{tr1} \quad (2.0)$$

Si los alvéolos y la caja torácica tienen comportamiento elástico el siguiente conjunto de ecuaciones lineales puede ser usado como un modelo simple de la mecánica del sistema respiratorio para una respiración tranquila en la atmósfera:

$$P_{va} - P_a = R_{va} * Q \quad (2.1)$$

$$P_a - P_{pl} = \frac{1}{C_{estp}} * V \quad (2.2)$$

$$\Delta p_{mus} + (P_{pl} - P_{hid}) = \frac{1}{C_{estt}} * V \quad (2.3)$$

R_{va} : resistencia en la vía aérea,

C_{estp} : complacencia estática pulmonar

C_{estt} : complacencia estática del tórax.

La resistencia al flujo de gas que pasa a través de un conducto es la variación diferencial de la caída de presión a lo largo del conducto con respecto al cambio de flujo en el mismo, a volumen del conducto

constante:

$$R = \frac{d(\Delta P)}{dQ} \quad V \text{ cte (2.4)}$$

La complacencia estática la variación diferencial en el volumen de la estructura con respecto a la diferencia de presión a través de ella mientras el flujo es cero.

$$C_{est} = \frac{dV}{d(\Delta P)} \quad Q = 0 \quad (2.5)$$

C_{est} puede ser calculado solamente cuando el sistema está en equilibrio estático, esto es cuando flujos y relación de cambio de volumen y presión en el sistema son cero. En esta situación $P_{va} - P_a = 0$ y ($P_a - P_{pl}$) puede ser medida como ($P_{va} - P_{pl}$) Esta complacencia estática pulmonar se puede calcular como:

$$C_{estp} = \frac{V(t_2) - V(t_1)}{\Delta P_{tr}(t_2) - \Delta P_{tr}(t_1)} \quad (2.6)$$

ΔP_{tr} es la diferencia de presión transpulmonar, y t_1 y t_2 son dos instantes de tiempo en los que el sistema está completamente quieto.

Es imposible medir la diferencia de presión muscular Δp_{mus} directamente.

Consecuentemente la complacencia de la pared torácica puede ser calculada solo cuando $\Delta p_{mus} = 0$. Esto ocurre cuando los músculos están completamente relajados.

Como el volúmen en los pulmones varía y fluye a través de las vías respiratorias abiertas, el gas es comprimido o expandido transitoriamente.

Si los cambios de volumen de pulmón son rápidos se puede producir una desigualdad entre la variación instantánea de volumen dV/dt y el flujo de gas en la boca Q .

Sin embargo para una respiración normal este efecto puede ser despreciable y Q puede tomarse como una buena aproximación de dV/dt .

Combinando las ecuaciones (2.1) y (2.2) obtenemos:

$$P_{va} - P_{pl} = \frac{1}{C_{estp}} * V + R_{va} * dV/dt \quad (2.7)$$

La ecuación 2.3 y la 2.7 pueden ser representadas por el circuito eléctrico equivalente de la figura 2.3.

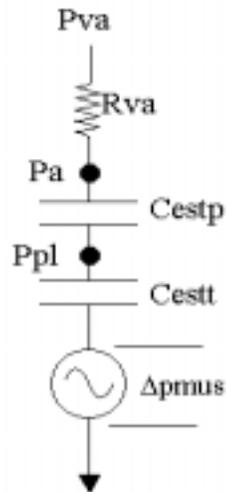


Fig. 2-3 Circuito Eléctrico equivalente del modelo del sistema respiratorio

2.3 Señales registradas

Presión de Vía aérea: Definición, medida, unidades, rango

La presión de vía aérea consiste en la presión a la entrada del circuito respiratorio. La presión a la entrada del circuito pulmonar se toma en las cercanías de la boca por la facilidad de ubicación del elemento sensor. Se trata de un catéter cuya extremidad está en el tubo utilizado para sostener el neumotacógrafo.

Cuando el paciente está respirando espontáneamente el rango de presiones de vía aérea con respecto a la presión atmosférica es de -10 a 10 cm H₂O.

Cuando el paciente está con ventilación mecánica el rango de presiones de vía aérea con respecto a la presión atmosférica es de 0 a 80 cm H₂O.

Presión pleural y esofágica: Definición, medida, unidades, rango

Para calcular las propiedades mecánicas del pulmón, como por ejemplo la complacencia estática, necesitamos conocer la presión sobre la superficie pleural (Ppl). Medidas directas de la presión en la superficie pleural podrían tenerse perforando la pared torácica e introduciendo un catéter en el espacio intrapleural, pero esto no es clínicamente aplicable. Por otra parte la presión intrapleural no es uniforme y hace que el punto en el cual se puede medir una presión representativa sea incierto.

Un significativo avance en las pruebas clínicas de la función pulmonar fue el desarrollo de un método de estimación de cambios en la presión media en la superficie de la pleura a partir de la medida de los cambios en la presión en un balón de fluido introducido en el esófago. Por lo tanto estimamos la presión pleural a partir de la presión en el esófago. La técnica consiste en introducir un catéter lleno de aire con un pequeño balón de látex en el extremo, en el esófago a través de la nariz. Aunque la presión esofágica media no sea igual a la presión media en la superficie de la pleura, bajo ciertas condiciones los cambios de la presión en el balón del esófago reflejan los cambios en la presión en la superficie de la pleura.

Las propiedades mecánicas del balón y del esófago afectan muy poco los cambios de presión, siempre y cuando la cantidad de aire en el balón sea suficientemente pequeña como para que el balón no impida la transmisión de presiones y que la pared del esófago no tenga grandes movimientos como para transmitir presión al balón.

Los ruidos más grandes son los latidos del corazón, que tiene una frecuencia fundamental mucho mayor que la de una respiración tranquila. Se debe ubicar por lo tanto el balón en el tercio superior del esófago donde la interferencia cardiaca es mínima.

Las presiones medidas en esófago son del orden de algunos cm de H₂O, con respecto a la presión atmosférica.

Flujo de aire: Definición, medida, unidades, rango

Consiste en el flujo de aire que ingresa a las vías aéreas.

Su medida se efectúa a través del neumotacógrafo o sensor de flujo.

Se mide en litros / minuto y su rango es del orden de decenas de litros / minuto.

Volumen: Definición, medida, unidades, rango

El volumen respiratorio es calculado a partir de la integración del flujo respiratorio, a medida que es adquirido. Por lo tanto sus valores están determinados por el flujo. Es usado para estimar el cambio en el volumen del pulmón.

El volumen corriente de un adulto es de cientos de ml

Desde el punto de vista frecuencial, cualquiera de las señales consideradas anteriormente oscila en pocos hertz.

2.4 Tipos de ventilación

Los parámetros clínicos de la mecánica ventilatoria relevantes dependen del modo de ventilación que tiene el paciente. Existen tres tipos básicos de ventilación:

1. El paciente está respirando sin ayuda del ventilador (Ventilación espontánea)
2. El paciente está respirando totalmente asistido por el ventilador (Ventilación mecánica, también llamada ventilación asistida).
3. La respiración asistida y espontánea se alternan, permitiendo que el paciente sea “ayudado” o “soportado” por el ventilador.

1. Ventilación espontánea

En ventilación espontánea el paciente respira sin ayuda del ventilador.

Las formas de onda típica para el flujo y la presión de vía aérea están en la figura 2.4:

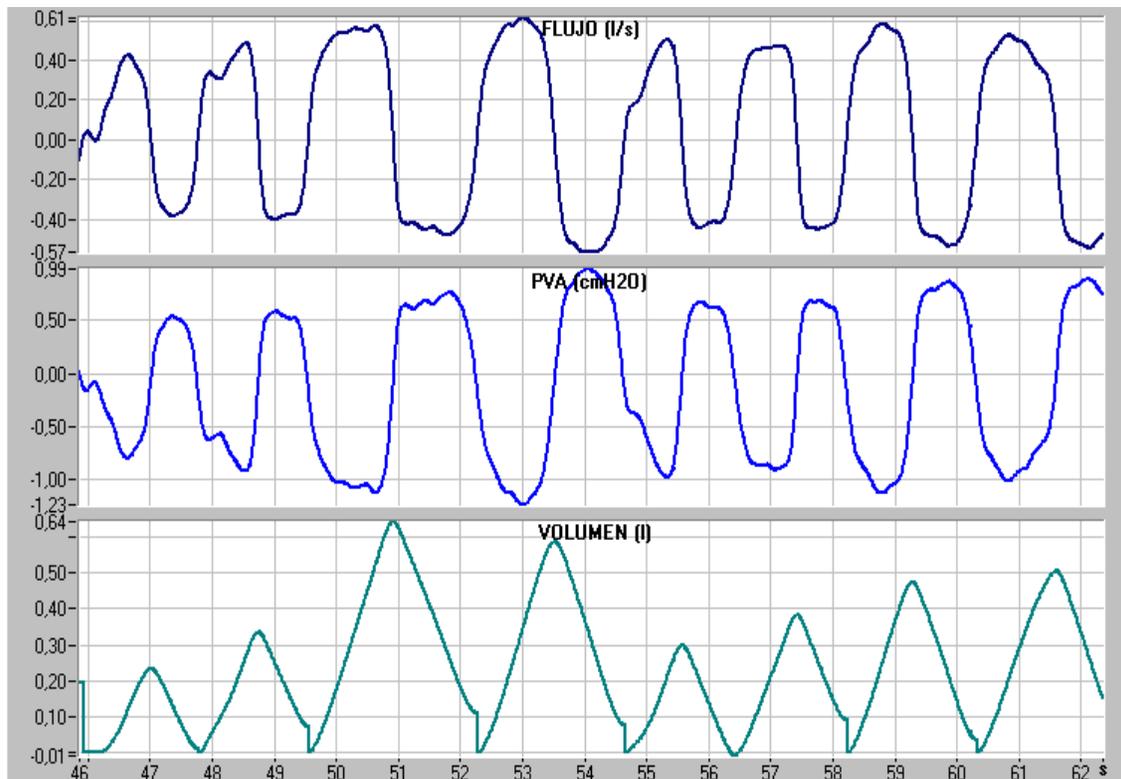


Fig. 2-4 Flujo, presión y volumen en un paciente en ventilación espontánea

2. Ventilación mecánica

Durante la ventilación asistida se pueden encontrar distintos modos de trabajo entre los cuales podemos destacar los siguientes:

- Controlada por volumen
- Controlada por presión
- Con presión de soporte, pero permitiendo que el paciente respire cuanto pueda.

Controlado por presión

En modalidad de volumen controlado las formas de onda típica son las siguientes:

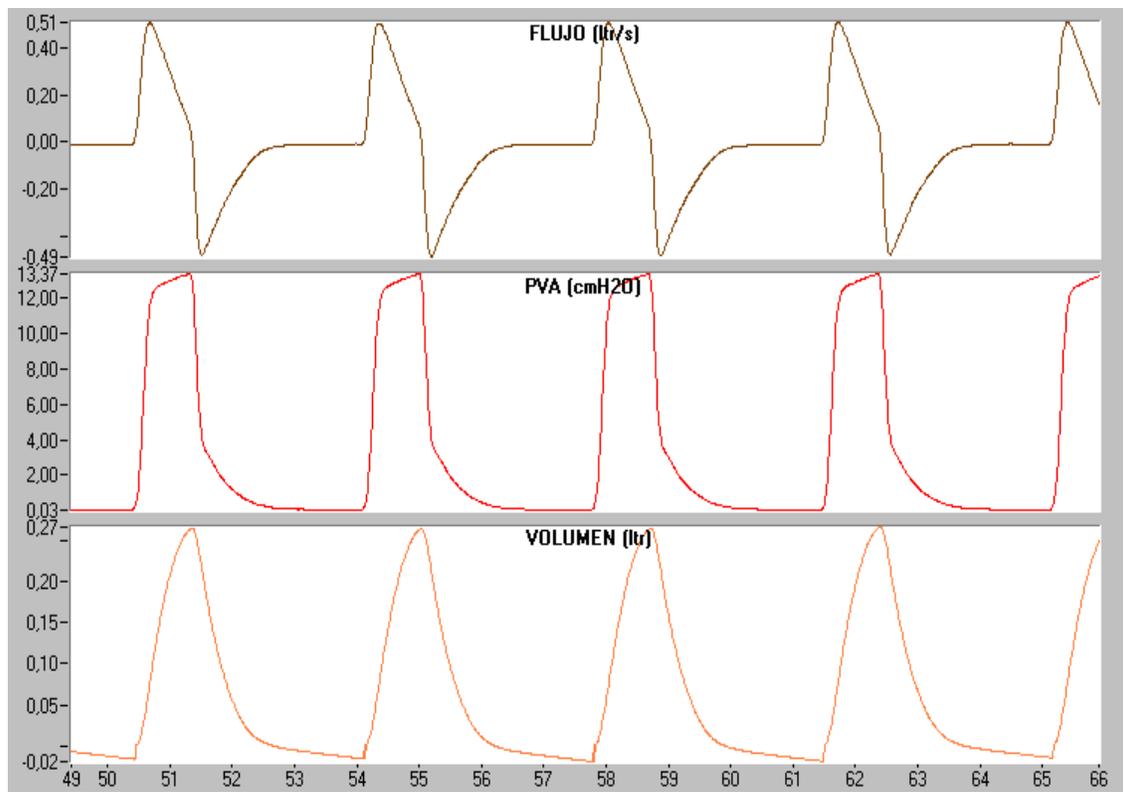


Fig. 2-5 Flujo, presión y volumen en un paciente en ventilación mecánica Controlado por Presión

Controlado por Volumen

En el caso de volumen controlado las formas de onda típica son:

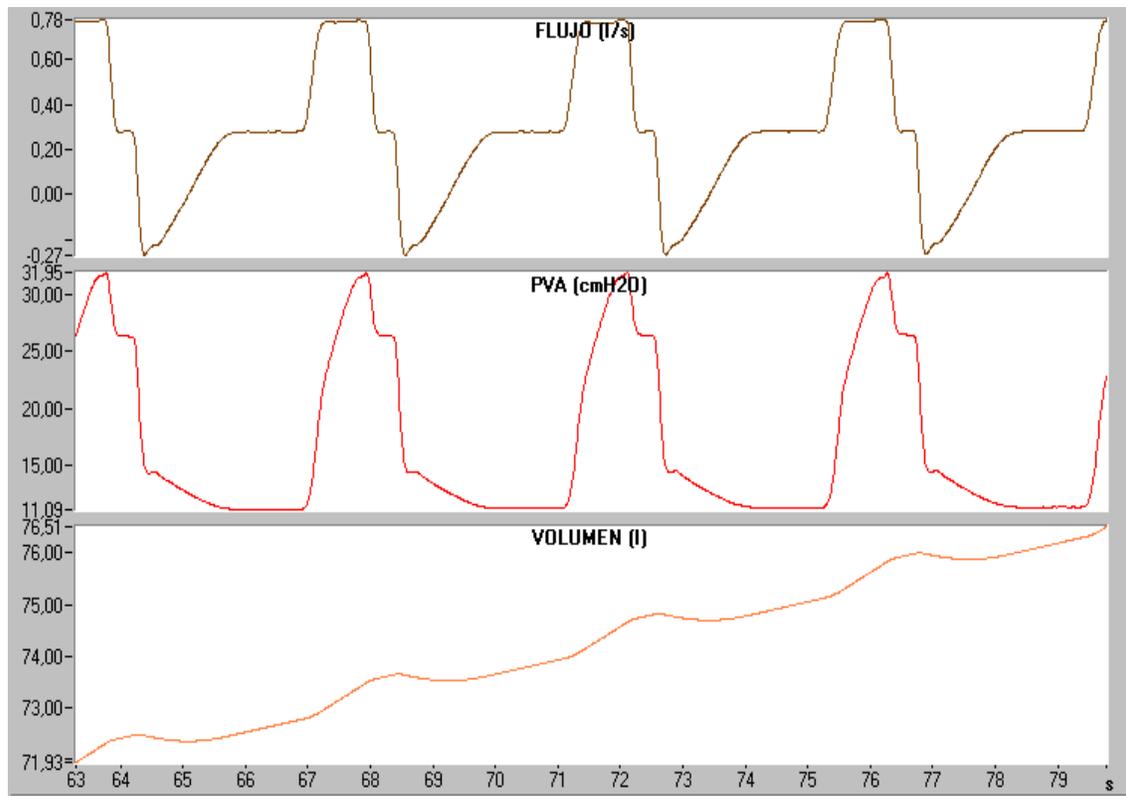


Fig. 2-6 Flujo, presión y volumen en ventilación mecánica Controlada por Volumen

Vemos en este caso que no existe la meseta porque como vemos la forma de la presión de vía aérea es creciente, y por lo tanto la presión máxima corresponde al valor final.

3. Modo ventilación mecánica parcial

En ese caso el ventilador permite que el paciente inspire en caso que pueda hacerlo pero también es asistido por el ventilador. Existen diversas modalidades. Un ejemplo es usando presión de soporte

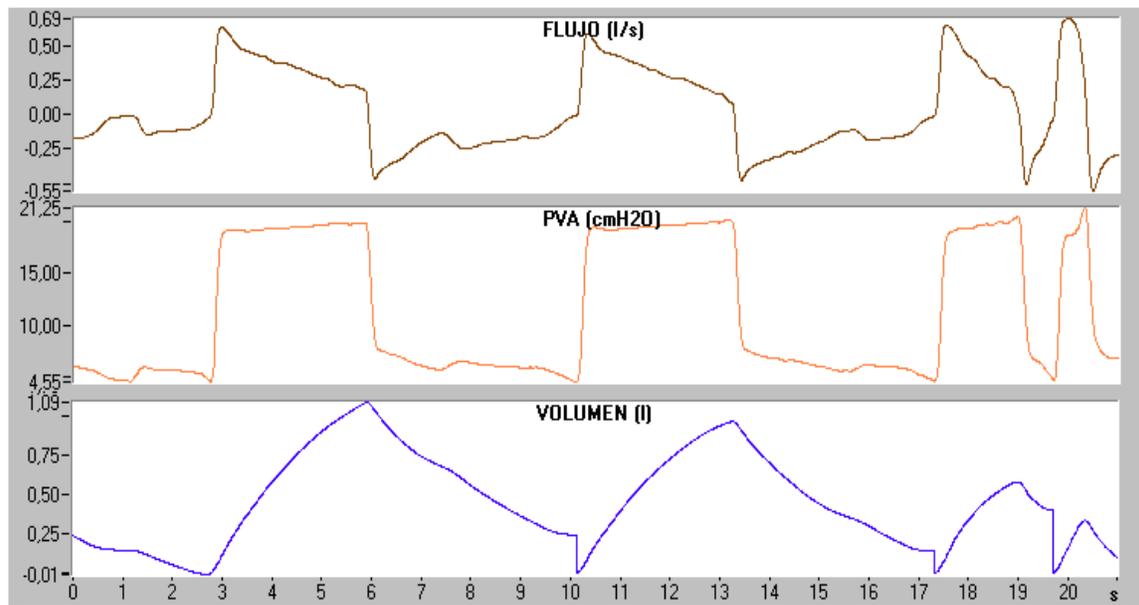


Fig. 2-7 Ventilación mecánica con presión de soporte

2.5 Parámetros de la mecánica ventilatoria

Parámetros de Ventilación espontánea

- Volumen corriente inspirado
- Tiempo espiratorio
- Tiempo inspiratorio
- Tiempo total
- Volumen minuto
- Frecuencia Respiratoria
- Período inspiratorio útil
- Presión inspiratoria máxima de vía aérea
- Trabajo Resistivo (W_r)
- Trabajo elástico (W_e)
- Trabajo respiratorio total (W_{tot}).

Volumen corriente inspirado

Es el volumen de aire que se intercambia desde el exterior con el pulmón durante la respiración tranquila. Durante la ventilación espontánea, valores bajos son indicadores de fatiga muscular.

Tiempo espiratorio:

Es la duración del ciclo respiratorio desde comienzo de la fase espiratoria hasta el inicio del ciclo respiratorio siguiente.

Tiempo inspiratorio

Es la duración del ciclo respiratorio desde el inicio de una inspiración hasta el comienzo de la espiración. Normalmente durante la respiración espontánea, la duración de la inspiración es menor que la duración de la espiración.

Durante la ventilación mecánica la duración del tiempo inspiratorio varía en función de la característica mecánica del sistema respiratorio y de los parámetros prefijados por el médico para el ventilador.

Tiempo total

Es la duración de un ciclo respiratorio completo; es la suma del tiempo inspiratorio y espiratorio.

Volumen minuto

Es el volumen que se intercambia entre el exterior y los pulmones en un minuto.

Por lo tanto, es función del volumen corriente y de la frecuencia respiratoria.

Frecuencia Respiratoria

La frecuencia respiratoria es el número de respiraciones por minuto del paciente.

En ventilación espontánea su valor normal oscila en 12 y 14 respiraciones por minuto.

En estas condiciones de respiración valores de frecuencia respiratoria de 30 respiraciones por minuto indican fatiga muscular y por lo tanto incapacidad de los músculos respiratorios de vencer la carga de trabajo impuesto. Si el valor de la frecuencia respiratoria es bajo (en ventilación espontánea o mecánica) puede ser causa de hipo ventilación alveolar.

Período inspiratorio útil

El período inspiratorio útil relaciona la duración de la inspiración (T_i) en función del ciclo respiratorio total (T_{tot}). El valor normal del periodo inspiratorio útil (T_i/T_{tot}) es de 0,3 a 0,4 y aumenta cuando hay fatiga muscular o riesgo de producirla. Es una medida útil para valorar el éxito o fracaso en el destete del paciente del ventilador. Este parámetro es importante en ambos casos, cuando el paciente respira espontáneamente y cuando tiene ventilación mecánica.

Trabajo respiratorio

Mantener la ventilación supone la puesta en movimiento de distintos componentes del aparato respiratorio, lo cual se logra por el desarrollo de fuerzas que deben vencer las resistencias del flujo aéreo, las resistencias elásticas de los pulmones y de la pared del tórax y la inercia al movimiento. La ventilación supone la realización de un trabajo respiratorio que conceptualmente es proporcional al volumen movilizado en la inspiración (volumen corriente) por la presión desarrollada. Este trabajo respiratorio es muy pequeño en un sujeto sano 0.3 a 0.6. Joules / litro) pero aumenta enormemente en un paciente con enfermedad bronco pulmonar. El aumento de dicho trabajo ha sido demostrado durante distintas formas de insuficiencia respiratoria. Este trabajo es a veces tan grande, que los músculos respiratorios no pueden soportarlo durante mucho tiempo y entran en estado de fatiga muscular. Cuando los músculos se fatigan la ventilación se vuelve ineficaz y el paciente sufre riesgo de muerte.

El trabajo respiratorio total (W_{tot}) se divide en Trabajo Elástico (W_e) y Trabajo Resistivo (W_r). El trabajo elástico es el trabajo necesario para expandir los pulmones y el trabajo resistivo es el trabajo realizado para vencer la resistencia de las vías aéreas.

En ventilación mecánica:

- a) Cuando la presión de distensión considerada es la diferencia entre la presión de vía aérea y la presión alveolar ($P_{va}-P_a$), su integración con el volumen corriente inspirado permite el cálculo

del trabajo resistivo W_r .

- b) Si el gradiente de presión fuera entre la presión alveolar (P_a) y pleural (P_{pl}), su integración con el volumen nos indica el trabajo elástico realizado para expandir el parénquima pulmonar. De manera análoga, la integración de la diferencia de presión pleural con la atmosférica ($P_{pl}-P_{atm}$) con respecto al volumen inspirado, nos dice el trabajo elástico W_e necesario para expandir la pared del tórax.
- c) El trabajo total (W_{tot}) es el que surge de integrar la presión transtorácica ($P_{va}-P_{atmosferica}$) con respecto al volumen inspirado.
- d) La medida del trabajo en sus distintos componentes requiere la colocación del balón esofágico.
- e) Siempre que el Volumen inspirado se mida en litros y la presión esofágica (P_{es}) en cmH_2O , el trabajo se expresará en Joules(J).

En ventilación espontánea:

En este caso los músculos respiratorios generan los gradientes de presiones necesarios para vencer las resistencias impuestas por las estructuras anatómicas. Dado que los músculos respiratorios forman parte de la misma pared torácica, la forma de cálculo para el trabajo elástico usada para el caso de ventilación asistida no puede ser aplicada. En este caso se debe usar el Diagrama de Campbell (ver figura 2.8), que permite calcular todos los componentes del trabajo respiratorio en ventilación espontánea.

Graficando la P_{es} contra el Volumen (ver Fig. 2.8) se puede identificar el comienzo y el fin de la inspiración. La pendiente de la recta que une estos puntos es la Compliance Pulmonar. Para el valor de la compliance del tórax se debe recurrir a valores publicados, cuyos valores oscilan entre un 4 y 5% de la Capacidad Vital por cmH_2O . El área comprendida entre ambas rectas de compliance es el trabajo elástico (W_e), mientras que el Trabajo Resistivo es el área determinada por la curva y la recta de Compliance Pulmonar.

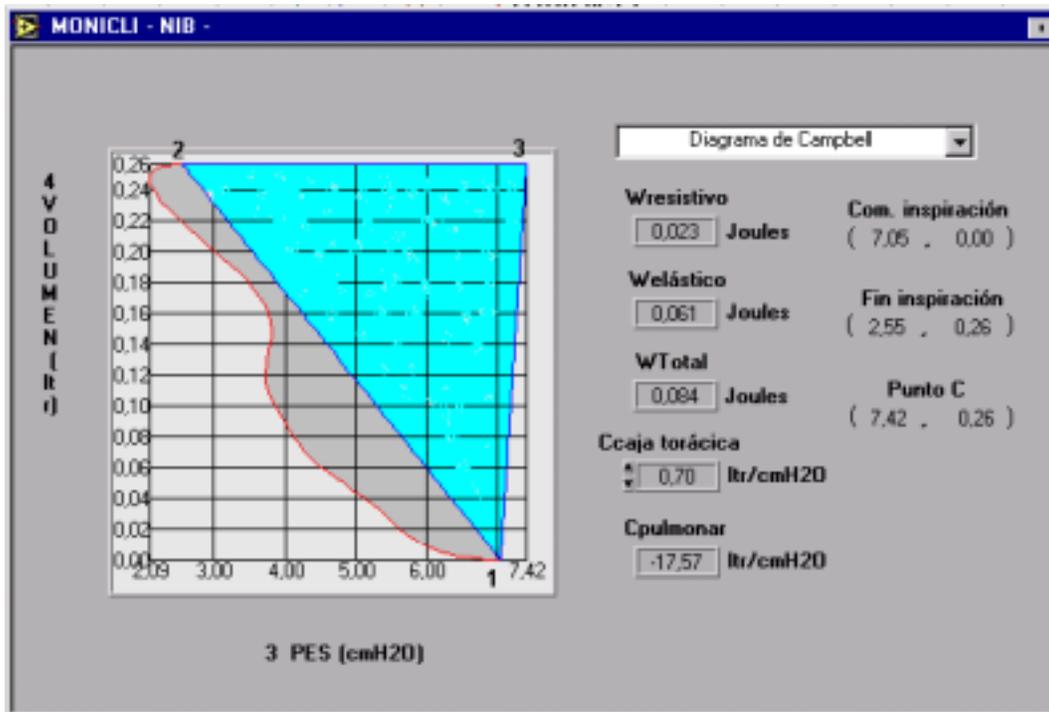


Fig. 2-8 Diagrama de Campbell

2.6 Parámetros de Ventilación Mecánica

Además de los parámetros de la ventilación espontánea, aparecen los siguientes:

- Volumen corriente espirado
- Flujo inspiratorio máximo
- Presión inspiratoria máxima de vía aérea (Pva máx.)
- Pausa Inspiratoria
- Presión meseta (Pmes)
- Relación I: E
- Índice de Tobin
- PEEP
- PEEP intrínseca (PEEPi)
- Complacencia (C)
- Trabajo respiratorio
- Resistencia (R)

Volumen corriente espirado

Es el volumen de aire que se intercambia desde el pulmón con el exterior durante la respiración tranquila. Su rango es del orden de cientos de ml

Flujo máximo

El flujo pico inspiratorio es el máximo flujo durante la inspiración. Obtener el flujo pico inspiratorio

puede ayudar a determinar en que momento el paciente "lucha con el ventilador", es decir cuando intenta obtener más aire del que hay disponible, haciendo aumentar el riesgo de barotrauma. Los valores normales se basan en la altura, el peso y la edad y varían durante la ventilación mecánica.

Presión inspiratoria máxima

Es el máximo de la presión de vía aérea durante el ciclo respiratorio

En ventilación mecánica requiere una monitorización continua, ya que valores por encima de 35 cm H₂O se han relacionado con una mayor incidencia de barotrauma.

Pausa inspiratoria

La pausa inspiratoria corresponde al momento en que el flujo es cero durante el ciclo de inspiración. Ocurre en la ventilación mecánica y su duración está determinada por el ventilador.

Presión de meseta

La presión de meseta es el valor de la presión de vía aérea durante la pausa inspiratoria.

Se calcula en el instante anterior al comienzo de la pausa inspiratoria.

Relación I: E

Es la relación entre la duración de la fase inspiratoria y espiratoria del ciclo respiratorio.

Normalmente la espiración dura más que la inspiración en una relación 1:2.

Esta relación es prefijada y modificable durante la ventilación mecánica de acuerdo a la característica del sistema respiratorio y de la patología subyacente.

Índice de Tobin

Es el cociente entre la frecuencia respiratoria y el volumen corriente, medido en respiraciones por minuto por litro. Es un índice de interés para valorar el éxito o el fracaso del destete. Se acepta que con valores de hasta 100rpm/l puede ser posible el destete, por encima de ese fracasa.

PEEP

La PEEP (positive end expiratory pressure) es la presión positiva de vía aérea al final de la espiración, de forma que el ciclo respiratorio no se inicia ni termina a presión = 0, sino a un nivel positivo prefijado.

Requiere la aplicación de presión externa que se ajusta en el ventilador.

PEEP intrínseca

Es la presión alveolar al final de la espiración.

Normalmente al final de la espiración el pulmón alcanza su volumen de relajación y la presión alveolar es igual a cero. En la patología pulmonar la espiración puede interrumpirse antes que se alcance el volumen de relajación y en consecuencia la presión alveolar es positiva, lo que se conoce como PEEP intrínseca.

En situación dinámica este valor no se identifica en el registro de presión de vía aérea.

Para su determinación se requiere la colocación de un balón esofágico que registra la presión esofágica. Para vencer la presión alveolar positiva se genera una diferencia de presión desde la caída de presión esofágica hasta el comienzo del flujo inspiratorio, que es la PEEP intrínseca.

Complacencia

La complacencia se calcula como el cambio en el volumen pulmonar desde el principio al fin de la

inspiración, dividido el cambio de presión. Puede ser dinámica o estática.

La complacencia estática requiere manipulaciones especiales para su cálculo, pues se debe dejar llegar al pulmón a condiciones de equilibrio por lo tanto debe ingresar el aire en forma gradual y esperar que las presiones se mantengan constantes. La complacencia se expresa en mililitros por centímetro de agua (ml/cmH₂O). Es importante su medición, pues cambios en las propiedades elásticas del pulmón y en la pared torácica pueden necesitar la intervención inmediata del médico, puesto que las presiones y los volúmenes necesitan ser cambiados para mantener una ventilación y oxigenación adecuada.

Un valor de complacencia estática superior a 25 ml/cm H₂O es buen indicador de destete, los valores normales son de 50-100 ml/cm H₂O.

Un valor de complacencia dinámica superior a 30 ml/cm H₂O es buen indicador de destete, los valores para pacientes no ventilados mecánicamente son de 100-200 ml/cm H₂O.

La complacencia dinámica es importante en ambos casos, cuando el paciente respira espontáneamente y cuando tiene ventilación mecánica.

La complacencia semiestática es importante solamente cuando el paciente tiene ventilación mecánica.

Trabajo respiratorio

Ya explicado en el caso de ventilación espontánea.

Resistencia

La resistencia de vía aérea y la elasticidad del tórax hacen que se produzcan presiones en las paredes del pulmón. El paciente tiene que hacer una fuerza para poder contrarrestar así la fuerza resultante de las presiones aplicadas y lograr la respiración. El determinar la resistencia permite:

- a) Detectar cambios debidos a diferentes patologías.
- b) Detectar si un paciente puede tener éxito en el destete.
- c) Evaluar el impacto adverso que tiene la resistencia añadida al circuito respiratorio por la vía aérea artificial.

En la figura se indican los parámetros principales considerados en la respiración mecánica:

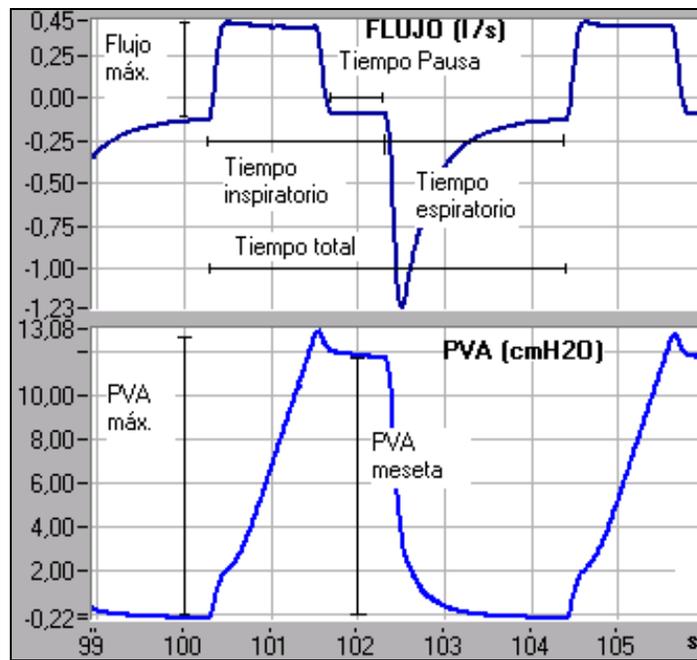


Fig. 2-9 Parámetros principales de las señales de Flujo y Presión de vía aérea

CAPITULO3
ELECTROMIOGRAFÍA

3. ELECTROMIOGRAFIA

3.1 Introducción.(Ref[1], [2], [18], [19], [20], [26])

Actividad eléctrica de las células excitables

La membrana celular es una capa lipoproteica muy fina (7-15nm.), la cual es esencialmente impermeable a las proteínas intracelulares y a otros aniones orgánicos. Esta membrana en el estado de reposo es moderadamente permeable al Na^+ y deja pasar libremente el K^+ y Cl^- . La permeabilidad de la membrana respecto al ión de potasio es entre 50 a 100 veces más grande que al ión de sodio debido en parte al tamaño de los poros de la membrana (aunque todavía no se conoce completamente su funcionamiento).

Por ejemplo, para el músculo esquelético las concentraciones de K^+ a ambos lados de la membrana son muy diferentes, y este desbalance produce un gradiente de difusión del K^+ . Este movimiento de K^+ hace más negativo el interior de la célula en comparación al exterior.

Se produce entonces una diferencia de potencial a ambos lados de la membrana, que puede ser modelada eléctricamente como un capacitor, ya que el complejo lipoproteico de la membrana funciona como un dieléctrico entre ambos potenciales. La diferencia de potencial en la membrana es llamado equilibrio potencial del potasio (E_K).

El estado activo, potencial de acción

Otra propiedad de las células excitables es su capacidad de responder con un potencial de acción cuando son debidamente excitadas.

Un estímulo adecuado es aquel que depolariza la membrana lo suficiente como para exceder el escalón de potencial durante un breve lapso de tiempo. El potencial de reposo es debido a una polarización de la membrana, llamamos depolarización al proceso inverso. Una característica del estado activo es que el potencial de la membrana atraviesa un ciclo, en el cual cambia desde el nivel de reposo a un cierto valor, durante un tiempo determinado.

Para una fibra nerviosa, el salto es de aproximadamente de 120mV durante 1ms. El origen de este potencial de acción radica en la conductividad de la membrana a iones particulares, como Na o K.

Los potenciales bioeléctricos son producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierta clase de células, llamadas células excitables, las cuales forman parte de tejidos nerviosos, musculares o glandulares. Estas células exhiben un potencial de reposo y un potencial de acción en el caso de ser estimuladas.

Unidad motora

Las fibras musculares son inervadas por axones de las neuronas ubicadas en la espina .Las fibras nerviosas o axones parten de la espina y se distribuyen hacia los nervios motores. Cada axón motor inerva varias fibras musculares .

La combinación de una unica neurona motora y todas las fibras musculares que inerva es lo que llamamos unidad motora (Single Motor Unit en inglés). Unidad motora se defina como el conjunto de células musculares inervadas por finas derivaciones de un mismo axon de neurona motora. Decimos que la musculatura esquelética esta organizada funcionalmente en base a la *unidad motora*. Las fibras

que componen estas unidades se extienden a lo largo de todo el músculo. En cambio, si miramos una sección transversal, las fibras musculares se interrelacionan con fibras de otras unidades motoras. En respuesta a un potencial de acción de una neurona, la fibra muscular se depolariza y la señal se propaga. Esta depolarización genera un campo eléctrico en torno a la fibra que puede ser detectado por electrodos de superficie colocados cerca de este campo o por electrodos insertados en el músculo. A la señal resultante la llamamos potencial de acción de la fibra muscular. La combinación de los potenciales de acción de las fibras musculares de una unidad motora es el llamado potencial de acción de la unidad motora (MUAP). Todas las fibras musculares en un unidad motora son activadas cada vez una unidad motora es activada. El potencial de campo extracelular evocado desde las fibras activas de una SMU tiene una forma trifásica de breve duración (3-15ms) y una amplitud de 20 -20000 μV , dependiendo del tamaño de la unidad motora y su frecuencia de descarga varia de 6 a 30 por segundo. La activación repetitiva de las unidades crea un tren de impulsos conocido como tren de potenciales de acción de la unidad motora (MUAPT por sus siglas en inglés). La sumatoria de la actividad eléctrica generada por cada unidad motora es lo que llamamos señal mioeléctrica. La forma de los potenciales de SMU puede variar según la patología. En neuropatías periféricas, la denervación parcial de los músculos ocurre frecuentemente y es luego seguido por la regeneración. El conducto de fibra nerviosa conduce más lentamente que los axones sanos. Por lo tanto, en muchas formas de neuropatías periféricas, la excitabilidad de las neuronas es cambiada y hay un enlentecimiento general de la conducción nerviosa. Un efecto de esto es que los impulsos neuronales tienen mas dificultad para iniciarse y le toma mas tiempo transitar hacia el músculo, causando generalmente "scattering" o desincronización en el patrón del EMG.

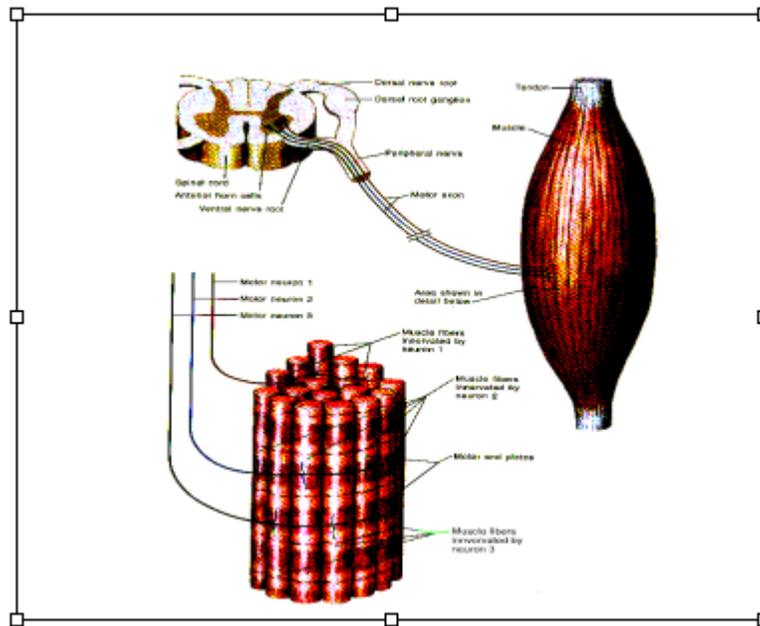


Fig. 3-1 Single Motor Unit (SMU) (Tomado de Neuromuscular Research Center. www.nmrc.bu.edu)

3.2 Características de la señal de EMG.

El rango de frecuencia de una señal de EMG va de 25Hz varios kiloHertz. La amplitud van de 100 μV a 90 mV dependiendo del tipo de señal y del electrodo usado.

Si nos referimos a los músculos respiratorios como el diafragma por ejemplo el rango de potencia de la señal de EMG varía entre los 10Hz y los 500 Hz, con mayor energía entre los 20 y los 250Hz. En reposo la frecuencia centroide del diafragma esta alrededor de los 90 Hz, siendo algo mas alta en los músculos intercostales.

Vemos que los amplificadores de EMG deben cubrir un rango de frecuencias mas amplios de los ECG pero por otro lado no tienen que cubrir un rango de frecuencias tan bajo como el ECG. Esto es deseable porque los artefactos conteniendo componentes de baja frecuencia pueden ser filtrados mas fácilmente que en el ECG.

En electrodos superficiales para detectar el EMG los niveles de señal son bajos, teniendo picos de amplitud de 0.1 a 1 mV. Por lo tanto los amplificadores de EMG deben tener una ganancia mas alta que los de ECG. En la figura 3.2 se muestra un ejemplo de EMG.

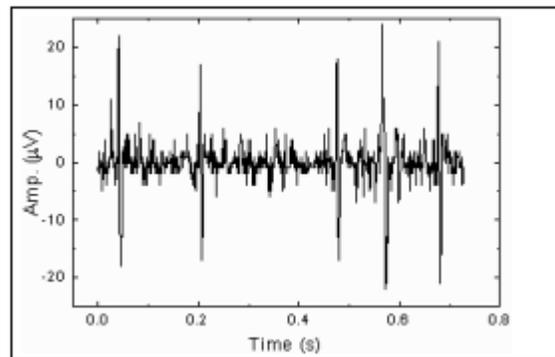


Fig. 3-2 Señal típica de EMG (Tomado de Delsys.Inc)

3.3 Sensores de EMG

Los sensores utilizados en EMG son los llamados electrodos. Los electrodos convierten las corrientes iónicas en corrientes de electrones. Los electrodos pueden ser de superficie o de aguja.

Electrodos de superficie

Se utilizan electrodos Ag-AgCl, que son discos de plata con un electrolito (gel o pasta conductora). La interfase electrodo electrolito consta de una impedancia y tensión continuas. Para los electrodos de superficie la impedancia es de unas decenas de kiloohmios.

Una de las desventajas de registrar el EMG usando electrodos de superficie es que éstos solo pueden ser usados con músculos superficiales siendo sensibles a la actividad eléctrica de una área mas amplia. Debido a la interfase electrodo electrolito se genera el llamado “potencial de contacto”. Se debe realizar un amplificado diferencial y un filtrado pasa alto para eliminar dicha componente de continua. Las interferencias externas, procedentes por ejemplo de la red eléctrica, se conducen por el cuerpo a raíz de un acoplamiento capacitivo con la red.

De la misma forma existe un acoplamiento de los 50Hz de la red eléctrica. Todo ello hace que el sujeto este a una tensión elevada respecto a los milivoltios de EMG que se quiere registrar.

Para eliminar estas interferencias se realiza una adquisición diferencial entre dos puntos del músculo, usando un tercer punto (en ocasiones sobre el hombro o sobre la pierna) como potencial de referencia. Los electrodos utilizados deben tener una impedancia similar.

Electrodos de aguja

Los electrodos de aguja también se utilizan ampliamente en fisiología. Pueden ser aislados y coaxiales (monopolares y bipolares) Los electrodos aislados consisten de una aguja rígida, normalmente de acero inoxidable, recubierta con papel aislante, excepto en la punta. Los electrodos coaxiales consisten en una aguja hipodérmica por cuya cánula se hace pasar un hilo fino conductor, normalmente de platino, recubierto de material aislante. La aguja se conecta a la masa a través de la malla del cable coaxial, mientras que el hilo central se conecta al activo de dicho cable.

Por ejemplo para el registro de la actividad diafragmática se utilizan electrodos multicabeza: en una cánula se colocan más de dos electrodos cuyos cabezales aparecen a intervalos a lo largo de la cánula. Ref[2]

3.4 Fatiga diafragmática

Antes de hablar de la fatiga diafragmática repasaremos la definición de algunas presiones:

Presión esofágica: Presión registrada en el esófago

Presión gástrica: Presión registrada en el estómago

Presión transdiafragmática: corresponde a la diferencia de presión a través del diafragma y corresponde a la diferencia entre la presión esofágica y la presión gástrica.

$P_{di} = P_{es} - P_{ga}$

La medición de la presión transdiafragmática puede hacerse en forma voluntaria o involuntaria. En forma voluntaria se registra en diferentes situaciones temporales, que van desde la respiración a volumen corriente (P_{di}), hasta la realización de maniobras voluntarias máximas (P_{dimax}).

Fatiga muscular respiratoria

La fatiga muscular se define como la disminución de la tensión o fuerza desarrollada por los músculos en respuesta a un estímulo y que revierte con el reposo. La tolerancia a un determinado esfuerzo depende de la presión que se vaya a generar, de la velocidad de la contracción y de la duración de la contracción.

El diafragma puede sostener, durante periodos de tiempo prolongados, presiones similares a las de otros músculos esqueléticos o mayores. Pero llegado el momento la fatiga del diafragma produce incapacidad de desarrollar la presión necesaria para conseguir una ventilación alveolar adecuada.

El factor presión viene dado por la P_{di} , la velocidad de contracción por el flujo medio inspiratorio (V_t/T_i) y la duración de la contracción por la duración de la inspiración con relación al ciclo respiratorio completo (T_i/T_{tot}). La relación entre la electromiografía y la fatiga muscular diafragmática es referida por diversos autores (Fiz, Morera, De Luca, ref.[2]) en los cuales se puede relacionar al cambio en el patrón electromiográfico con la fatiga del diafragma, vista a través de la P_{di} .

Parámetros electromiográficos

Algunos parámetros de interés que permiten relacionar la señal electromiográfica (E_{di}) con la fatiga muscular son:

RMS (raíz cuadrada del valor cuadrático medio)

El RMS no está influido por los cambios artefactuales en el volumen pulmonar y refleja el grado de actividad del diafragma. La relación entre el RMS y el cociente Pdi/Pdimax es de tipo directo y puede constituir un índice de la eficiencia del diafragma. Según las referencias (Fiz y Morera, ref.[2]) se calcula:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{(N-1)T} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

En donde:

N = cantidad de puntos

T = período de la señal

X = señal de interés

Integración de la señal

Sirven para valorar los cambios acaecidos en la relación Pdi/Edi en situaciones de fatiga muscular. Esta relación disminuye durante la fatiga.

Densidad espectral de potencia

Una vez obtenida la distribución en potencia de los componentes frecuenciales de la señal, se puede realizar el análisis estadístico de la distribución calculando una serie de parámetros que definen la señal de EMG.

Los parámetros frecuenciales más utilizados son:

- Frecuencia media
- Frecuencia central o mediana
- Frecuencia pico o moda
- Relación altas / bajas frecuencias (ratio H/L)
- Desviación estándar
- Varianza
- Rango intercuartílico

La frecuencia central, la media y la relación H/L fueron utilizadas para medir el desplazamiento de la señal de EMG, tanto en el músculo periférico como en el diafragma. La definición de los rangos de alta y baja frecuencia varían según los autores, siendo uno de los principales problemas que tiene este tipo de análisis. Las frecuencias consideradas en el cociente H/L son diversas según los autores: Gross y Grassino (ref[18]) consideraron H = (150-350 Hz) y como L = (20-46.7 Hz), estudiando la relación entre la señal electromiográfica del diafragma y la presión del diafragma (Pdi). Otros autores como Nugent ST y Finley JP (ref[19]) estudiando la fatiga en niños usaron L = (23-47 Hz) y H = (103-600 Hz).

Por otro lado vemos que la frecuencia central y el cociente H/L están altamente correlacionados.

La desaparición de los componentes de alta frecuencia del espectro de potencia muscular en situación de fatiga muscular se debe al hecho de que la densidad espectral de potencia está directamente afectada por la velocidad de conducción de las fibras musculares. Durante el proceso de fatiga muscular se produce un descenso de la velocidad de conducción, responsable en parte del desplazamiento espectral hacia frecuencias inferiores, la relación H/L cae y la velocidad de relajación disminuye.

Esternocleidomastoideo, fatiga diafragmática y EMG

Se ha utilizado la vibromiografía para monitorizar los movimientos respiratorios y como medida complementaria al EMG, observándose que la intensidad de la señal es proporcional a la carga impuesta al músculo. El vibromiograma se ha aplicado a la musculatura respiratoria con el objetivo de tener una medida indirecta de la actividad muscular del diafragma y de otros grupos musculares, como es el caso del esternocleidomastoideo.

Los estudios realizados sobre el músculo esternocleidomastoideo demuestran que la intensidad de la señal procedente del vibromiograma se correlaciona con la presión en la boca y el RMS (energía) del EMG cuando sujetos sanos y paciente con EPOC (Enfermedades Pulmonares Obstructivas Crónicas) se someten a un test de cargas umbrales inspiratorias, por tanto el análisis en frecuencia del EMG puede usarse para monitorizar la aparición de la fatiga .Ref [2]

CAPITULO 4
OXIMETRIA DE PULSO

4. OXIMETRIA DE PULSO

4.1 Características (Ref[1])

La oximetría consta de la medición de saturación de oxígeno Sat(O₂) en la sangre. Esta medida puede hacer por diferentes técnicas, las cuales son:

1. Intravascular, invasiva
2. Transcutánea no invasiva

Monitoreo Invasivo: Medida Intravascular de saturación de oxígeno en sangre

La medida la saturación del oxígeno venoso nos da una indicación efectiva del sistema cardiopulmonar, de existir una saturación elevada de oxígeno en el lado derecho del corazón puede indicar una anomalía congénita o una incapacidad de los tejidos de metabolizar el oxígeno. Una baja saturación en el lado izquierdo del corazón puede indicar una capacidad reducida de los pulmones para oxigenar la sangre o del sistema cardiopulmonar para entregar el oxígeno desde los pulmones. Una baja saturación en el sistema arterial indica una salida cardíaca comprometida o una reducción de la capacidad de transporte de oxígeno por la sangre.

Estas medidas se obtienen inyectando luz a dos longitudes registrándolas con catéteres de fibra óptica. Basándose en la absorción óptica en longitudes de onda específicas (660nm y 805 nm) se puede calcular la saturación de oxígeno en sangre. Describiendo más en detalle, vemos que para la sangre hemolizada (sangre con glóbulos rojos rotos), la absorción óptica en función de la longitud de onda cumple la siguiente ley:

$$A(u) = W * L * [a_o(u)C_o + a_r(u)C_r], \text{ donde}$$

W es el peso de la hemoglobina por unidad de volumen

L es el largo del camino óptico

a_o y a_r son las absorptividades de oxihemoglobina y hemoglobina respectivamente

C_o y C_r son las concentraciones relativas de oxihemoglobina y hemoglobina respectivamente, donde se cumple que $C_o + C_r = 1$. En el caso de oximetría nos interesa encontrar C_o

Vale que a_o y a_r son iguales en los 805nm, si llamamos u_2 a esta longitud de onda, por lo tanto $a(u_2) = a_o(u_2) = a_r(u_2)$, y usando que $C_o + C_r = 1$ se cumple

$$W * L = A(u_2) / a(u_2) \quad \Rightarrow \quad A(u) = [A(u_2) / a(u_2)] * [a_o(u)C_o + a_r(u)C_r]$$

Por otro lado se aprecia que en 660nm la diferencia entre a_o y a_r es máxima, llamamos u_1 a esta longitud de onda. Cuando la absorción es medida a esta segunda longitud de onda, la saturación del oxígeno está dada por

$$C_o = x + y * [A(u_1) / A(u_2)]$$

Donde x e y son constantes que dependen únicamente de las características ópticas de la sangre.

Monitoreo no invasivo de gas en sangre

El monitoreo del gas en la sangre puede ofrecer valiosa información acerca de la eficiencia pulmonar en el intercambio gaseoso, de la adecuada ventilación alveolar, del transporte del gas a través de la sangre y de la oxigenación de los tejidos. A pesar que en muchas situaciones médicas se usan técnicas invasivas para determinar los gases en la sangre, como la técnica intravascular descrita anteriormente, las técnicas no invasivas ofrecen muchas ventajas, por ser más simples, continuas y en tiempo real. El tomar las muestras de sangre en forma intermitente, hace que los datos sólo sean válidos en el momento de aparecer en la pantalla, y los retardos existentes entre que es tomada la muestra de sangre y son reportados los valores de gas son en promedio de 30 minutos. Además de estas desventajas, las técnicas invasivas son más dolorosas y riesgosas para el paciente. Estas limitaciones son especialmente serias en pacientes críticos, para los que es esencial un monitoreo continuo. Al monitorear con técnicas no invasivas en forma continua los cambios en la oxigenación de los tejidos, pueden adoptarse acciones correctivas antes que ocurran daños irreversibles en las células. Se han desarrollado numerosas técnicas no invasivas para monitorear el O₂ y CO₂ en sangre, para estudiarlas se analizará primero las características de la piel.

Características de la piel

Es importante conocer la estructura de la piel humana para comprender las técnicas no invasivas de medida de la química sanguínea. La piel humana tiene tres partes principales llamadas estrato córneo, epidermis y dermis. Estas capas varían su espesor entre 0.2 a 2mm, dependiendo de la posición del cuerpo. El estrato córneo es la capa muerta más superficial de la piel y está compuesto por células deshidratadas que tienen una función protectora. Inmediatamente después viene la epidermis, una capa de tejido vivo compuesta de proteínas, lípidos y melanocitos (células que dan el color a la piel). El espesor medio de la epidermis es de 0.1 a 0.2mm. La capa más profunda es la dermis que es un tejido densamente conectado, y compuesto de folículos de pelo, glándulas sudoríparas, terminaciones nerviosas y un complejo sistema de capilares. Aquí se encuentran capilares verticales de 0.2 a 0.4mm de largo que proveen de nutrientes a las capas superiores. La sangre es suministrada a estos capilares desde las arteriolas, las cuales forman una red plana, paralela y por debajo de la dermis. Arterias más grandes ubicadas en el tejido subcutáneo abastecen a su vez a estas arteriolas. La sangre venosa es drenada por pequeñas venas desde la dermis a venas más grandes en el tejido subcutáneo. Estas arterias y venas están rodeadas de terminaciones nerviosas. Este conjunto regula el flujo de sangre que pasa a través de la piel bombeada por el corazón. Este flujo sanguíneo puede incrementarse hasta 30 veces el ritmo basal. Por otra parte la difusión normal de gases en la piel es baja, pero puede incrementarse con calor (40°C), haciendo la piel más permeable.

Monitoreo de la saturación del oxígeno arterial transcutáneo (Oximetría de pulso)

El método de las dos longitudes de onda, era exitoso para la oximetría intravascular (método invasivo), pero daba errores altos como métodos no invasivos debido a diferencias en las propiedades de la sangre y tejidos entre los diferentes pacientes. Estos instrumentos no invasivos medían la saturación de oxígeno (Sat(O₂)) pasando luz a través del oído y para evitar las complicaciones de las diferentes pigmentaciones de la piel, el oído era templado a 41°C para estimular el flujo arterial de sangre. Las medidas eran realizadas a ocho longitudes de onda diferentes y procesadas por computador.

Recién en 1980 se introduce un oxímetro de pulso no invasivo para medir la Sat(O₂) por el método de las dos longitudes de onda. Este instrumento determina la Sat(O₂) en función de la variación en el tiempo o la componente de alterna de la luz, transmitida a través de la piel durante la fase sístole del flujo sanguíneo en el tejido. Se toma la medida del contenido de oxígeno arterial solo midiendo a dos longitudes de onda (660 y 805nm). La componente de continua de la luz transmitida representa la absorción de luz por las diferentes pigmentaciones de la piel, la que es usada para normalizar la medida de la componente de alterna.

El oxímetro transcutáneo de reflexión está basado en una técnica similar. La ventaja de éste es poder monitorear la Sat(O₂) en diferentes partes de la superficie del cuerpo que no son accesibles por la oximetría de transmisión convencional.

Cálculo transcutáneo de Sat(O₂) en oxímetros comerciales (Ref [1] y [6])

Como vimos anteriormente dos longitudes de onda de luz son pasadas a través del tejido corporal por medio de diodos emisores (LED) a un fotodetector.

Los dos LEDS son de luz roja y luz infrarroja. Estos dos LEDS son elegidos porque la absorción de luz varía con la concentración de oxígeno en la zona del rojo (660nm) y del infrarrojo (890-940nm)

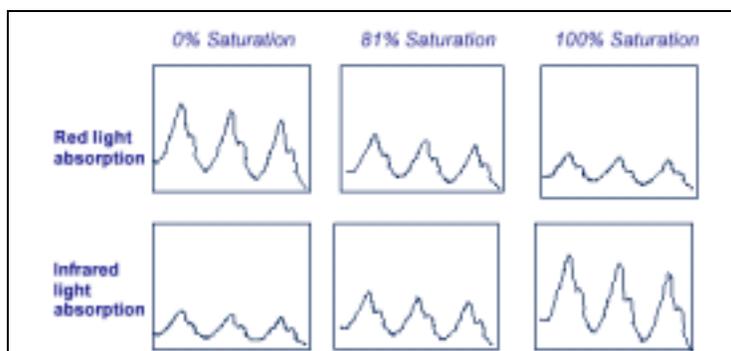


Fig. 4-1 Absorciones según la saturación de O₂ (tomado de "How can SpO₂ readings differ from manufacturer to manufacturer"-SIMS-BCI)

Las amplitudes de los pulsos en el rojo y en el infrarrojo son detectadas y medidas para producir un cociente. La amplitud de la luz roja (AC red) es dividida entre la del infrarrojo (AC Ir) para producir el cociente llamado Ratio.

$$\text{Ratio} = (\text{AC red}/\text{DC red}) / (\text{AC Ir}/\text{DC Ir})$$

El ratio es usado como entrada a una función "lookup".

El valor de Sat(O₂) (también llamado SpO₂) es el resultado de esa función.

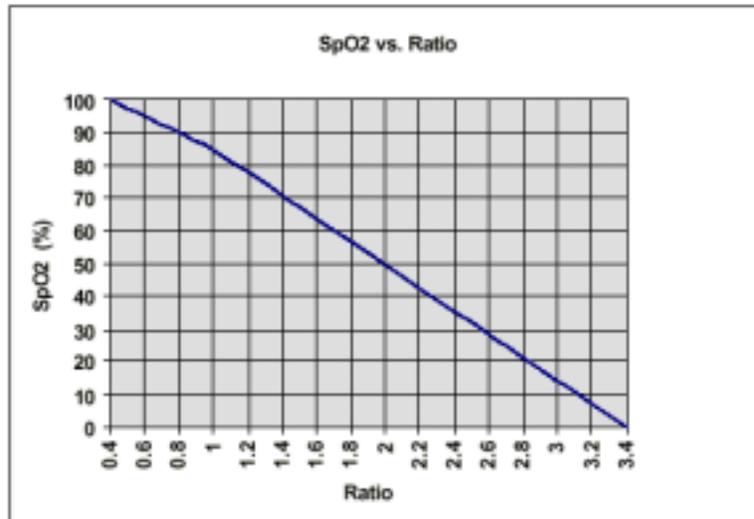


Fig. 4-2 Función de Calibración de un oxímetro de pulso de un fabricante. Dado un valor de ratio se deduce la Saturación de O2. (tomado de "How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer"-SIMS-BCI)

Cálculo de Sat(O2)

Cada fabricante usa una única curva de calibración. La curva de calibración es un algoritmo que fue derivado empíricamente de resultados obtenidos en estudios de desaturación.

Estos relacionan la transmitancia de la luz con la saturación de oxígeno matemáticamente.

Cada fabricante de oxímetros de pulso desarrolla su propia curva de calibración, no hay dos que sean iguales.

Los estudios de desaturación consisten en registrar datos de muchos humanos con diferentes niveles de saturación o de saturación. Las medidas de sangre arterial y la lectura de Sat(O2) son obtenidas y registradas para cada nivel de desaturación. La desaturación es inducida haciendo que los sujetos respiren una mezcla de gas hipoxico. Este proceso es repetido varias veces con muchos sujetos diferentes. Luego los datos son dibujados en una gráfica. La curva de calibración del propietario es desarrollada efectuando un ajuste a la curva de los datos de Sat(O2) contra los datos medidos.

Precisión

El estándar en la industria para la precisión en oximetría de pulso es de +/- 2 %.

Esta especificación es usualmente igual a +/- 1 desvío estándar de 68% de la población test; 1 desvío estándar arriba y debajo de la línea identidad en un gráfico que relaciona valores medidos con valores reales. Entonces dos oxímetros de pulso cualesquiera, pueden desplegar diferentes lecturas de Sat(O2) y aun así ser seguros. Algunas lecturas de Sat(O2) de algunos fabricantes son mas altas que la lectura real de Sat(O2), otras son mas bajas y otras iguales, pero ninguna excede la precisión de +/- 2 dígitos.

En la figura 4.3 vemos un ejemplo de la lectura de tres diferentes fabricantes comparados con la saturación real en sangre medida a través de un co-oxímetro de laboratorio. Cualquiera de las tres medidas es considerada segura porque está dentro del rango de precisión. Una lectura mas alta no es necesariamente una lectura más segura, como es demostrado con el 100% mostrado abajo. No es posible estar 100% saturado de oxígeno debido a la ventilación anatómica normal del cuerpo humano. Aun así la lectura de 100% es considerada segura. ("How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer?- SIMS-BCI,Inc")

Manufacturer 1	Manufacturer 2	Manufacturer 3	Co-Oximeter
SpO ₂ 96%	SpO ₂ 98%	SpO ₂ 100%	SaO ₂ 98%
-2 %	0	+2 %	Measured (actual)

Fig. 4-3 Valor de SpO2 según distintos fabricantes (tomado de "How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer?- SIMS-BCI, Inc")

Sensores de Sat(O₂) transcutáneos

Los sensores básicos transcutáneos de Sat(O₂), para ambos métodos (modo de transmisión y de reflexión) constan de un emisor de luz y de un fotodetector. En el modo de transmisión, una parte del cuerpo se interpone entre el emisor de luz y el fotodetector, en el modo de reflexión, tanto el emisor como en detector están montados junto de un mismo lado de la superficie del cuerpo. Estos sensores de transmisión se ubican normalmente en los lóbulos de la oreja, la nariz o los dedos.. Un par de diodos son los emisores de luz roja (665nm) e infrarroja (935nm). La luz es reflejada por la piel en estas dos longitudes de onda y detectadas por dos fotodiodos de silicona. Estas señales detectadas son procesadas por el oxímetro, el cual determina la Sat(O₂).

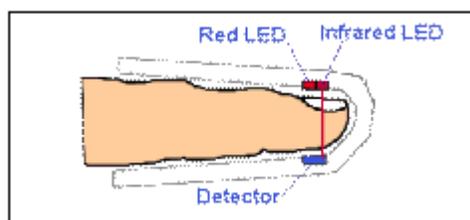


Fig. 4-4 Sensor de Sat(O₂)

4.2 Aplicaciones del monitoreo de Sat(O₂)

Las aplicaciones del monitoreo no invasivo de Sat(O₂) son numerosas. A través del valor de Sat(O₂) puede determinarse la adecuada oxigenación de los tejidos. El oxímetro es aplicado durante la aplicación de la anestesia, los tests de funcional respiratorio, la broncoscopia, cuidados intensivos, cirugía oral, monitoreo neonatal, etc. La oximetría no invasiva en el monitoreo de autoabastecimiento de oxígeno, provee valores de oxigenación de sangre promediados en el tiempo que pueden ser usados para determinar cuando la intervención terapéutica es necesaria. Los sensores de oximetría de reflexión son apropiados para monitorear recién nacidos, pacientes ambulatorios o pacientes en los cuales los

dedos o los lóbulos de las orejas no son accesibles. Los problemas de ambos métodos incluyen señales pobres e interferencia luminosa del entorno y de la presencia de la carboxihemoglobina.

CAPITULO 5

BANDAS TORACO ABDOMINAL

5. MOVIMIENTOS TORACO ABDOMINALES

5.1 Características

En ciertos estudios clínicos, como por ejemplo en estudios de apnea o en pacientes con EPOC (Enfermedades Pulmonares Obstructivas Crónicas) puede ser de interés un registro no invasivo de los movimientos torácicos y abdominales de la respiración del paciente

Los movimientos toraco abdominales se monitorizan, mediante transductores piezoeléctricos colocados en el tórax y en el abdomen por medio de cintas.

La representación X-Y permite apreciar irregularidades en la sincronización de la respiración del tórax y abdomen así como también la ausencia de respiración como en el caso de una apnea. Este registro también se relaciona con la oximetría de pulso del paciente, para obtener conclusiones de tipo clínico. En la figura 5.1 podemos ver la colocación de las bandas en el paciente.

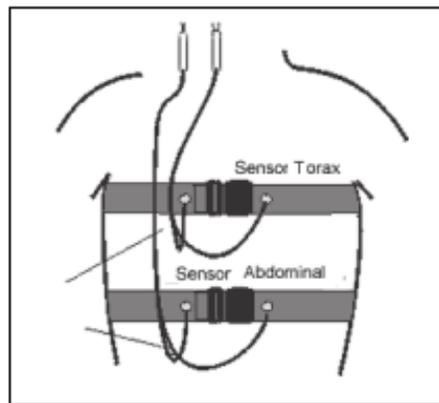


Fig. 5-1 Colocación de las bandas

5.2 Sensores

Se utilizan sensores de efecto piezoeléctrico

Sensores Piezoeléctricos

El efecto piezoeléctrico es un efecto en el cual la energía mecánica es convertida en voltaje eléctrico. Este fenómeno fue descubierto por los hermanos Curie en 1880. Cuando es aplicada una presión a un cristal polarizado, la deformación mecánica resulta en una acumulación de carga. Un ejemplo usual de esto son los micrófonos.

Estructura Interna

Los cristales usados como piezo eléctricos tienen una polarización permanente. Cada celda del cristal tiene dipolos eléctricos alineados. La alineación de los dipolos eléctricos internos resulta en una

acumulación de carga en la superficie del sólido. En reposo, esta carga se combina con las cargas libres del medio circundante convirtiéndose al cristal en un elemento eléctricamente neutro.

Si se aplica una fuerza sobre el cristal piezoeléctrico, éste se deforma. Esta deformación perturba la orientación de los dipolos eléctricos de tal manera que la carga no se cancela, resultando en un exceso de carga en la superficie, el cual se manifiesta como un voltaje a través del cristal, el cual se registra. Si la intención es medir fuerza, una implementación común es a través de dos placas de metal con el cristal en el medio. Si se aplica una fuerza externa, esto causa una deformación del cristal, que cambia su carga de acuerdo a la fuerza aplicada. En la región de operación, cuanto más grande es la fuerza aplicada, mayor acumulación de carga y por lo tanto el voltaje. Esta carga proporciona un voltaje $V=Q/C$ en donde Q es la carga resultante de aplicar la fuerza f y C es la capacitancia del dispositivo.

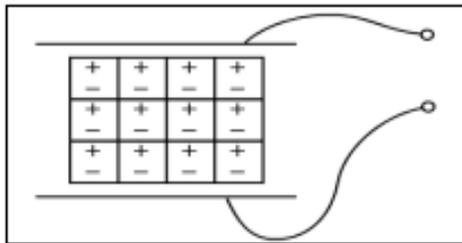


Fig. 5-2 Implementación con 2 platinas Metálicas (tomado de ccrma-www.stanford.edu)

Circuito equivalente

Si consideramos la configuración mencionada anteriormente (2 placas metálicas con el cristal en el centro), el circuito equivalente es el que se indica en la figura 5.3.

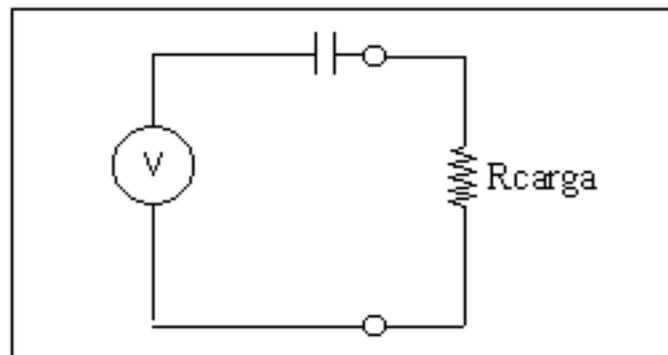


Fig. 5-3 Circuito equivalente de un cristal piezo resistivo

El capacitor que aparece en serie corresponde al capacitor formado por las dos platinas metálicas con el cristal al medio. Un punto importante a tener en cuenta es que este sensor no sirve para medir fuerzas constantes, sino que es útil en el caso de medir fuerzas dinámicas. Esto se puede ver en el circuito equivalente en el cual si se aplica un voltaje constante el capacitor se carga y bloquea la corriente.

La R_{carga} representa la impedancia de carga inherente en el dispositivo de medida con el cual se mide el voltaje.

En la figura 5.5 vemos la respuesta típica el caso que se aplique un escalón de fuerza al sensor.

En ausencia de resistencia R_{carga} , la fuerza aplicada desarrolla una carga que permanece constante

mientras la fuerza se mantenga. Cuando el R carga esta presente, esta carga se disipa a través de la misma, bajando el voltaje registrado.

Definimos como constante de tiempo del sistema al tiempo que toma el voltaje en bajar a 37 % de su valor inicial, esta constante esta dada por $t=RC$.

Valores usuales en los sensores piezoeléctricos rondan los 2.4nF para C . En el caso de tener un dispositivo de medida con una impedancia de entrada de alrededor de 10 Mohms, resulta en un $t=RC=24\text{mseg}$.

En el dominio de frecuencia, el sensor actúa como un dispositivo pasa alto con frecuencia de corte (caída 3dB) de $f_c=1/t$. Para un sensor de 2.4 nF y $R=10\text{Mohms}$, la f_c resulta de 6.6 Hz.

Por tal motivo se intenta tener una alta impedancia de entrada en el dispositivo de medida, ya que la frecuencia de ventilación es de 0.2Hz.

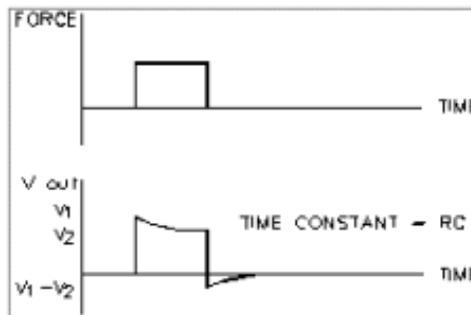


Fig. 5-4 Respuesta del piezo ante la aplicación de fuerza constante (tomado de “Interfacing Piezofilm Electronics” www.amp.com)

CAPITULO 6
SEGURIDAD DEL PACIENTE

6. SEGURIDAD DE PACIENTE

6.1 Introducción

En los equipos biomédicos deben evitarse las fallas ya que pueden ocasionar daño e incluso la muerte a los pacientes monitoreados.

6.2 Efectos

Para que ocurra algún efecto fisiológico el cuerpo debe volverse parte de un circuito eléctrico. La corriente debe entrar por un punto del cuerpo y dejarla por otro punto. La magnitud de la corriente es igual al voltaje aplicado dividido por la suma de las impedancias en serie de los tejidos internos y de la piel en los puntos de entrada. La resistencia de la piel varía entre 500 ohm (piel húmeda) y 1500 ohms (piel seca).

Las impedancias más grandes son las de la resistencia de la piel en la superficie de contacto.

Tres fenómenos pueden ocurrir cuando la corriente fluye a través del tejido biológico:

1. Estimulación eléctrica de los tejidos excitables (nervios y músculo).
2. Calentamiento del tejido
3. Quemado electroquímico y daño del tejido por pasaje de corriente y alto voltaje.

Para establecer distintos valores críticos de corriente debemos definir antes algunos términos:

Barrera de percepción

Corresponde a la corriente mínima que un individuo puede detectar. En general corresponde a 0.5 mA (a 60Hz). Dicha barrera para corriente continua es de 2 a 10 mA.

Corriente let-go

Es la máxima corriente que un individuo puede manejar sin que afecte sus movimientos voluntarios. Mas allá de esta corriente pueden aparecer contracciones involuntarias de los músculos. En valor mínimo corresponde a 6 mA a 60Hz (9 mA para los hombres y 6 mA para las mujeres). Corrientes superiores pueden causar contracción involuntarias de los músculos respiratorios que puede causar asfixia si dicha corriente no se interrumpe. Estos efectos pueden aparecer con corrientes superiores a los 22mA.

Fibrilación ventricular

Corresponde a un ritmo cardiaco desorganizado, que puede causar la muerte. La barrera para la fibrilación ventricular varía de 75 a 400 mA. El retirar la corriente no elimina el fenómeno de fibrilación, la única manera que el corazón vuelva a su ritmo normal solo un pulso de alto voltaje aplicado por un desfibrilador. Corrientes de 1A a 6A pueden causar la contracción total del músculo cardiaco. Muy poco se sabe sobre los efectos de la corriente cuando excede los 10 A, particularmente para corriente de poca duración. Debido a la alta resistencia de la piel, el calor provocado puede causar quemadura en los puntos de contacto.

Criterio de seguridad a tener en cuenta en el diseño de equipos

Algunos criterios son los siguientes:

1. Aterramiento correcto del equipo
2. Reducción de las corrientes de fuga
3. Operación a bajo consumo: Algunos equipos de diagnóstico son alimentados por baterías de bajo voltaje (<10V) o transformadores de bajo voltaje. Los macroshock son evitados si el voltaje es suficientemente bajo, si resulta seguro cuando es aplicado sobre la piel mojada.
4. Aislación eléctrica de las señales: Los amplificadores de aislamiento son dispositivos que quiebran la conductividad ohmica de las señales eléctricas entre la entrada y la salida del amplificador. Dicha aislación incluye diferentes fuentes de tensión de alimentación y diferentes tierras a cada lado de la barrera de aislación. Los amplificadores de aislamiento usualmente consisten en un amplificador de instrumentación en la entrada seguido de una etapa de aislación de ganancia unitaria. La alta impedancia de entrada a través de la barrera es modelada mediante una capacitancia y una resistencia. El voltaje de aislación es el potencial que puede existir entre la entrada común y la salida común, el cual ronda entre valores de 1kV a 10kV sin ruptura. El parámetro relacionado con este voltaje es la razón de rechazo al modo aislado (IMRR). El voltaje de entrada, el voltaje de salida y la razón de rechazo al modo común (CMRR) es similar al caso de un amplificador no aislado. Las tres principales características de un amplificador de aislamiento son la alta aislación ohmica entre entrada y salida (>10Mohm), alto voltaje en modo aislación (>1000V) y el alto rechazo al modo común (>100dB). Tres métodos son los más usados para diseñar el amplificador de aislamiento: Aislación por transformador, óptica y capacitiva.
5. Fuentes aisladas: Instalar tierras independientes a un lado y a otro del sistema de adquisición puede prevenir el problema de fallas de tierra que podrían ocasionar daño al paciente. (Ver ref. [26])

Elección para MONICLI: En nuestro caso hemos elegido como amplificador de aislamiento al ISO 122 y fuentes DC-DC aisladas en el caso del registro de oximetría hemos utilizado un circuito de aislamiento óptica de las señales.

CAPITULO 7
PROYECTO GENERAL DE MONICLI

7. PROYECTO GENERAL DE MONICLI

7.1 Introducción

MONICLI es un monitor clínico no invasivo, con la intención de adquirir, desplegar valores notables, en línea, grabar a disco y permitir el análisis de las señales grabadas.

Las señales que adquiere son:

- Presión de la vía aérea
- Flujo respiratorio
- Presión esofágica
- Oximetría (saturación de oxígeno en sangre)
- Electromiografía
- Movimiento de la respiración torácica
- Movimiento de la respiración abdominal

Para dicho fin MONICLI consta de 6 canales de adquisición analógicos a través de una tarjeta de adquisición LabViewRT y 1 canal a través del puerto serie COM2 (RS232) usado para la señal de oximetría.

Las interfaces de adquisición desarrollada se puede dividir en 2 grupos:

1. La interfase de adquisición de las señales de EMG, Oximetría, y bandas toraco abdominales (módulo BEOX)
2. La interfase de adquisición de las señales de presión y flujo (módulo SR03 ya diseñado con anterioridad al proyecto).

Debido a que una de las interfaces ya estaba diseñada, se decidió hacer otro módulo para interconexión de las distintas interfaces, el cual lo llamamos módulo de interconexión. Por otro lado dicha interconexión permite que las interfaces de adquisición estén más cerca del paciente.

7.2 Descripción general

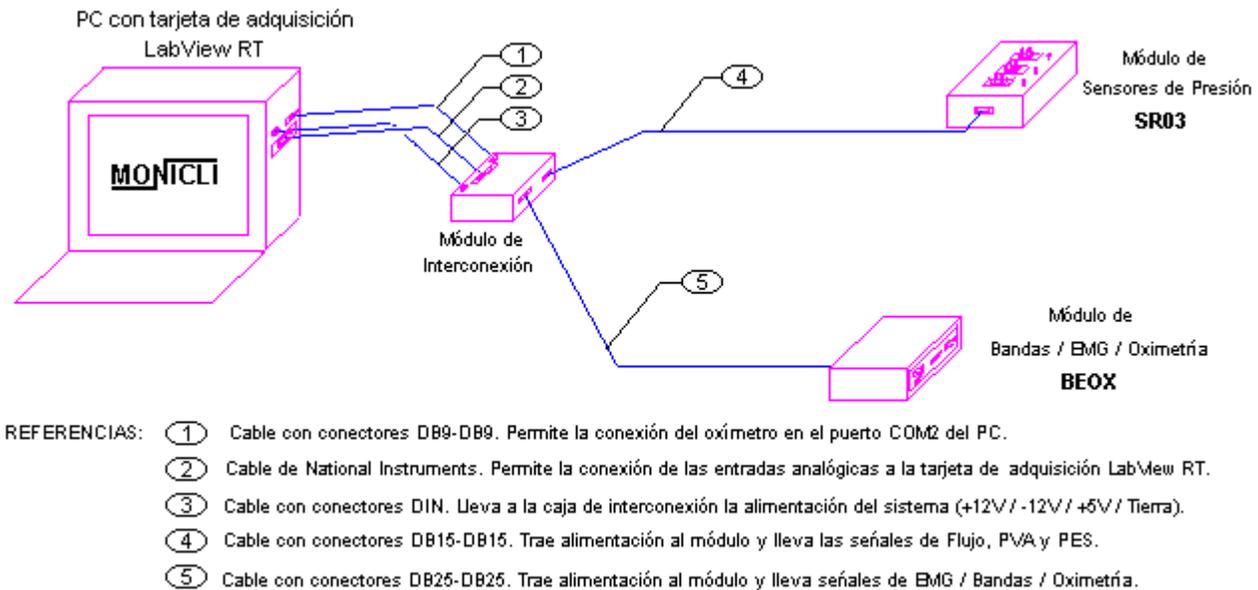


Fig. 7-1 Esquema general de conexión de MONICLI

En la figura 7.1 se observa el esquema general de los módulos del MONICLI. Los cuales se pueden descomponer de la siguiente manera:

- PC : Incluye la tarjeta LabView RT y la tarjeta de alimentación (norma ISA)
- Módulo de interconexiones: Caja de plástico negro
- Módulo de Sensores de presión: Incluye circuitos de adaptación para los sensores de presión para medir: PES, PVA y Flujo.
- Módulo de Señales de EMG, Bandas y Oximetría: Caja metálica que incluye circuitos de adaptación para las señales antes mencionadas.

Además MONICLI incluye los sensores necesarios para adquirir las señales anteriormente descritas, así como neumotacógrafos, sensores de oximetría, electrodos, balón esofágico, etc.

7.3 Circuitería

Adaptación: Interfaces diseñadas

Alimentación

Es la tarjeta implementada para acceder a la fuente del PC y poder alimentar los distintos módulos.

Módulo de interconexiones

Permite la centralización de la alimentación y las señales adquiridas de los distintos módulos, comunicándose con el PC y con los dos módulos de interfaces.

Módulo de sensores de presión

Incluye los circuitos de adaptación y sensores para medir PES, PVA y Flujo, proveniente de los sensores piezoeléctricos MICROSWITCH, consistente en el módulo SRO3, diseñado para el proyecto Monres.

Circuito de EMG

Circuito implementado para la adaptación de la señal de EMG. Adapta la señal proveniente de los electrodos de superficie.

Circuito de Bandas Toraco abdominales

Circuito implementado para la adaptación de las señales de movimiento respiratorio proveniente de las bandas toraco abdominales.

Adaptación de señales de Oximetría

Consiste en la adaptación de las señales de la tarjeta OEM para su comunicación a través del puerto COM vía RS232, así como también la aislación óptica de las señales.

Adquisición: Tarjeta LabView RT

La elección de esta tarjeta se debe a que permite realizar procesamiento en la propia tarjeta independiente al procesador del PC, ya que ésta posee su propio procesador, permitiendo desarrollar una aplicación con interfaz Windows y procesamiento en tiempo real, condición establecida en los requisitos preliminares del MONICLI.

Las características de la tarjeta adquisidora utilizada son las siguientes:

- Fabricante: National Instruments
- Modelo: 7030/6040E
- Procesador: 133MHz AMD 486DX5, 8Mbytes DRAM programable por usuario.
- Bus: PCI
- Estradas analógicas: 16 unipolares/8 diferenciales
- Resolución: 12 bits
- Frecuencia de muestreo: 250 kS/s.
- Rango de entrada: +/- 0.05V hasta +/- 10V
- Salidas analógicas: 2.
- Resolución: 12 bits.
- Entradas digitales: 8

Dicha tarjeta combina las ventajas de la adquisición con la potencia de cálculo de un procesador y una memoria independientes a la del PC. La conexión se hace mediante el bus PCI.

Al funcionar independientemente del PC, hace que por ejemplo la tarjeta siga adquiriendo aunque el sistema operativo del PC se haya “colgado“. Por otro lado también puede hacer procesamiento sin necesidad de la memoria del PC. La dificultad que presenta es que cualquier algoritmo ejecutándose en la tarjeta RT no puede acceder a dispositivos periféricos como el disco duro, por lo que la información procesada debe enviarse al PC para luego ser grabado a disco.

7.4 Programas de MONICLI

El ambiente de desarrollo usado fue el entorno LabView RT 5.1 con su programación gráfica. Para la compilación y generación de ejecutables se utilizó el Application Builder disponible para esa versión de LabView. El software desarrollado consta de 2 módulos:

Adquisición

Para el monitoreo y grabado a disco de las señales, con cálculo de parámetros en línea de las señales respiratorias. En particular se calculan: la frecuencia respiratoria, tiempos inspiratorio, espiratorio y total, el volumen corriente, la complacencia, flujo máximo, tiempo de pausa, entre otros.

Análisis

Para el estudio de las señales grabadas con el módulo de adquisición, permitiendo la identificación de puntos notables, cálculo de integrales, derivadas, suma y resta de señales, filtrado, así como el cálculo y despliegue de gráficos específicos como el diagrama de Campbell con despliegue del trabajo respiratorio .

Los componentes de software fueron grabados en una PC distinta a la de desarrollo y trasladado al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria donde se estudian pacientes, en el piso 14 del Hospital de Clínicas, para adquirir señales respiratorias, para luego poder interactuar con los clínicos en cuanto a la interface de usuario.

CAPITULO 8
COMPONENTES DE MONICLI

8. COMPONENTES DE MONICLI

8.1 Introducción

En este capítulo detallaremos los distintos componentes de hardware nombrados en el capítulo anterior. Los circuitos diseñados por nosotros corresponden a los integrantes del Módulo de Señales de EMG, Bandas y Oximetría (BEOX).

Teniendo en cuenta que la señal en bornes de los transductores es del orden de los mV, se debe llevar la señal a un rango susceptible de ser adquirida por el conversor A/D, lo que supone en la etapa final amplificarlas hasta alcanzar los +/- 10V. Además la alimentación para los chips que conforman la circuitería debe provenir de una fuente aislada de tensión de manera de garantizar la seguridad del paciente.

Como criterio general para el desarrollo de los circuitos se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones:

- Se implementaron en todos los casos ganancias fijas, a diferencia de equipos que poseen una serie de controles en su panel frontal para la realización de dichas modificaciones. La decisión se basa en el hecho que el rango dinámico del sistema es lo suficientemente amplio como para adquirir dichas señales con una única ganancia en el sistema. Este criterio implica que el circuito es más sencillo, de fácil manejo por el usuario, minimizando además el tamaño, el costo y el consumo.
- Las frecuencias de corte de los filtros en los circuitos son fijas. La decisión se fundamenta en el hecho de que al poseer una importante capacidad de procesamiento en el sistema de adquisición dichas modificaciones en las frecuencias de corte se realicen por software, permitiendo además que el panel frontal del equipo sea sencillo, al estar desprovisto de controles para la modificación de dichas frecuencias.
- Se utiliza como amplificador de aislación el ISO122P de ganancia unitaria. Debido a que este componente no posee una fuente aislada de tensión se utilizaron para tal función los DCP020515 y DCP020505, se descartó la utilización del amplificador de aislación AD204JN con fuente incorporada debido a que la potencia que proporciona no era suficiente para la alimentación del amplificador de instrumentación, no considerándose la posibilidad de realizarlo con operacionales de bajo consumo por priorizar las características que posee el amplificador de instrumentación AD524, en cuanto al CMRR, parámetro de relevancia por ejemplo para la obtención del EMG.

En las secciones siguientes se describen las características de los transductores utilizados y la descripción con diagramas de bloques de los circuitos desarrollados para cada una de los canales. Los esquemáticos e impresos se encuentran en el apéndice.

8.2 Alimentación

La alimentación del sistema proviene de la fuente del PC, para la conexión de la misma se realizó una tarjeta norma ISA cuyo diagrama de conexión se puede ver en la siguiente figura:

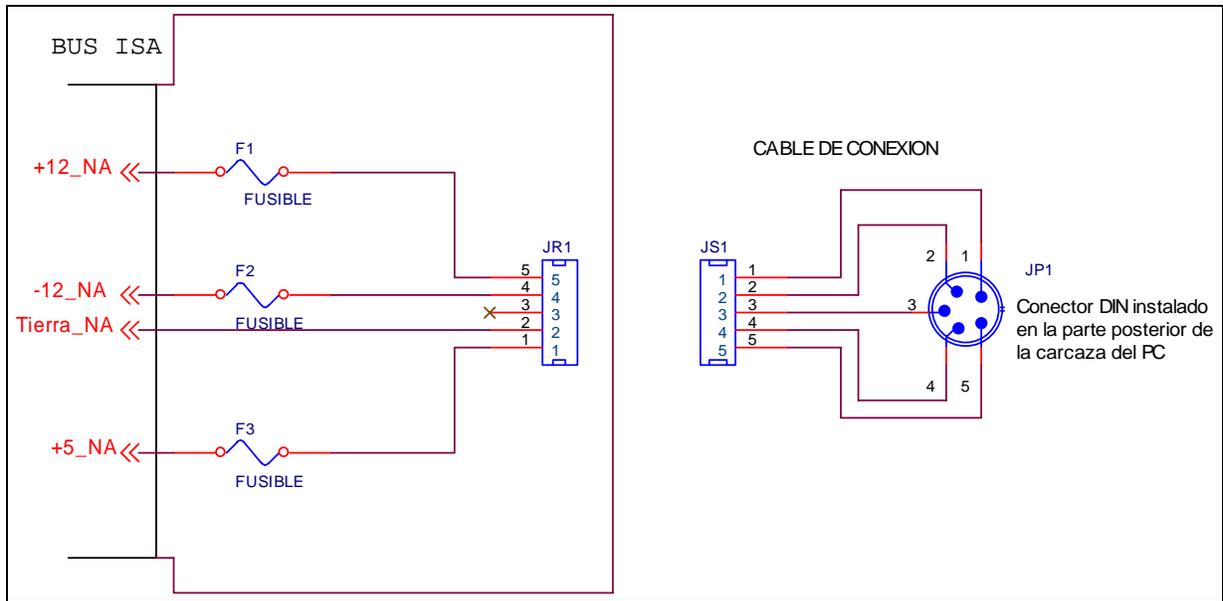


Fig. 8-1 Diagrama de conexión de la Alimentación

El diagrama general de la aislación de la alimentación del sistema se ve en la figura 8.2

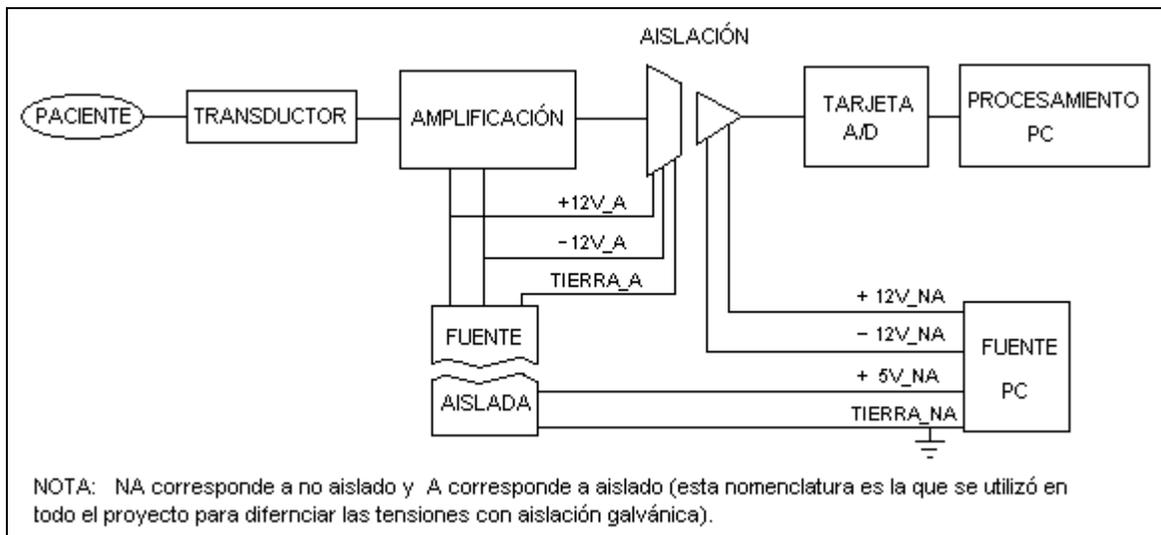


Fig. 8-2 Diagrama general de la Alimentación y aislación

Una fuente típica de PC tiene aproximadamente las siguientes características:

- 240v/4A –100W
- -5V 20 A
- +12V 8 A
- -5V 0.5 A
- -12 0.5 A

La alimentación de los circuitos de MONICLI necesitan del orden de 300mA a 12V, por lo que se puede tomar de la fuente del PC.

8.3 Módulo de interconexión

El módulo de interconexión se implementó para cumplir varios objetivos: 1) Solucionar la falta de un conector apropiado para conectar al LabView RT. 2) Centralizar las señales que van y vienen del PC. 3) Poder acercar al paciente y al ventilador los distintos módulos. En el siguiente diagrama se muestran cuales son las señales entrantes y salientes al módulo:

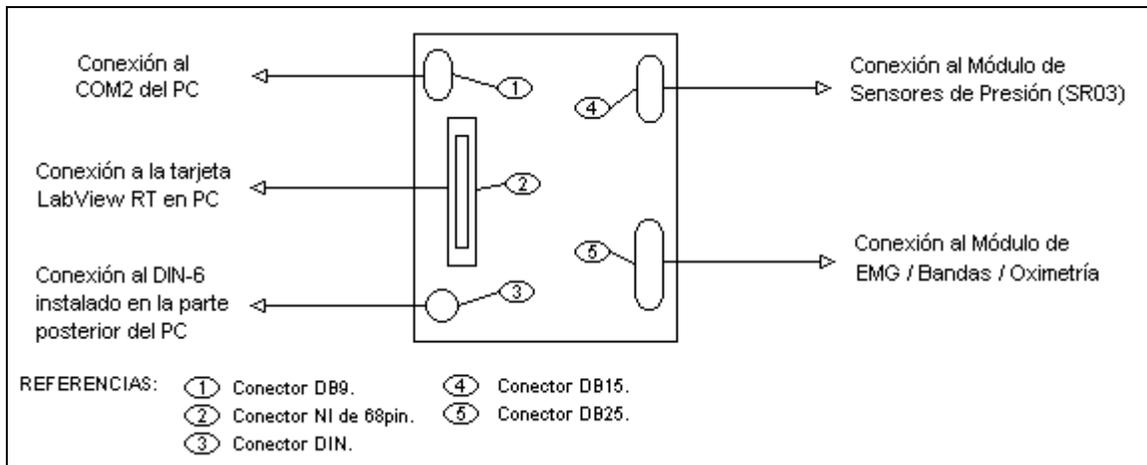


Fig. 8-3 Diagrama de señales entrantes y salientes al módulo de interconexión de MONICLI

Como puede apreciarse el conector de 68 pines del LabView RT fue agregado a la estructura de la caja.

8.4 Transductores de señales respiratorias

Sensores de presión y flujo

Catéter intraesofágico

Es un tubo de goma que tiene en el extremo un balón de látex el cual es ubicado en el esófago. Muy cerca de él se encuentra no solo el pulmón sino también el corazón por lo que la señal obtenida tiene una influencia muy grande de las presiones impuestas por los latidos cardíacos.

Catéter de vía aérea

Es un tubo de goma que es colocado muy cerca de la boca del paciente, fijado al tubo de ventilación.

Neumotacógrafo

Los sensores de flujo, utilizan resistencias al flujo con una relación aproximadamente lineal entre presión y flujo. Los neumotacógrafos con resistencia al flujo son fáciles de usar y pueden distinguir el sentido del flujo. Estos tienen suficiente exactitud, sensibilidad, linealidad y respuesta en frecuencia, para la mayoría de las aplicaciones el clínicas. Los más comunes tienen una fina retícula perpendicular al flujo o un grupo de tubos capilares apretados con el eje paralelo al flujo. El elemento resistente al flujo es ubicado en un conducto de sección circular. La caída de presión Δp es medida a través del

elemento resistivo, en la pared del conducto. Estos dispositivos tienen, para un gran rango de valores de flujos, una relación presión-flujo lineal, con una caída de presión aproximadamente en fase con el flujo. En MONICLI hemos usado un neumotacógrafo descartable con una retina perpendicular con un corte en forma de V.



Fig. 8-4 Neumotacógrafo descartable (tomado de HAMILTON MEDICAL)

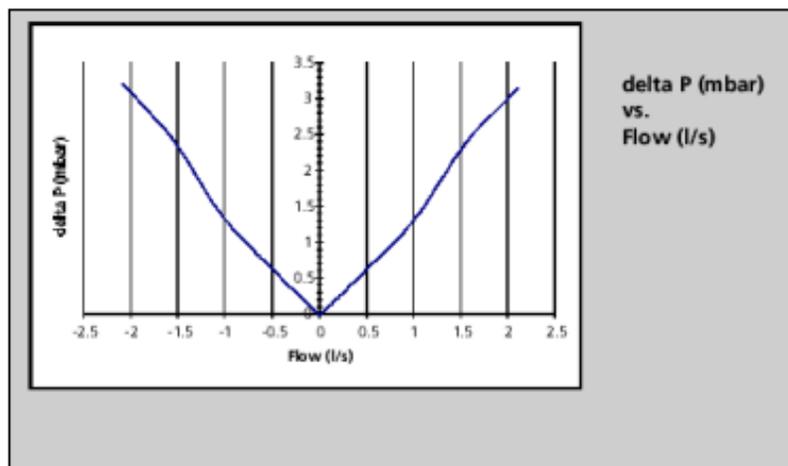


Fig. 8-5 Curvas operativas proporcionadas por el fabricante HAMILTON MEDICAL

Transductores de presión

Los transductores requeridos por MONICLI deben ser capaces de convertir las señales para los rangos de presión medidos en el esófago, en las vías aéreas y la presión diferencial obtenida en el neumotacógrafo, en señales eléctricas. Se utilizan transductores piezoresistivos. La piezoresistencia de un semiconductor puede describirse como el cambio en la resistencia causado al aplicar una fuerza "strain" en un diafragma. Los resistores de estado sólido que pueden usarse como sensores de presión tienen varias diferencias con los straingauges. Los piezoresistivos son muchos más sensibles, están implantados en un medio cristalino homogéneo de siliconas. La silicona es un material ideal para recibir una fuerza aplicada, es un cristal perfecto y no queda permanentemente forzado sino que luego de cesar la fuerza vuelve a su forma original. La silicona es mejor que el metal para sentir presiones en un diafragma, tiene propiedades extremadamente elásticas dentro de su rango de operación y solo falla por ruptura.

Elemento sensor Transductor MICROSWITCH

El elemento sensor de un sensor de presión de estado sólido, MICROSWITCH consiste de cuatro piezoresistores idénticos enterrados en la fina superficie circular de un diafragma de silicona.

Almohadillas de oro conectadas a la superficie de siliconas del chip permiten la conexión con los piezoresistores, y sirve como vínculo de unión con los cables conductores. Una presión provoca una flexión del diafragma. La resistencia cambia dependiendo del esfuerzo al que esté sometido el diafragma. Por lo tanto un cambio en la presión (entrada mecánica) es convertido en un cambio de resistencia (salida eléctrica). Los resistores se conectan a un Puente de Wheatstone. Las cuatro resistencias cambiarán aproximadamente en el mismo valor, dos resistencias aumentan y dos disminuyen dependiendo de su orientación con respecto a la dirección de la silicona. El voltaje generado por el puente depende del voltaje aplicado V_{cc} y de la cantidad de presión aplicada que genera el cambio en la resistencia.

Transductores de presión diferencial usados

En MONICLI, usamos dos MICROSWITCH 163PC0D36, uno para determinar la presión diferencial en el neumotacógrafo, determinando así el flujo y otro para la medir la presión esofágica. Este transductor tiene las siguientes características:

- Rango de presiones de -5 a +5 "H₂O.
- Buena compensación de la temperatura.
- No requiere ajuste ni recalibración.
- Salida lineal proporcional a la presión.
- Salida sin ripple.
- Chip sensor de siliconas con diafragma con resistencias integrado.
- Salida típica a escala completa 5VDC.

MONICLI usa también un transductor MICROSWITCH 163C01D48 para determinar la presión de vía aérea. Este transductor debe ser menos sensible que el anterior, debido al rango de presiones que pueden ser medidas en las maniobras de oclusión respiratorias.

Este transductor tiene las mismas características que el modelo 163PC0136 pero con diferente rango:

- Rango de presiones de -20 a +120 cm H₂O.
- Sensibilidad: el transductor MICRO SWITCH 163PC01D36 presenta una sensibilidad de 0.5V/"H₂O mientras que el transductor MICRO SWITCH 163PC01D48 presenta una de 0.36V/cm H₂O.

8.5 Interfaces de adquisición de señales respiratorias

Para adquirir estas señales se reutilizó el módulo SRO3, realizado para el proyecto MONRES. Al mismo se le realizaron modificaciones para obtener mejor precisión en la calibración.

Este módulo consta de 3 sensores MICROSWITCH para registrar flujo, presión de vía aérea y presión esofágica.

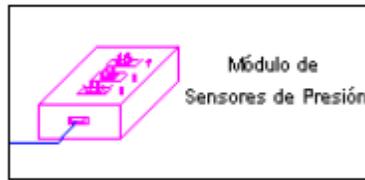


Fig. 8-6 Módulo SRO3 (realizado para el equipo MONRES)

Este módulo posee dos presets para el ajuste de ganancia y un pulsador para realizar la calibración por cada sensor. Por medio de dicho pulsador se genera una tensión conocida que es registrada, y permite calibrar los distintos sensores a través del software diseñado para tal fin.

8.6 Sensores de EMG

Los sensores de electromiografía utilizados son los electrodos Gereonics Biopotential Skin Electrodes. Algunas de sus características son:

- Estables, bajo ruido
- Poca susceptibilidad a los “artefactos“
- Fácil colocación
- Durable



Fig. 8-7 Electrodos de EMG y colocación de lo mismos (tomado de Gereonics Inc.)

8.7 Circuito del EMG

De acuerdo a las características físicas descritas de las señales de electromiografía, en lo que respecta a amplitud y rango de frecuencia de las mismas, el circuito de acondicionamiento de dicha señal se desarrolló de acuerdo al siguiente diagrama de bloques:

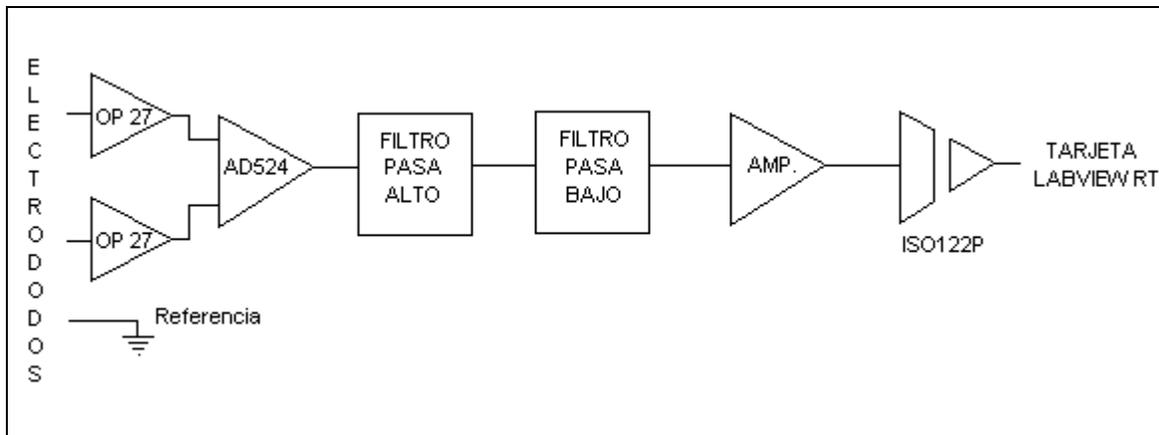


Fig. 8-8 Diagrama de bloques del circuito del EMG

El amplificador de instrumentación utilizado en este proyecto para la detección del EMG ha sido el AD524 (bajo ruido: 0.3microV p-p/0.1 a 10 Hz. CMRR alto: 120db, $G = 1000$. Bajo Voffset: 50microV. Ancho de banda de 25MHz. Ganancia programable de 1,10, 100, 1000, impedancia de entrada 10^9 ohmios). Para mejorar la impedancia de entrada se han utilizado como seguidores de voltaje, colocados a las entradas del amplificador de instrumentación, dos amplificadores OPA27 con impedancia de entrada en modo común de 2 giga-ohmios. Estos amplificadores poseen un notable bajo ruido: 3nV/1Hz a 10KHz.

Debido a que los electrodos pueden producir un potencial del offset de hasta 0,2V, para prevenir la saturación, la etapa con acoplamiento DC (AD524) solo tiene una ganancia de 10. Luego de esta etapa se coloca un capacitor de acoplamiento de 1microF y un resistor de 3.3Mohm formado por un filtro pasa-altos.

Para obtener el rango de señal de interés para el EMG de la señal captada por los electrodos se implementó una etapa de filtrado. Para la misma se optó por un filtro activo pasa bajo de Bessel de 3er orden, descartando la utilización de un filtro de “switchero” debido a que introducían ruido en la señal en las pruebas realizadas.

Finalmente se implementó una etapa de ganancia de salida, de forma de obtener la máxima excursión posible a la salida. En la etapa de salida se utilizó el amplificador de aislamiento ISO122P.

8.8 Sensores de señal Toraco Abdominal

Cinta con Sensor Piezoeléctrico

Los sensores piezoeléctricos adultos y pediátricos son elásticos y contienen un transductor piezoeléctrico de cristal. Cuando se conectan a una cinta elástica y se colocan alrededor del tórax o abdomen, el cristal piezoeléctrico se activa a través de la expansión y contracción del tórax y la pared abdominal. Esta tensión hace que el cristal piezoeléctrico produzca una señal de voltaje que permite registrar el movimiento respiratorio. Las características generales de los sensores piezo eléctrico ya las hemos detallado en capítulos anteriores. Las ventajas principales de estos conectores son el hecho que no necesita baterías, como otras versiones con sensores activos, ni necesitan agregarle conectores de

ningun tipo.

Las cintas usadas son Gereonics Ultra - Piezo Respiratory Effort de la marca Gereonics.



Fig. 8-9 Cinta Toraco Abdominal y colocación de la misma en un niño. (tomado de Gereonics Inc.)

Algunas características técnicas son:

- Sensibilidad : Aproximadamente 30 $\mu\text{v}/\text{mm}$. La respuesta depende de variables como la colocación del sensor y esfuerzo del paciente.
- Filtro de Baja Frecuencia/Constante de tiempo: Un segundo o más. Las constantes de tiempo más cortas atenuarán las ondas de forma significativa.
- Filtro de frecuencia alta: 15 Hz

8.9 Circuito de la señal toraco abdominal

Dadas la características descriptas anteriormente por el fabricante de las cintas toraco-abdominales: sensor piezoeléctrico con frecuencia de corte de 15Hz y una constante de tiempo > 1 seg, el circuito que se desarrolló para el proyecto es el siguiente :

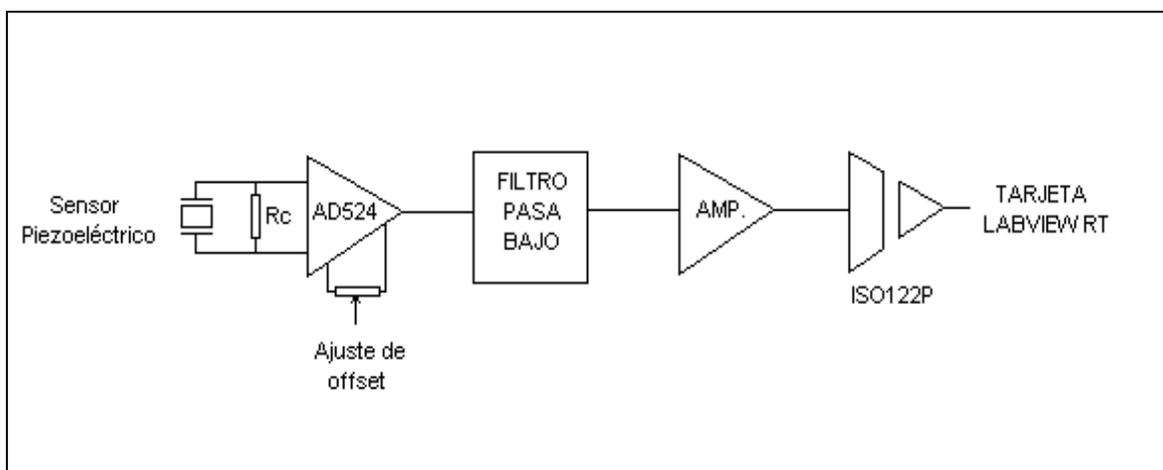


Fig. 8-10 Diagrama de bloques del circuito de la señal toraco abdominal

El amplificador utilizado para este transductor es el AD524, debido a que la constante de tiempo de la respuesta del transductor se fija a través de la resistencia de carga, se colocó en bornes del amplificador

una resistencia (R_c), la cual permite variar dicha constante. En caso de no existir esta resistencia, la resistencia de carga queda fijada por la resistencia de entrada del amplificador que es de 10^9 ohmios la cual fija una constante de tiempo de 2.5s. El filtro pasabajo que se implementó es en base al integrado LTC1062 (filtro a capacitores “switchados” de quinto orden) con una frecuencia de corte de 17Hz. Finalmente se implementó una etapa de amplificación para llevar la señal al nivel deseado.

8.10 Transductor y tarjeta OEM del Oxímetro de Pulso

Luego de realizado el estudio de la oximetría y sus posibles implementaciones, debido a su complejidad se llegó a la conclusión que era conveniente recurrir a una solución OEM. Como se comentó en capítulos anteriores la obtención de la señal de SatO₂ implica la generación y lectura de 2 frecuencias particulares. Se investigaron distintas soluciones y las más conveniente resulto ser la “BCI, Inc. Business Card Pulse Oximeter Board” .

Estas tarjetas realizan la adquisición y adaptación de la señal de SatO₂ con un 2% de error y de pulso. Provee de salidas de voltaje TTL. La tarjeta permite comunicación serial a 4800, 9600, 19200 baudios. Se le pueden enviar comandos de control para distintas tareas a través de RS232. Como la salida de voltaje de las señales de salida es TTL, es necesario hacer una adaptación de la señal .

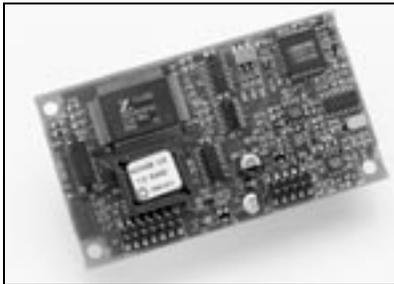


Fig. 8-11 tarjeta OEM de oximetría (tomado de SIMS – BCI International)

Algunas características técnicas son:

- Rango SatO₂ 0-100%
- Error
 - ±2% a 70 - 100%
 - ±3% a 50 - 69%
- Alimentación
 - + 5 VDC Digital @ 35mA
 - + 5 VDC Analog @ 16mA
 - 5 VDC Analog @ 5mA
- Consumo de Potencia: menos que 0.28 Watts

8.11 Circuito del Oxímetro de Pulso

Teniendo en cuenta el circuito que se sugiere en el manual de la tarjeta 7155B1 para la adaptación de las señales a RS232 y en particular el hecho de que el circuito sugerido no posee la aislación debida para la conexión al paciente; se diseñó un circuito para cumplir los requisitos necesarios en lo que refiere a la adaptación de las señales como la aislación del paciente, el diagrama de bloques está en la figura 8.12:

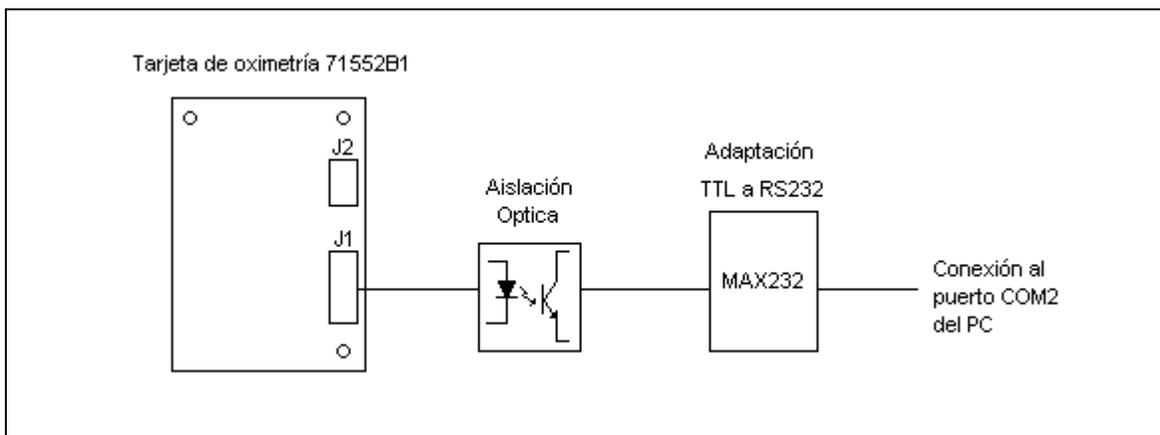


Fig. 8-12 Diagrama de bloques del circuito del oxímetro

CAPITULO 9
PROGRAMACION

9. PROGRAMACION

9.1 Introducción

En este capítulo detallaremos la programación usada en el proyecto MONICLI, cuanto a cálculos y ambiente de programación. La programación en este proyecto incluyó la toma de decisiones tanto en el cálculo de los distintos parámetros en línea (como puede ser el caso del módulo de Adquisición), así como también en la interfase de usuario (que afecta a ambos módulos y es principalmente importante en el de Análisis)

Como hemos visto anteriormente el LabViewRT (LVRT) cuenta con un procesador y una memoria independiente, esto permite, como lo explicaremos más adelante, que ciertas subrutinas se ejecuten usando este procesador, mientras simultáneamente la memoria y el procesador del PC ejecutan otras tareas. Aprovechando esta característica, todas las subrutinas que ejecutaban tareas de cálculo en línea se ejecutan en la tarjeta LVRT, mientras que las de interfase de usuario se ejecutan usando la memoria del PC. Ambas partes comunican sus datos mediante protocolos de comunicación que veremos en el capítulo.

En el cálculo de parámetros se intentó minimizar los errores debido a posibles derivas u offset en el hardware. Debido a la diversidad de modos de trabajo y formas de onda de flujo brindadas por los ventiladores encontramos la necesidad de establecer umbrales para la detección de eventos de interés, los mismos fueron tomados a partir de la observación de distintos registros de las formas de onda más usadas de los ventiladores y de las obtenidas con varios pacientes.

Para la interfase de usuario se diseñó Monicli para que tuviera:

1. clara visualización de los valores
2. opciones para la modificación de distintos parámetros de configuración de pantalla
3. rápido acceso a cada una de las pantallas
4. teclas desempeñando funciones básicas para no tener que usar el mouse del PC.

Los módulos diseñados básicamente consisten en dos: **Adquisición** y **Análisis**. Debido a que las señales estudiadas eran de distinta frecuencia (las señales respiratorias de baja frecuencia y la de EMG de varios cientos de Hz), la dificultad por parte del LabView para cambiar la frecuencia de adquisición luego de compilado el producto, conflictos en cuanto a tiempo de procesamiento de las señales con respecto a la frecuencia de adquisición, sumándose a esto el hecho que los clínicos en primera instancia no utilizan el EMG, como una señal necesaria para el registro continuo, optamos por tener dos módulos de adquisición y dos de procesamiento, uno con frecuencia alta y registrando EMG y las señales respiratorias pero sin cálculo de parámetros en línea y otro con frecuencia baja sin registrar EMG, calculando todos los parámetros en línea.

En cuanto a la organización del capítulo, en primer lugar veremos brevemente las características de programación en el ambiente de desarrollo de LabView, ya que debido a su lenguaje gráfico y a su particular manejo de recursos de la multitarea, son bastante diferentes a los lenguajes de programación tradicionales principalmente los basados en texto.

9.2 LabView RT

Programación en LabView

Esta introducción a Labview presenta una definición general del programa, identificando las características más importantes de Labview, la programación gráfica, el diseño de la interfaz con el usuario, la adquisición. Luego detallamos alguna de las particularidades de la tarjeta LVRT que la hacen distinta a las demás.

Labview es un lenguaje de programación gráfico para el diseño de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control. Labview es a la vez compatible con herramientas de desarrollo similares y puede trabajar con programas de otra área de aplicación, como por ejemplo Matlab. Tiene la ventaja de que permite una fácil integración con hardware, específicamente con tarjetas de medición, adquisición y procesamiento de datos.

Este lenguaje de programación permite desarrollar de una forma más rápida cualquier aplicación, especialmente de instrumentación, en comparación con lenguajes de programación basados en texto, sin embargo si se desea una aplicación sencilla como un programa que suma dos números, construirlo bajo Labview es más demorado y tedioso, sería más sencillo mediante un lenguaje basado en texto en donde simplemente se incluirá una línea de código. Pero para un programa más complejo se puede diseñar un prototipo y modificarlo de una manera más rápida con Labview debido a que es un lenguaje programación gráfico. En la figura 9.1 podemos apreciar algunos íconos y la representación de un “case“, que son los elementos usuales en la programación en este entorno

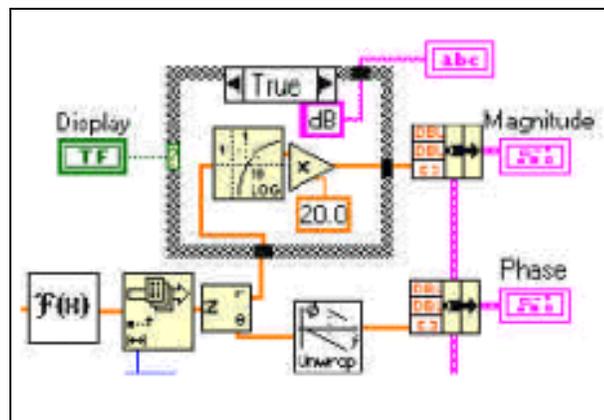


Fig. 9-1 Código gráfico de programación en Labview

Una de las principales características de Labview es su modularidad, es decir, la capacidad de utilizar bloques funcionales para la definición de la especificación. Labview permite conectarse a otras aplicaciones mediante un intercambio de datos como Active X, librerías dinámicas, bases de datos, Excel y/o a protocolos de comunicación como DataSocket, TCP/IP, UDP, RS-232, entre otras.

Una característica de cada aplicación o función consiste en que se puede utilizar en cualquier parte de otro programa, dándole a Labview una estructura jerárquica. Otra característica se encuentra en el flujo de datos, que muestra la ejecución secuencial del programa, es decir, una tarea no se inicia hasta no tener en todos sus variables de entrada información o que las tareas predecesoras hayan terminado de ejecutarse. Debido al lenguaje gráfico sobre el mismo código de programación se puede ver fácilmente el flujo de datos, así como su contenido.

Mediante un compilador también es posible generar un archivo “.exe” que puede ejecutarse fuera de entorno de Labview. Para esto usamos la herramienta llamada Application Builder

Programación gráfica con Labview

El lenguaje de programación gráfica de LabView recibe el nombre de lenguaje G y el elemento fundamental de este lenguaje es el instrumento virtual o VI.

Cuando se diseñan programas con Labview se está trabajando siempre bajo algo denominado VI, es decir, un instrumento virtual, se pueden crear VI a partir de especificaciones funcionales. Este VI puede utilizarse en cualquier otra aplicación como una subfunción dentro de un programa general. Serían similares en parte a las rutinas y subrutinas en un lenguaje de programación basado en texto, aunque también son un poco más que eso, porque ciertas variables (llamadas "globales"), se definen creando un archivo <variable.vi> con el nombre de la variable.

Los VI's se caracterizan por: ser un cuadrado con su respectivo símbolo relacionado con su funcionalidad, tener una interfaz con el usuario, tener entradas con su color de identificación de dato, tener una o varias salidas y ser reutilizables. En la figura 9.2 se observa un ícono de un VI en Labview.

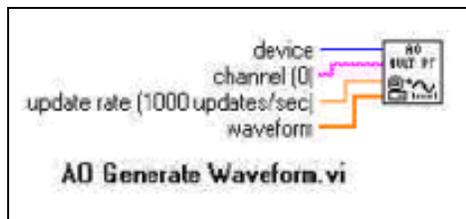


Fig. 9-2 Ícono de VI en Labview

Ambiente de trabajo

En el ambiente de trabajo de Labview existen dos paneles, el panel frontal y el panel de código o diagrama; en el panel frontal se diseña la interfaz con el usuario y en el panel de programación se relacionan los elementos utilizados en la interfaz mediante operaciones que determinan en sí como funciona el programa o el sistema, exactamente es la parte donde se realizan las especificaciones funcionales. En la figura 9.3 se observa el panel frontal en Labview.

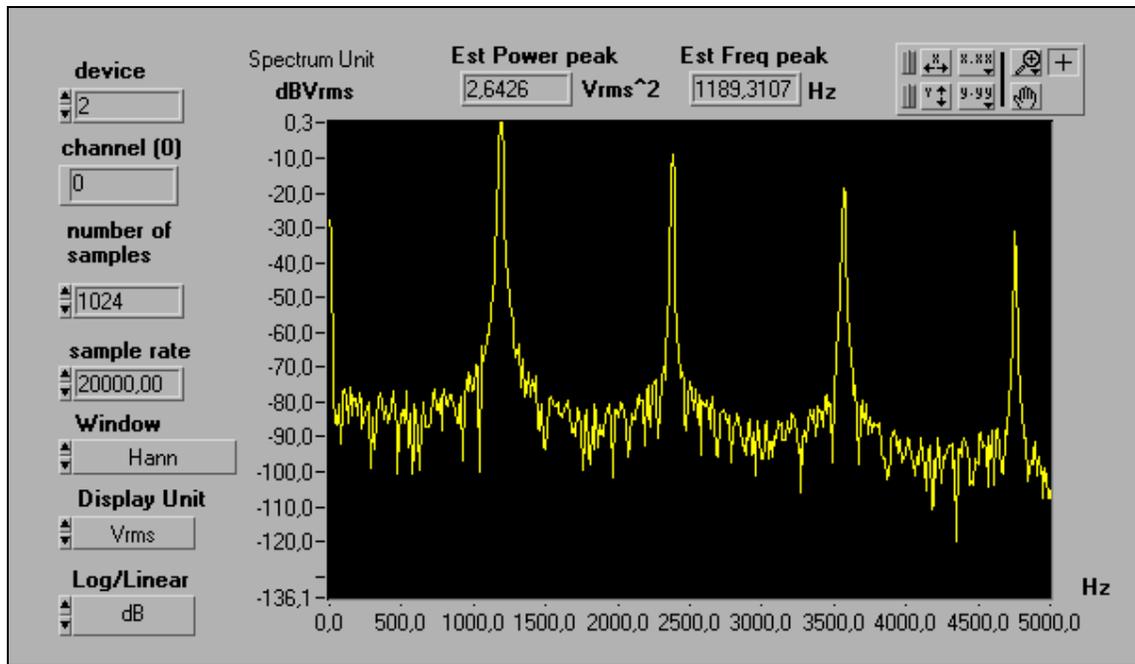


Fig. 9-3 Interfaz con el Usuario en Labview

En el panel de código se diseña de manera gráfica como si fuera un diagrama de bloques del funcionamiento de su sistema. La programación gráfica se basa en la realización de operaciones mediante la asignación de íconos que representen los datos numéricos e íconos que representan los procedimientos que se deben realizar (VI's), con estos íconos y mediante una conexión simple como lo es una línea recta se enlazan para determinar una operación y/o una función.

Al diseñar el programa de forma gráfica, se hace visible una programación orientada al flujo de datos, donde se tiene una interpretación de los datos también de forma gráfica, cada tipo de dato se identifica con un color diferente dentro de Labview, por ejemplo un dato booleano se caracteriza por ser una conexión verde; también es necesario tener en cuenta que cuando se realiza una conexión a un VI esta conexión se identifica por un tipo de dato específico, que debe coincidir con el tipo de dato de la entrada del VI (aunque esto no necesariamente es cierto ya que puede haber varios tipos de datos conectados de VI a VI, además de que un arreglo de datos llamado "cluster" puede albergar varios tipo de variables) permitiendo una concordancia en el flujo de datos; no siempre el tipo de dato de la entrada del VI es el mismo que el de la salida.

El flujo de datos va de izquierda a derecha en el panel de programación y esta determinado por operaciones o funciones que procesan los datos. Es fácil observar en el panel de programación como se computan los datos en cada parte del programa cuando se realiza una ejecución del programa paso a paso. En Labview las variables se representan mediante un figura tanto en el panel frontal como en el panel de programación, de esta forma se puede observar su respuesta en la interfaz del usuario y en el flujo de datos del código del programa. Otros objetos como gráficas y accesos directos a paginas web cumplen estas misma condiciones.

Las funciones pueden ser VI's prediseñados y que pueden ser reutilizados en cualquier aplicación, estos bloques funcionales constan de entradas y salidas, igual que en un lenguaje de programación estándar las funciones procesan las entradas y entregan una o varias salidas, estos VI pueden también estar conformados de otros subVIs y así sucesivamente, de esta forma se pueden representar como un árbol jerárquico en donde un VI se relaciona o depende de varios SubVIs. En la figura 9.4 se observa

la paleta de funciones en Labview.



Fig. 9-4 Paleta de Funciones en Labview

En el panel frontal es donde se diseña la interfase de usuario y se ubican los controles (que son los que permiten al usuario modificar variables dinámicamente) e indicadores (que despliegan el valor de alguna variable de interés). Cada control que se utiliza en la interfaz tiene una representación en el panel de código, igualmente los indicadores necesarios para entregar la información procesada al usuario tienen un ícono que los identifica en el panel de código o de programación. En la figura 9.5 se observa la paleta de controles del Labview.



Fig. 9-5 Paleta de Controles en Labview

Los controles pueden ser booleanos, numéricos, strings, un arreglo matricial de estos o una combinación de los anteriores; y los indicadores pueden ser como para el caso de controles pero pudiéndolos visualizar como tablas, gráficos en 2D o 3D entre otros.

El particular sobre los gráficos, podemos decir que los tipos de gráfico usuales son los llamado “waveform” y “chart”, cada uno con sus ventajas y desventajas. Cada uno de estos gráficos además de entradas y salidas, dispone de los que llamamos “atributos “ o propiedades, los cuales permiten definir el tamaño del gráfico, los colores de las señales y del fondo, el grosor de las señales, escala de los ejes, etc. La ventaja de esta propiedad es la facilidad con la que se pueden cambiar estas atributos simplemente asignándole el valor correspondiente a la propiedad que se desea modificar, por otro lado, la desventaja es que los atributos del gráfico que no están en la lista de propiedades no se pueden cambiar (a pesar de que la lista de atributos es bastante extensa), por otro lado estas propiedades incluyen a todo el gráfico como una unidad por lo cual no es posible que el atributo modificado afecte solo a parte del gráfico, esto trae dificultades si por ejemplo queremos que una señal desplegada tenga una parte de un color y el resto de otro color, el atributo de color modificaría a toda la señal.

Cuando se ha diseñado la aplicación se puede definirla como un VI, de esta forma se puede reutilizar en un nuevo programa, esto se hace mediante la selección del diagrama funcional y la opción “crear VI”, y se graba como un archivo de la forma “nombre.vi”. También se puede diseñar el símbolo que represente su aplicación modificando el ícono característico y definir las entradas y las salidas, esto consiste en la asignación de cada variable de entrada a un sub-bloque dentro del bloque general que representa el símbolo.

Depuración o debugging

Debido a que se trabaja con flujo de datos, es fácil ver el comportamiento de estos a través del programa, teniendo la posibilidad de ver al depurador ejecutarse paso a paso, se puede observar como cambian los datos en cualquier parte del programa, y como van pasando de una función a otra dentro del diagrama de bloques. Ref. [11], [14], [17])

Adquisición de datos

Labview como su nombre lo indica es un lenguaje que se enfoca hacia el laboratorio, la realización de mediciones y por lo tanto la adquisición y análisis de datos. Mediante el uso de tarjetas es posible obtener señales análogas o digitales a partir de una conexión al bus PCI en una computadora, estas tarjetas se diferencian por el número de muestras por segundo que pueden realizar, por el número de bits (resolución) y por el número de canales que manejan. La tarjeta se debe programar para definir los niveles de voltaje que debe manejar y si son bipolares o unipolares. Las características de la tarjeta se pueden configurar con la herramienta Measurement & Automation que se encuentra en el explorador de Windows como un ícono principal. Esta herramienta permite verificar cuales tarjetas de adquisición de National Instruments hay instaladas en el computador, esto solo para el caso de tarjetas.

En la adquisición de datos con la tarjeta Labview RT es necesario definir los canales a utilizar, mediante una aplicación disponible que se llama "measurement". Con el measurement se puede especificar características de la señal entrante, así como también escalarla a través de la ecuación de una recta. En la figura 9.6 vemos la pantalla de dicha herramienta de configuración de canales, en la cual se pueden especificar rangos para la señal, unidades, el dispositivo de hardware que utiliza, etc.

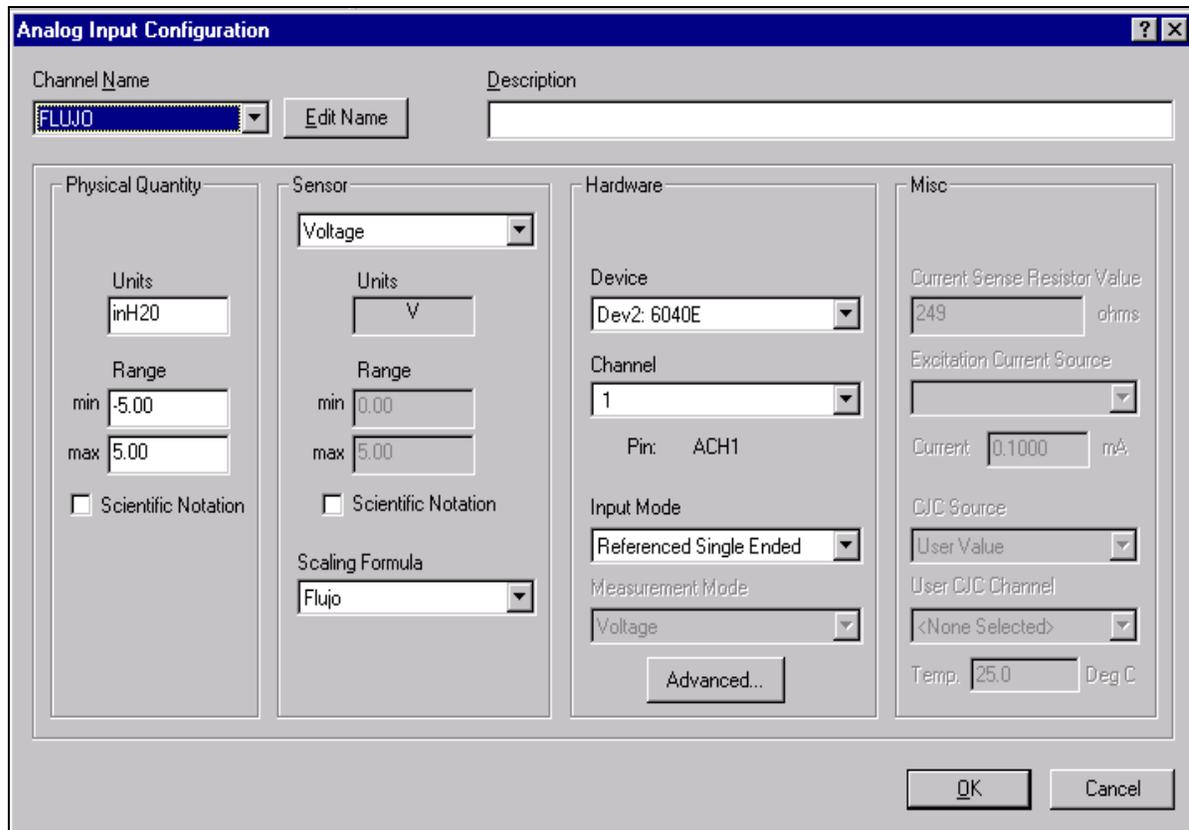


Fig. 9-6 Pantalla de Measurement en Labview

Labview también permite comunicarse con otras tarjetas mediante el puerto paralelo o serial, usando RS232 en este último. Con este software se pueden diseñar en C las DLL para el funcionamiento de las tarjetas, estas DLL se pueden integrar a Labview y a todas su funcionalidad o creadas desde otros programas clásicos como Visual Basic o Borland C.

LabView dispone de diferentes modos de adquisición definidos a partir de diversos VI o una combinación de ellos. Algunos hacen adquisición de datos de tipo “puntual”, y otras del tipo que llamamos “buffereada”.

El tipo de adquisición usada por MONICLI es la adquisición “buffereada”, en la cual LabView lee los distintos canales de entrada, vuelca los datos en un buffer en memoria, y luego se leen los datos desde ese buffer. Por lo tanto es necesario establecer una serie de valores para algunas entradas del VI que ejecuta esa tarea. Algunas de estas entradas son:

- Scan Read: cantidad de cantidad de muestras que se extraen del buffer.
- Scanbacklog: cantidad muestras restantes en el buffer .
- Size buffer: tamaño del buffer.
- Scanrate: frecuencia de muestreo

Es necesario ajustar estos cuatro parámetros de tal manera que se pueda volcar muestras en el buffer y retirarlas para procesarlas. Este buffer esta en memoria volátil y no es manejado por el programador.

Características particulares del LabviewRT

Además de las características mencionadas anteriormente válidas para las versiones usuales de

LabView, se agregan a particularidades en la tarjeta LabView RT (LVRT) debido a que esta tarjeta consta de un procesador y una memoria independiente del procesador de la PC, incrementando su capacidad y permitiéndonos hacer todas las tareas de cálculo con este procesador adicional. A las rutinas ejecutándose las llamamos instancias. Describiremos el caso particular de las instancias en LVRT.

Instancias en LVRT

La mayor diferencia entre LabView y LabView RT es en el número de instancias que pueden ejecutarse concurrentemente. Solo una instancia de LabView.exe puede ser cargada en memoria a la vez y dentro de esa instancia, el usuario puede abrir varios instrumentos virtuales o VIs. A diferencia del LabView común, LVRT puede establecer tres diferentes instancias que interactúan unas con otras a través de modos de comunicación.

Estas instancias son las indicadas en la figura como las instancias A, B, C. Una instancia en LVRT puede ser pensada como un ejecutable. Cada instancia en LVRT es única. La primera instancia de LVRT (instancia A) se ejecuta en la computadora host y "apunta" a la computadora host. Esta instancia es similar a la del LV común, LVRT se diferencia del LV común cuando consideramos las instancias B y C.

La segunda instancia (instancia B) se ejecuta en el PC host y "apunta" a la tarjeta RT. La instancia B actúa como una interfase de la instancia C. La instancia C corresponde al VI cargado en la tarjeta RT. Cuando se carga el LVRT y se "apunta" a la tarjeta RT, en realidad se están cargando 2 instancias, la instancia C en la tarjeta RT y la instancia B en el host. En la figura 9.7 se observan las diferentes instancias en LabviewRT.

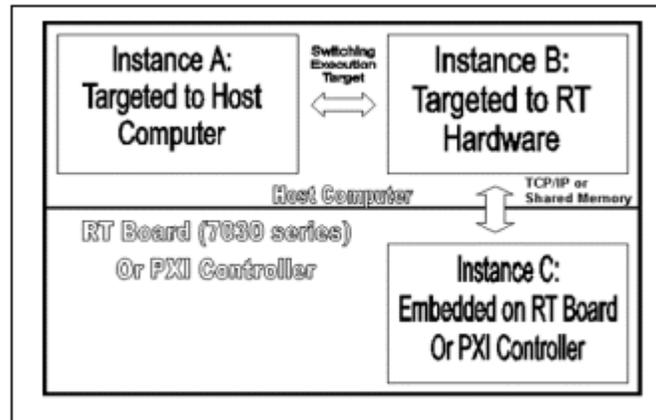


Fig. 9-7 Diferentes instancias en LabViewRT

En el entorno de desarrollo de LVRT, luego de iniciar el programa, el usuario debe seleccionar un "target" (lugar en donde se cargan los programas), pudiendo ser el host PC o la tarjeta RT.

Si se selecciona host PC el LVRT carga la instancia A. Si se selecciona RT Engine, LVRT carga la instancia C en la tarjeta y la instancia B en el host. Si se selecciona "RT engine en Network", LVRT carga la instancia B en la maquina host y la instancia C en el controlador PXI conectado en la red.

Para aprovechar esta particularidad de LabView RT, no disponible en las otras versiones, el cálculo de parámetros en línea los hemos hecho en aplicaciones que se ejecutaban en la tarjeta y usaban el procesador del mismo (instancias del tipo C), y luego mediante un protocolo de comunicación (que comentaremos a continuación) se enviaban estos datos a la memoria del host PC.

Es importante notar que la tarjeta LVRT tiene un procesador y una memoria independientes de la del PC, pero no dispone de disco duro, por lo tanto cualquier rutina que intente grabar a disco, necesariamente debería estar ejecutándose en el host, por tal razón es que en MONICLI, la interfase de usuario la hicimos ejecutar en el host y los cálculos se hicieron en la tarjeta, y entre ambos la comunicación elegida para la transferencia de datos fue el protocolo TCP-IP.

Formas de comunicación en el LabView RT (tarjeta – host)

El LabView RT dispone de 2 posibles formas para transferir los datos desde la tarjeta RT y la memoria RAM del PC, al que llamaremos host. Estas formas son:

TCP-IP

Puede usarse el protocolo TCP/IP para la comunicación tarjeta--host. En esta situación, la tarjeta debe tener una dirección como dispositivo de "red", esta dirección corresponde en nuestro caso a una dirección del tipo DAQ: x, donde x es número correspondiente a la tarjeta LabView RT. Esta dirección cumple el papel de la dirección IP en una red de computadoras normal. Este protocolo puede usarse cuando se piensa transmitir gran cantidad de datos y no es crítica la velocidad de transmisión entre paquetes.

Memoria compartida

Puede usarse una memoria compartida entre la aplicación ejecutándose en la tarjeta RT y la que se ejecuta en el host, donde ambas tienen posibilidad de poner y sacar datos, y así comunicarse a través de ella. Labview posee primitivas como semáforos y watchdogs para evitar los problemas de la multitarea, al usar este recurso compartido. Esta memoria compartida es de un tiempo de acceso muy rápido y es ideal para tareas temporalmente críticas. Su tamaño está limitado a 1KByte. En caso de tener que transmitir varios MBytes de datos, habrá que partirlos en pequeñas secciones (menores o iguales a 1KB) para poder transmitirlos.

Elección de la comunicación Tarjeta-Host

Existen ventajas y desventajas en ambos métodos de comunicación entre tarjeta y host.

Usar TCP/IP es conveniente cuando se desea transmitir grandes cantidades de información, y es más adaptable para regular la velocidad de transferencia de datos, ajustando el tamaño del paquete. La memoria compartida es ideal para transmitir pocos datos muy rápidamente y puede ser apropiada en casos en los cuales existan lazos de control.

Como en nuestro caso solo nos interesa la adquisición en la cual se necesitan transmitir muchos datos por segundo, se elige la comunicación TCP/IP como la estrategia de comunicación tarjeta -host. Dicha comunicación debe estar acorde con las posibilidades de multitarea que brinda el sistema operativo, ya que dicha transmisión es afectada por la forma en la cual el sistema operativo del host administra los procesos y las tareas.

9.3 Módulo de Adquisición

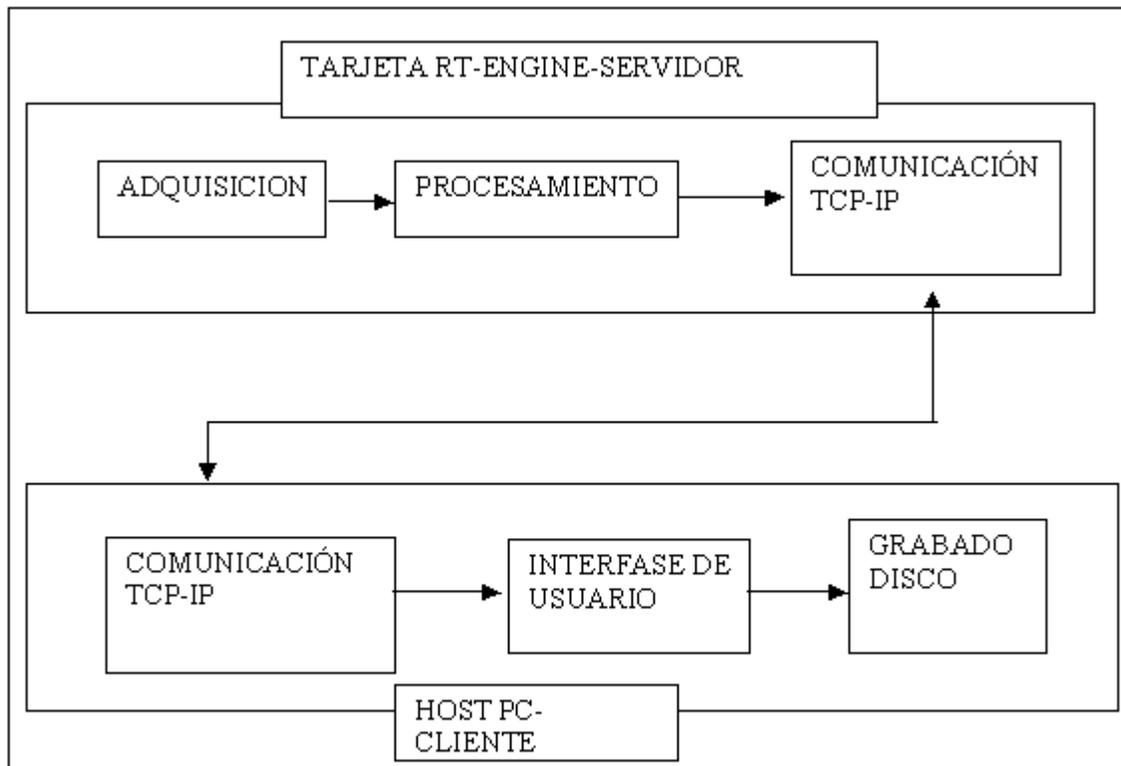


Fig. 9-8 Algoritmos principales del módulo de adquisición

Escala del measurement del LabView

El primer módulo que ajusta las señales adquiridas, es la escala de measurement del LabView comentada anteriormente. Consiste en la recta que transforma los valores de voltaje de entrada en la unidad correspondiente a cada señal. Se detallan a continuación en la tabla 9.1, las rectas para cada una de las señales:

Señal	Unidad	Rango (UN)	Rango (V)	Recta de escalado
EMG	V	[-10,10]	[-10,10]	No escalado
Flujo	InH2O	[-5,5]	[0,5]	$Y = 2X - 5$
PVA	CmH2O	[-20,120]	[0,5]	$Y = 28X - 20$
PES	CmH2O	[-12,7,12,7]	[0,5]	$Y = 5,08X - 12,7$
Cinta abdomen	V	[-10,10]	[-10,10]	No escalado
Cinta tórax	V	[-10,10]	[-10,10]	No escalado

Tabla 9.1 Rectas de escalado de las señales adquiridas con el módulo de Adquisición

En las escalas, la x esta expresado en voltios y la y en la unidad correspondiente a cada señal.

Modo de adquisición

Como comentamos anteriormente el modo usado fue el “bufferado” y los valores usados están en la tabla 9.2, tanto para la adquisición con EMG como sin EMG.

	Con EMG	Sin EMG
Frecuencia de muestreo (muestras / segundo) Scanrate	2500	100
Scanread	2500	50
Tamaño del buffer (muestras)	100000	1000

Tabla 9.2 Valores de “bufferado” en modo adquisición con y sin EMG.

Con estos valores el scanbacklog no supera las diez muestras en todo momento.

Procesamiento : Cálculos de parámetros realizados en línea

Los parámetros calculados en línea corresponden a las señales respiratorias registradas. Los cálculos se realizan en la tarjeta RT para aprovechar la potencia de cálculo del procesador de la tarjeta. Dependen de la forma de onda de la señal y son muy sensibles a la misma.

Para calcular los parámetros en línea, debe acotarse las formas de las señales consideradas ya que la eficacia de los algoritmos, depende de la forma de las señales.

A continuación en la figura 9.9 se muestra la forma del flujo y PVA típica para el caso de ventilación espontánea.

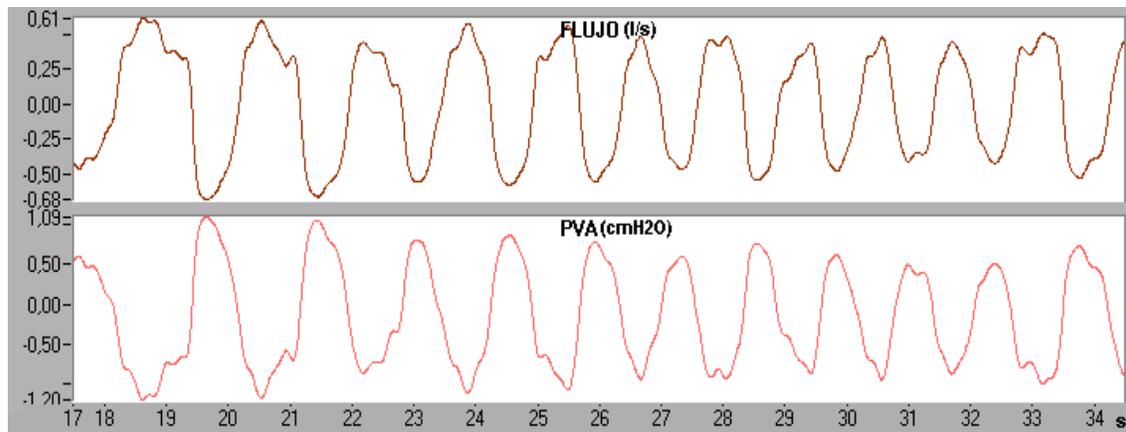


Fig. 9-9 Forma de onda de Flujo y PVA en ventilación espontánea

Cálculo de Parámetros de ventilación espontánea

En Ventilación espontánea se calcula:

- Tiempo total (Ttot) [s]
- Frecuencia respiratoria (f)[resp/min]
- Tiempo inspiratorio (Ti) [s]
- Tiempo espiratorio (Te) [s]
- Volumen corriente (Vc) [l]

- Volumen minuto (V'_E) [l/min]
- Flujo medio (V_c/T_i) [l/min]
- Período inspiratorio útil (T_i/T_{tot}) []

Tiempo total (T_{tot}) [s]

El tiempo total se calcula a partir de la señal de flujo respiratorio. Para poder hacerlo es necesario saber con precisión el momento de comienzo de la inspiración, el cual se produce en el momento en que el flujo cruza por cero con pendiente positiva.

El cálculo de los cruces por cero se realiza analizando punto a punto la señal de flujo, detectando el momento en que un punto es menor que cero y el siguiente es mayor a cero (cruce de subida del flujo). Si la señal monitoreada tiene algún offset tanto positivo como negativo, afecta el instante en que se detecta este evento. El flujo en ventilación espontánea en las señales registradas, la pendiente de la señal en general es mayor a uno, debido a esto, este algoritmo introduce poco error, incluso con la presencia de un offset pequeño, ya sea positivo o negativo.

Se cuentan la cantidad de muestras que hay entre cruce y cruce, y luego se multiplica por el inverso de la frecuencia de muestreo, para obtener el tiempo total de un ciclo.

En la figura 9.10 se observan los errores en el cálculo de tiempos, cometidos debido al offset positivo o negativo en la señal.

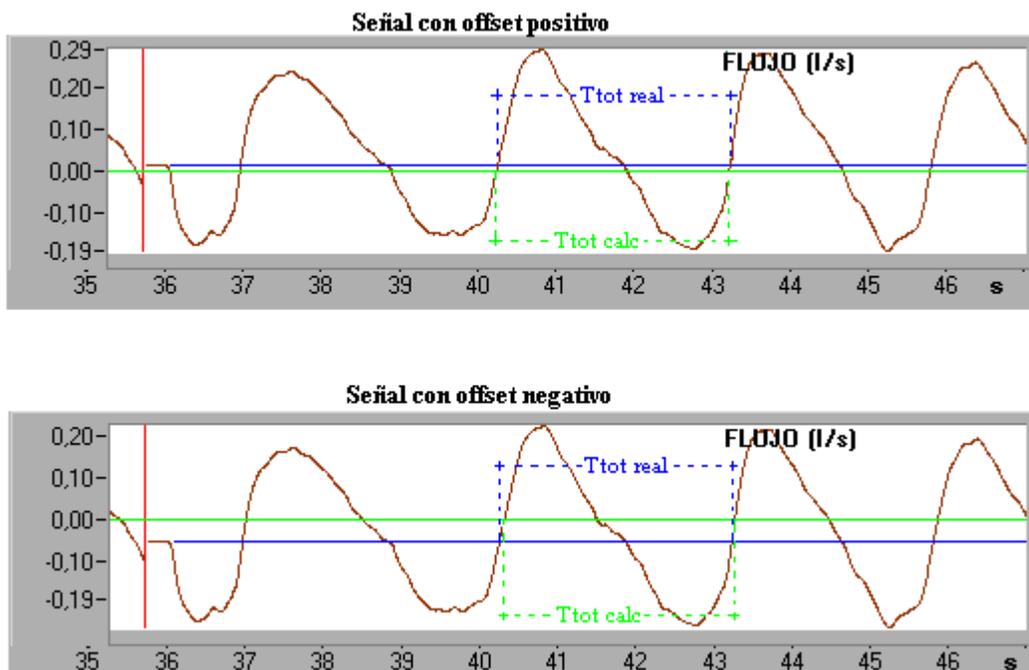


Fig. 9-10 Errores cometidos en el cálculo del tiempo total en ventilación espontánea, debido a la presencia de offset

Frecuencia respiratoria (f) [resp/min]

Es el inverso del tiempo total multiplicado por 60, pues se mide en respiraciones por minuto.

Tiempo inspiratorio (T_i) [s]

Para el cálculo de este tiempo es necesario saber el momento en que el flujo pasa de positivo a negativo

mientras esta inspirando. El cálculo de dicho cruce por cero es similar al usado en el comienzo de la inspiración, considerando que el cambio se hace en sentido contrario. Con la cantidad de muestras entre el comienzo y fin de la inspiración, multiplicándolas por el inverso de la frecuencia de muestreo, se obtiene el tiempo inspiratorio.

Tiempo espiratorio (Te) [s]

Es la diferencia entre Ttot y Ti.

Volumen corriente (Vc) [l]

Se obtiene a partir de la señal de volumen, la cual es la integración de la señal de flujo aéreo. El que medimos es el volumen corriente inspirado. Corresponde a la diferencia de volumen entre el final de la inspiración y el comienzo de la misma.

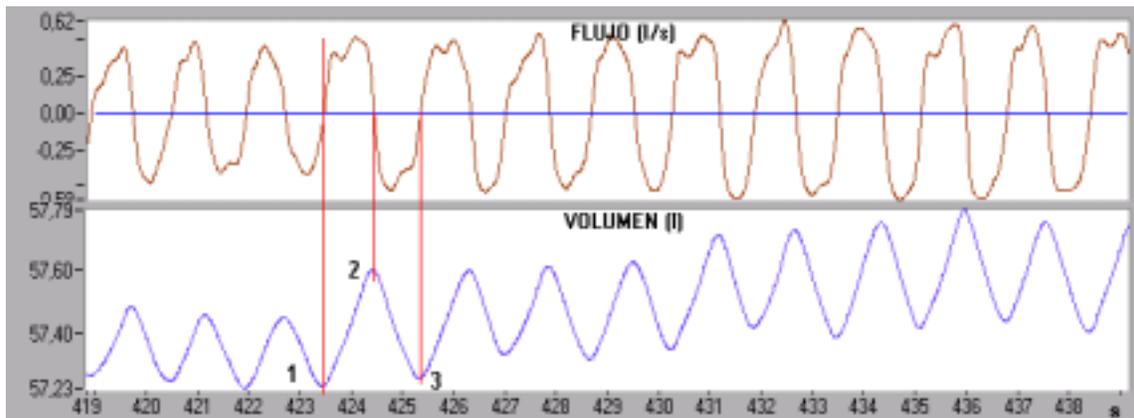


Fig. 9-11 Influencia del offset en el cálculo del volumen corriente

En la figura 9.11 se observa la influencia del offset en la señal de volumen, de no existir offset, el valor del volumen en los puntos 1 y 3 debería ser igual, pero no lo es debido a la deriva. El Vc se calcula entonces, como el valor del volumen en el punto 2, menos lo que vale en el punto 1, y ambos puntos se recalculan ciclo a ciclo.

Volumen minuto (V'E) [l/min]

Es el producto del volumen corriente por la frecuencia.

Flujo medio (Vc/Ti) [l/min]

Es el valor medio del flujo en un período. Para calcularlo se integra el flujo en un período y se divide por el tiempo total.

Período inspiratorio útil (Ti/Ttot) []

Es el cociente entre el tiempo inspiratorio y el tiempo total.

Calculo de Parámetros de ventilación mecánica

En ventilación mecánica se calcula:

- Tiempo total (Ttot) [s]

- Frecuencia respiratoria (f)[resp/min]
- Tiempo inspiratorio (Ti) [s]
- Tiempo de pausa
- Tiempo espiratorio (Te) [s]
- Relación I/E (I/E) []
- Volumen minuto (V'_E) [l/min]
- Volumen corriente (V_c) [lts]
- Flujo máximo ($V'_{m\acute{a}x}$) [l/min]
- Período inspiratorio útil (Ti/Ttot) []
- PVA máxima (PVAmáx) [cmH₂O]
- PVA meseta (PVAmes) [cmH₂O]
- PEEP (PEEP) [cmH₂O]
- Complacencia dinámica (Cdin) [ml/cmH₂O]
- Complacencia estática (Cest) [ml/cmH₂O]
- Resistencia de a caja torácica (R) [cmH₂O*s/l]

La ventilación mecánica es la ventilación en la cual interviene el ventilador. Los ventiladores modernos cuentan con diversas formas de onda para el flujo, a continuación 9.12, 9.13 y 9.14, se ilustran solo tres de ellas, para ejemplificar los distintos errores en los algoritmos en cada uno de los casos.

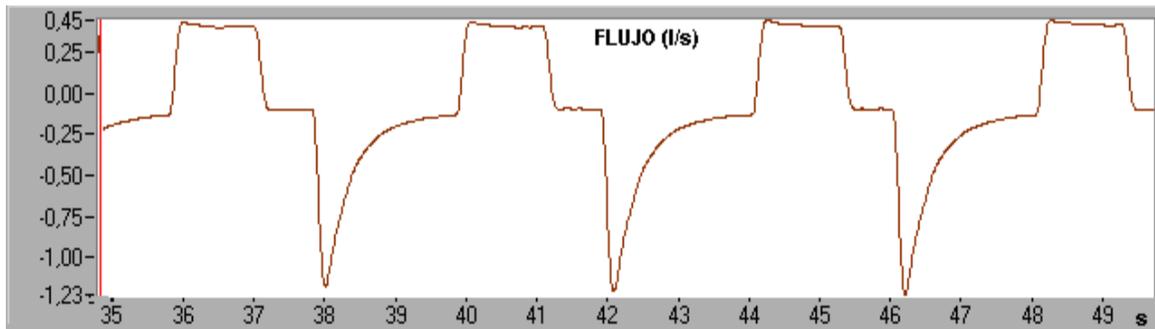


Fig. 9-12 Ventilación mecánica flujo cuadrado

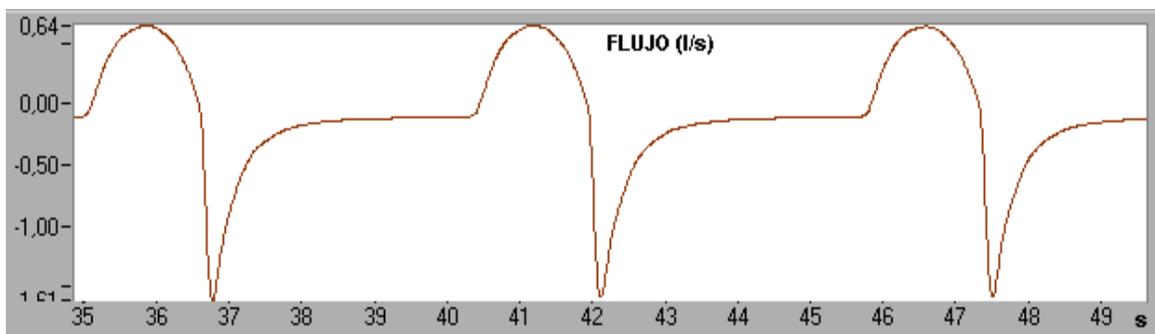


Fig. 9-13 Ventilación mecánica flujo redondo

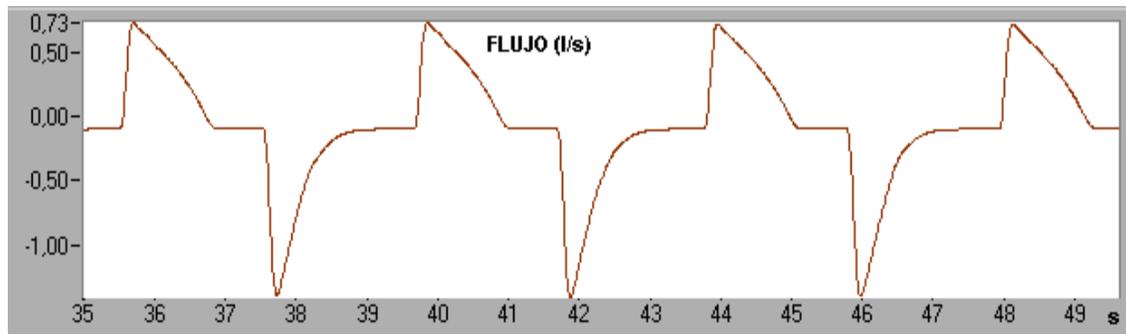


Fig. 9-14 Ventilación mecánica flujo triangular

Tiempo total (T_{tot}) [s]

Debido a la mayor complejidad de las señales en ventilación mecánica para calcular los cruces por cero en ventilación mecánica, no puede aplicarse un algoritmo similar al usado en ventilación espontánea. En esta situación el flujo en torno a cero puede tener una derivada muy pequeña, por lo que un algoritmo que solo detecte cuando la señal cruza el cero, tendría errores importantes en el caso que la señal tuviera offset.

Para subsanar esta situación utilizamos un algoritmo que tiene en cuenta, además de la señal de flujo, a su derivada. Para detectar el comienzo de la inspiración, se detecta primero el momento en que el flujo cruza el cero con derivada positiva, en ese instante se observa el valor de la derivada, si ésta es mayor que un umbral, se valida como el comienzo de inspiración registrando la cantidad de muestras adquiridas a partir de ese momento. Si por el contrario la derivada no ha superado todavía el umbral, se espera que lo supere y será allí cuando comience la inspiración. Debido a la forma de la derivada en las señales consideradas, con este algoritmo puede detectarse el comienzo de la inspiración, aún con la presencia de un offset con módulo pequeño.

En las figuras 9.15, 9.16 y 9.17, se ilustra para las distintas formas de señales consideradas, los diferentes errores cometidos en cada situación, cuando la señal tiene offset negativo. En las figuras 9.18, 9.19 y 9.20, se muestra lo mismo pero cuando el offset es positivo. Como valor umbral en la derivada, consideramos el valor uno, determinado en forma experimental.

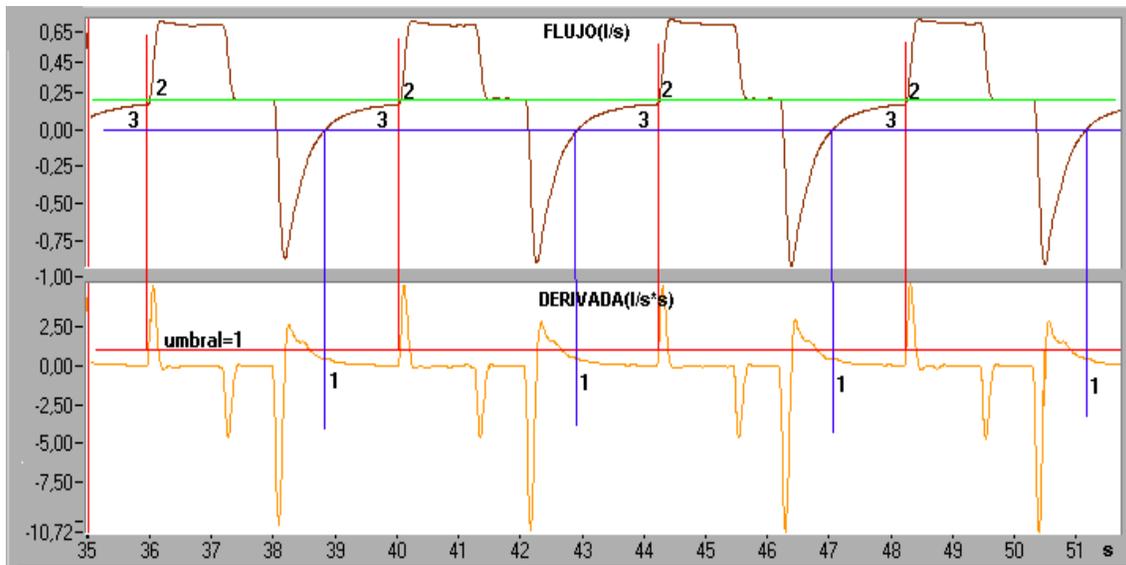


Fig. 9-15 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo

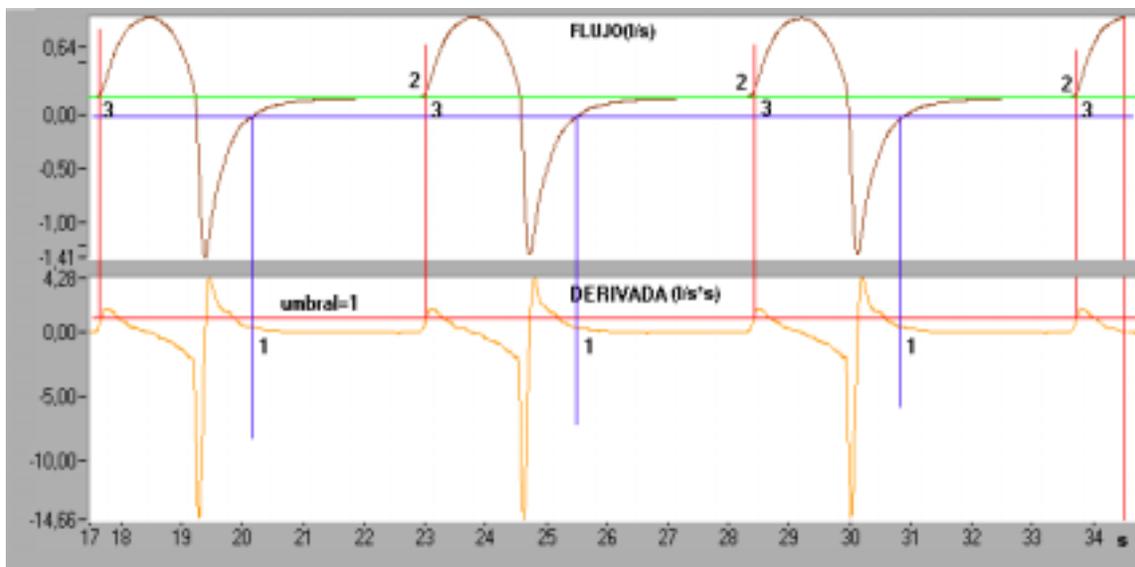


Fig. 9-16 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo redondo y offset negativo

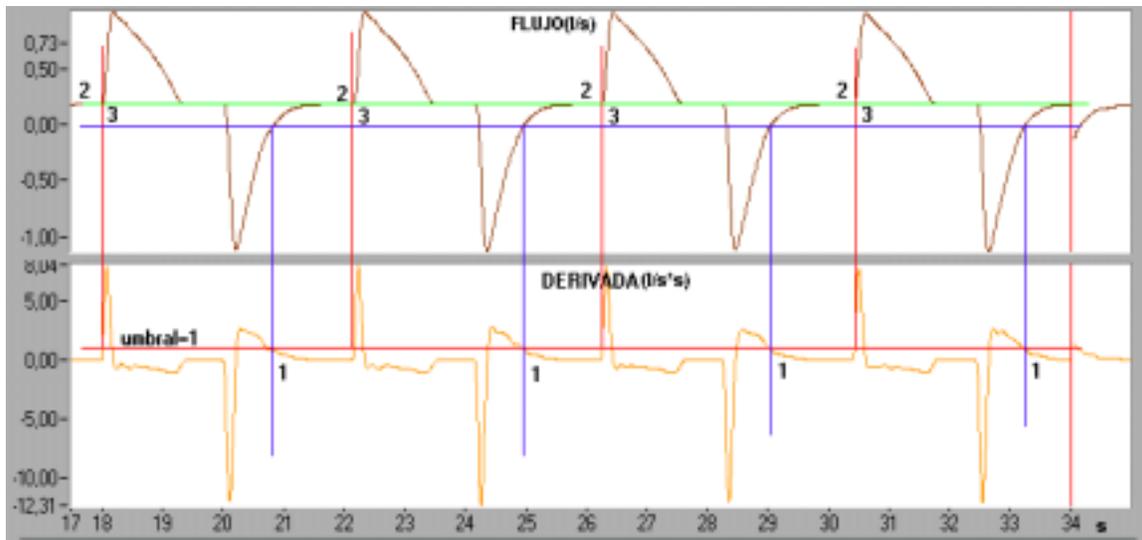


Fig. 9-17 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo triangular y offset negativo

Se observa, que al existir offset negativo, el punto donde el flujo cruza el cero (punto 1 en los gráficos) contiene mucho error respecto al punto real, que sería el punto 3. Para evitar esto el algoritmo mira la derivada del flujo en el punto 1, si esta no cruzó el umbral, se espera hasta que lo cruce en el sentido ascendente (punto 2 del gráfico). El error será entonces la diferencia entre los puntos 2 y 3, que es mínima respecto a la que sería entre los puntos 1 y 3.

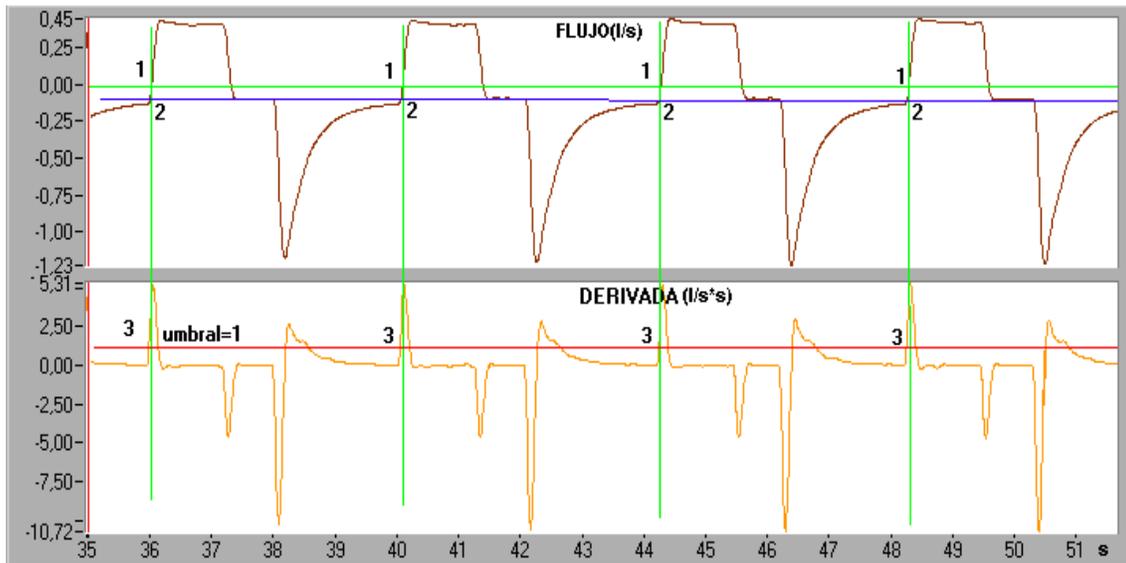


Fig. 9-18 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo

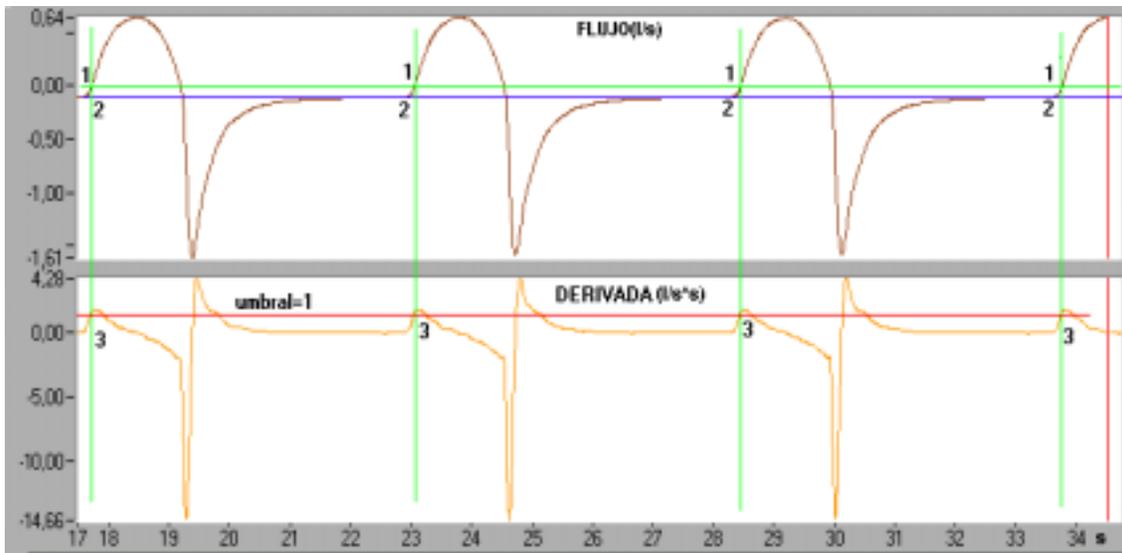


Fig. 9-19 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo redondo y offset positivo

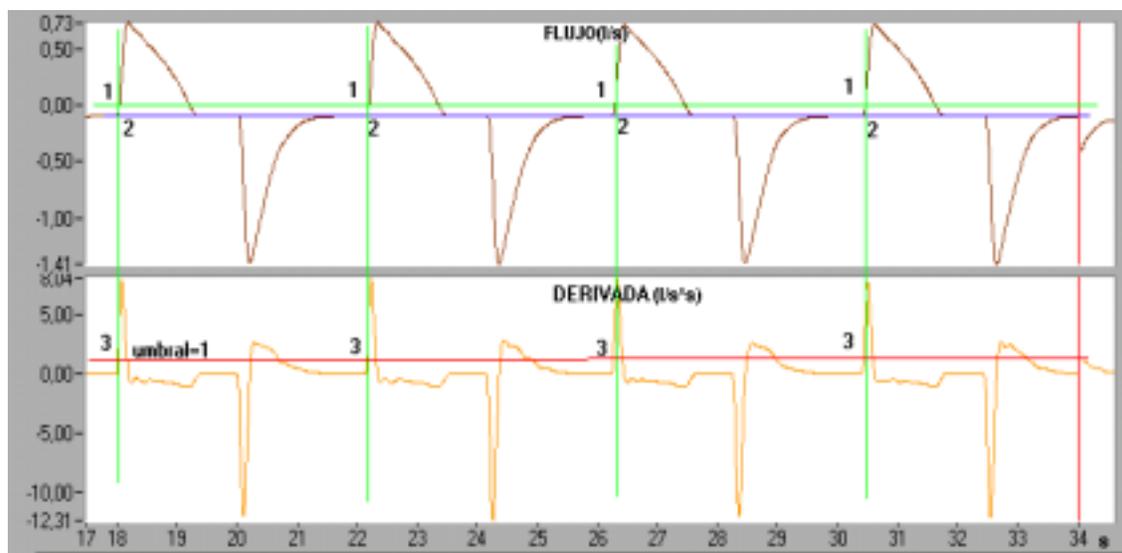


Fig. 9-20 Puntos notables en el comienzo de la inspiración, con una señal con flujo triangular y offset positivo

Se observa, que al existir offset positivo, el algoritmo verifica que cuando el flujo cruza el cero (punto 1 en los gráficos), la derivada ya cruzó el umbral de 1 (punto 3), entonces válida el cruce. En este caso el cruce real se da en el punto 2 y no en el 1, y el error será la diferencia entre ambos.

Frecuencia respiratoria (f)[resp/min]

Es el inverso del tiempo total por 60 pues se mide en respiraciones por minuto.

Tiempo inspiratorio (Ti) [s]

Como estamos en ventilación mecánica debemos tener en cuenta que puede existir pausa inspiratoria.

El tiempo inspiratorio (T_i), incluye la pausa inspiratoria, por lo tanto conviene detallar el algoritmo de detección de comienzo de la pausa.

La pausa inspiratoria corresponde al periodo de tiempo durante la inspiración durante la cual la señal de flujo es cero, pero existe offset en la señal puede ocurrir que ésta no sea exactamente cero durante ese lapso, por lo cual detectar el cruce por cero resulta inseguro.

Para esto usamos un umbral en el flujo a partir del cual podemos considerar que sería el comienzo de la pausa. Como valor umbral tomamos 30% del flujo máximo, ya que al ser paramétrico en un valor de la señal, se adapta aunque varíe la amplitud de la misma.

En este caso el algoritmo es sensible al offset, pero debido a la forma de la derivada del flujo (como fue el caso en las señales registradas), ésta no puede usarse para detectar el comienzo independientemente del offset, como se hace al comienzo de la inspiración.

Para ejemplificar esta situación mostramos en las figuras 9.21, 9.22, 9.23, los casos de detección de comienzo de la pausa, de las señales con offset negativo, y en las figuras 9.24, 9.25 y 9.26 los casos con offset positivo.

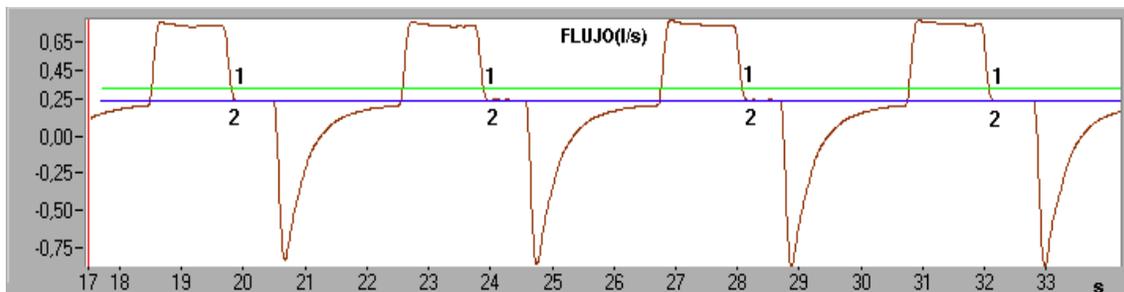


Fig. 9-21 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo

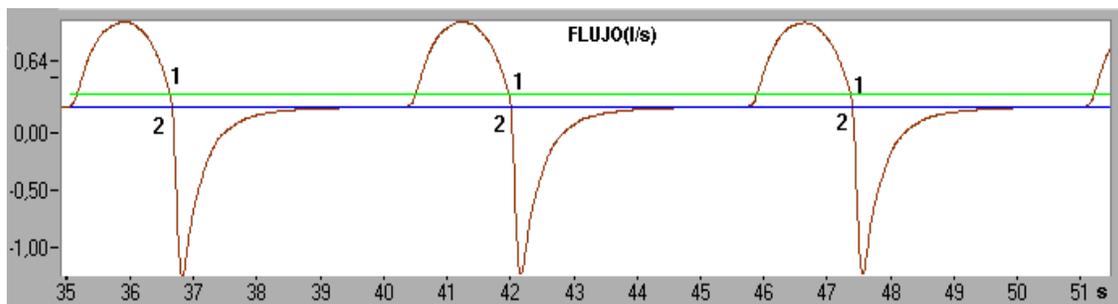


Fig. 9-22 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo redondo y offset negativo

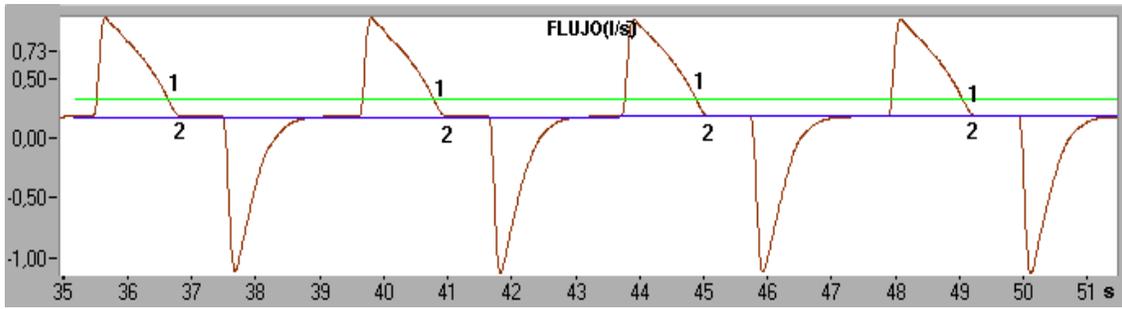


Fig. 9-23 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo triangular y offset negativo

En las figuras 9.21, 9.22 y 9.23 se observan los siguientes puntos: Punto 1: donde la recta superior (umbral del 30% del flujo máximo) corta la curva del flujo, es el punto donde el algoritmo asume que comienza la pausa. Punto 2: donde la curva de flujo comienza a valer cero, es donde realmente comienza la pausa. Se observa que existe mayor error cuanto menos empinada sea la caída del flujo, o sea hay mayor diferencia entre los puntos 1 y 2. En las señales mostradas, el mayor error se da en la señal triangular.

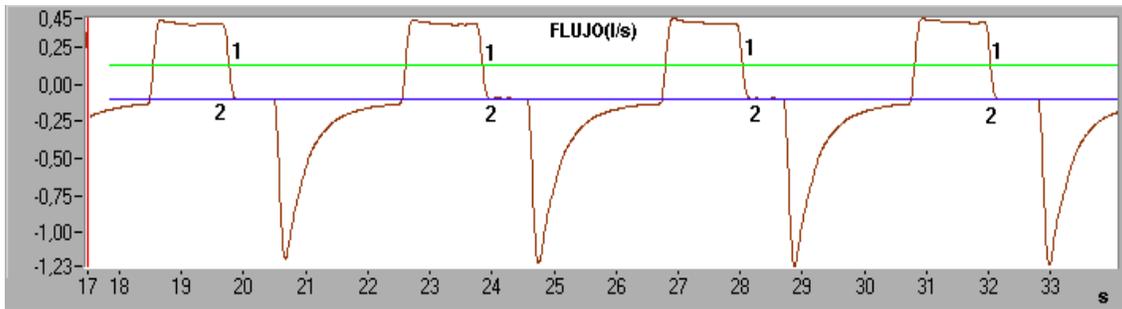


Fig. 9-24 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo

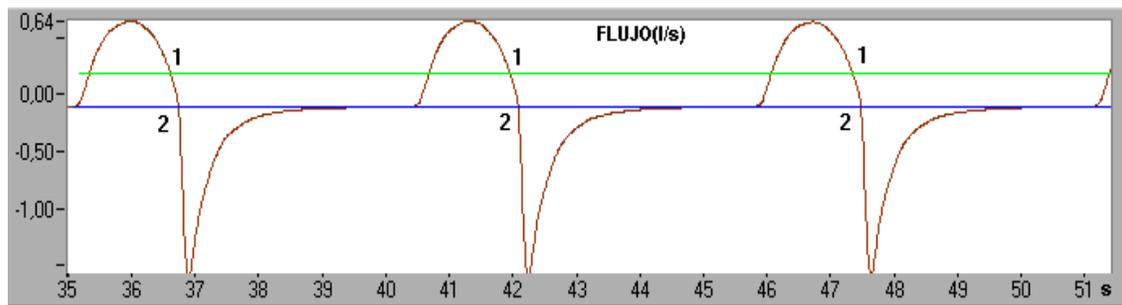


Fig. 9-25 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo redondo y offset positivo

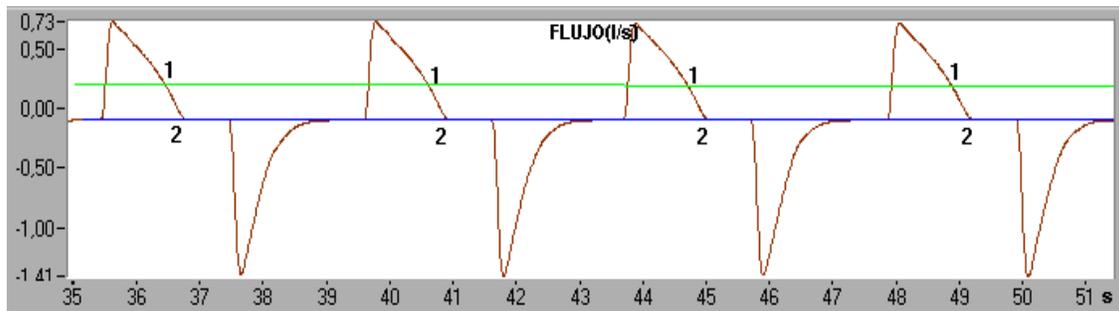


Fig. 9-26 Puntos notables en el comienzo de la pausa, con una señal con flujo triangular y offset positivo

En las figuras 9.21, 9.22 y 9.23, se observan que los puntos 1 y 2 son iguales que con el offset negativo, pero se observa en las figuras 9.24, 9.25 y 9.26 que en el caso con offset positivo la diferencia entre ambos es mayor. Este error podría ser menor si se disminuye el umbral, pero si se disminuye demasiado y existe un offset negativo grande, puede no detectarse el punto, por lo tanto se llegó a la solución de compromiso del 30% del flujo máximo.

Tiempo de pausa (T_{pausa}) [s]

La detección del comienzo de la pausa, lo hemos detallado en el cálculo del tiempo inspiratorio, por lo tanto explicamos la detección del final de la pausa.

Para detectar la finalización de la pausa, se usan dos umbrales, uno en el flujo y otro umbral en la derivada del flujo. En este caso cuando se detecte el primer cruce por cualquiera de estos umbrales, se considera que comienza la espiración. Se usan dos umbrales para tomar en cuenta diferentes formas de onda. El umbral en la derivada es más exacto, porque esta decrece abruptamente al finalizar la pausa, pero a veces lo hace tan abrupto, que es incluso menor al umbral que consideramos, por lo que se hace necesario considerar también un umbral en el flujo. En estos casos el fin de la pausa estará determinado por el umbral en el flujo.

Si bien el tiempo de pausa se mide en forma independiente, está incluido dentro de la inspiración. Con este diseño, siempre detectará una pausa, en el caso que la pausa sea cero, el algoritmo detectará una muy pequeña. Debimos por lo tanto establecer un criterio para una longitud mínima de pausa, por lo tanto asumimos que si la pausa calculada es inferior a 0.2s, significa que en realidad es una pausa nula, y si la pausa es mayor o igual a 0.2 es una pausa válida. Los valores de los umbrales son: umbral del flujo: -0.2, umbral de la derivada: -3, estos valores los obtuvimos a través de distintas pruebas con la forma de onda típicas del flujo más usadas. En las figuras 9.27, 9.28 y 9.29, se observa el comienzo de la espiración para señales con offset negativo, y en las 9.30, 9.31 y 9.32 para señales con offset positivo.

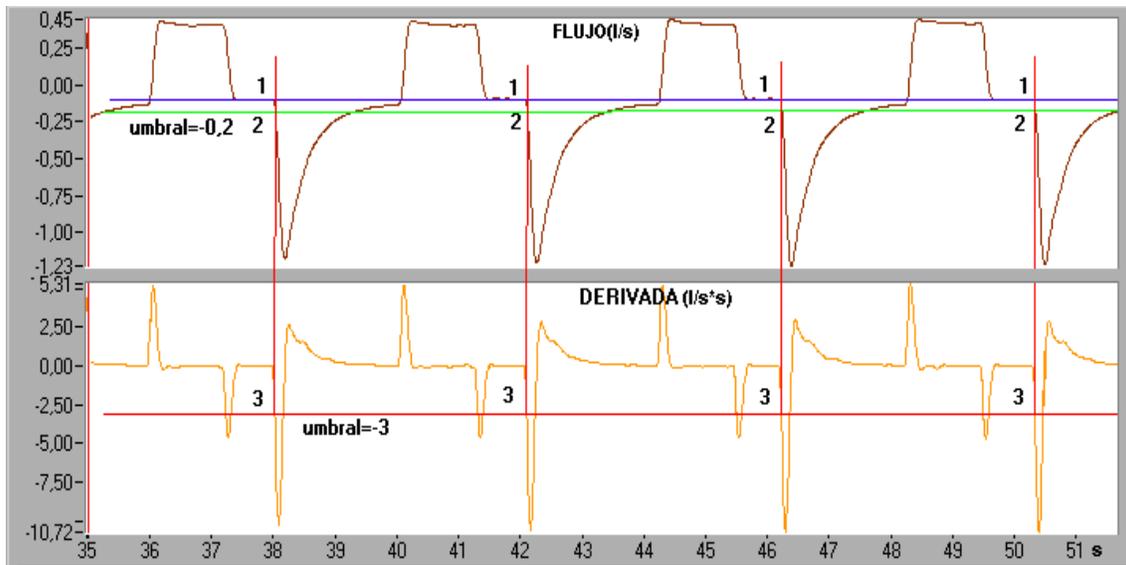


Fig. 9-27 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset negativo

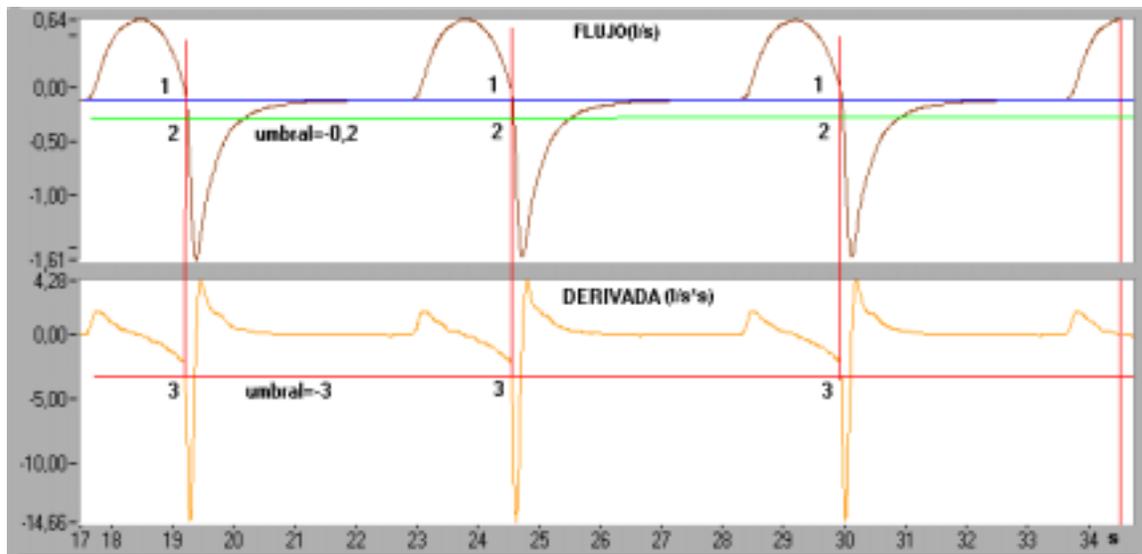


Fig. 9-28 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo redondo y offset negativo

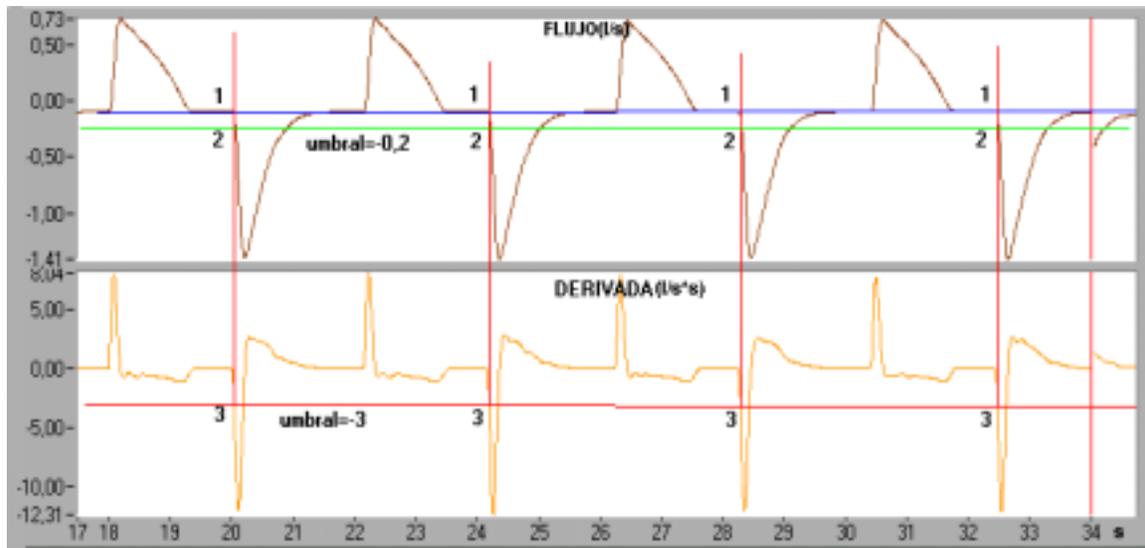


Fig. 9-29 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo triangular y offset negativo

Se observa en las figuras 9.27, 9.28 y 9.29, que el final real de la pausa (comienzo de la espiración), se da en el punto 1, o sea cuando el flujo deja de ser cero y empieza a hacerse negativo. El algoritmo lo detecta en el punto en el que se da el primero de los cruces de los umbrales (puntos 2 y 3)

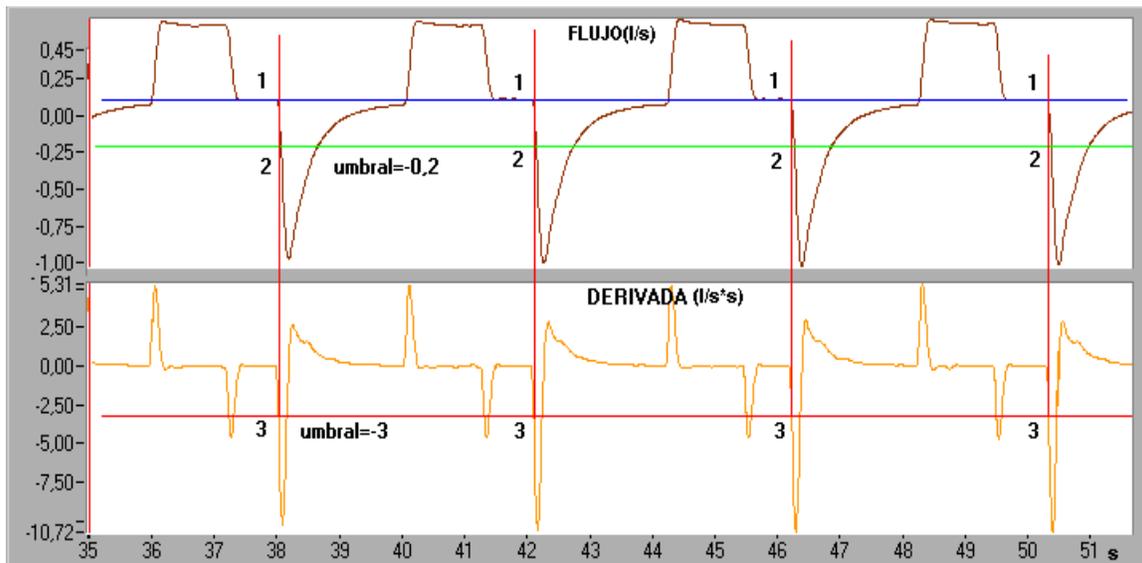


Fig. 9-30 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo

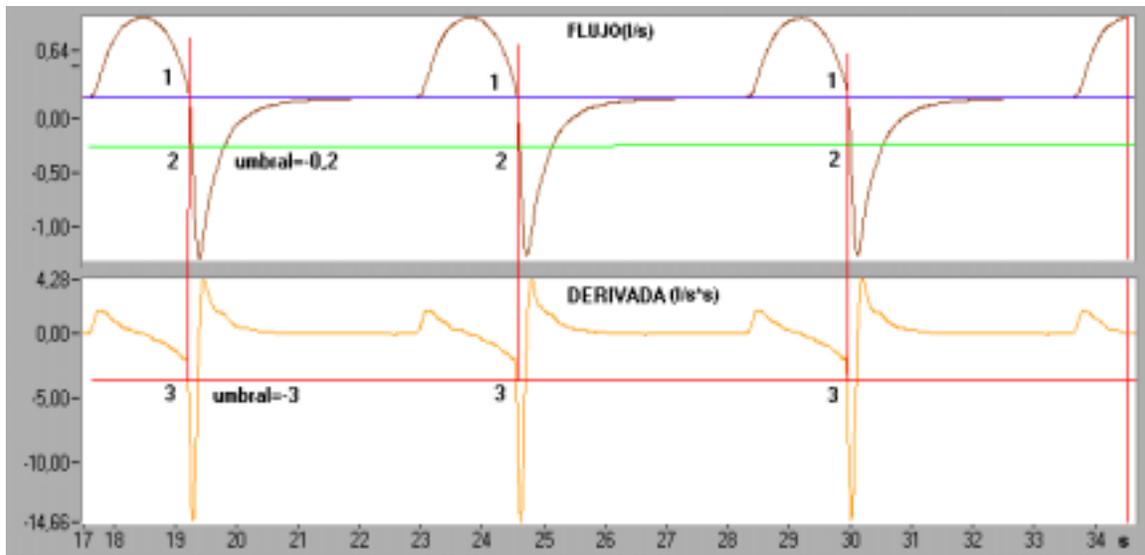


Fig. 9-31 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo redondo y offset positivo

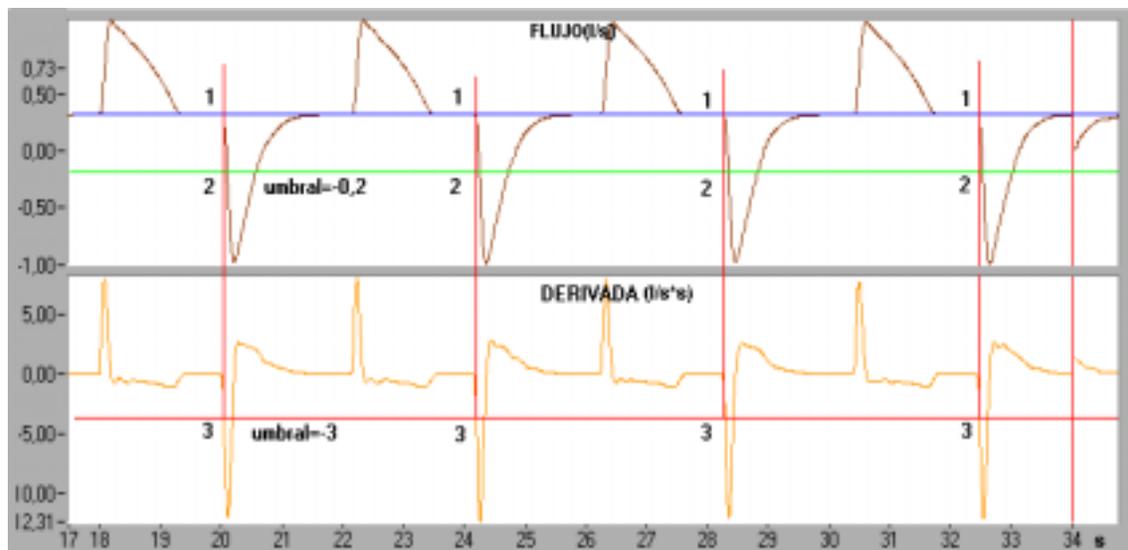


Fig. 9-32 Puntos notables en el comienzo de la espiración, con una señal con flujo cuadrado y offset positivo

En las figuras 9.30, 9.31 y 9.32 se observa que el algoritmo funciona de manera similar, tanto si el offset es positivo como si es negativo. Aunque puede apreciarse que existe mayor error respecto al umbral en el flujo cuando el offset es positivo.

Tiempo espiratorio (T_e) [s]

Es la diferencia entre T_{tot} y T_i .

Relación I/E (I/E) []

Es la relación existente entre el tiempo inspiratorio y tiempo espiratorio y se expresa como (1,x), donde x es el resultado del cociente: T_e/T_i .

Volumen corriente (Vc) [l]

Es el volumen corriente inspirado. Detecta la diferencia de volumen entre el final de la inspiración y el comienzo de la misma. Se resta respecto al volumen al comienzo de la inspiración.

Volumen minuto (V'E) [l/min]

Es el producto del volumen corriente por la frecuencia.

Flujo máximo (V'máx) [l/min]

Es el máximo del flujo en un periodo. Se calcula tomando el valor del flujo en el momento en que se detecta el comienzo de la inspiración, y actualizándolo si los valores siguientes son superiores a este.

Período inspiratorio útil (Ti/Ttot) []

Es el cociente entre el tiempo inspiratorio y el tiempo espiratorio.

PVA máxima (PVAmáx) [cmH₂O]

Es el máximo de la PVA en un período. Se calcula tomando el valor del PVA en el momento en que se detecta el comienzo de la inspiración, y actualizándolo solo si los valores siguientes son superiores a éste.

PVA meseta (PVAmes) [cmH₂O]

Es el valor de la PVA en el instante en que finaliza la pausa (o comienza la espiración) Este instante se detecta con el algoritmo usado en el cálculo del tiempo de pausa.

PEEP (PEEP) [cmH₂O]

Es el valor de la PVA al final de la espiración. En las señales registradas hemos visto que al final de la espiración, antes del comienzo del próximo ciclo se produce un descenso de corta duración en la PVA producido por el paciente, el cual no corresponde a la PEEP. Debido a este pico de presión, no es posible usar un algoritmo de cálculo que solo calcule el mínimo de la PVA en un período. En vez de eso se guarda en un buffer los valores de la PVA durante la espiración, y se calcula el valor medio de los valores correspondientes a la décima parte final de la espiración. Al considerar este promedio se reduce significativamente el error producido por el pico de presión, si se considerara únicamente los valores de la PVA al final de la espiración.

Complacencia dinámica (Cdin) [ml/cmH₂O]

La complacencia dinámica solo tiene sentido en caso que no haya pausa inspiratoria, y se calcula como:

$$C_{din} = V_c / (PVAmáx - PEEP)$$

Complacencia estática (Cest) [ml/cmH₂O]

La complacencia estática, en cambio se calcula en caso de que haya pausa. Se calcula como:

$$C_{din} = V_c / (PVAmes - PEEP)$$

Resistencia de a caja torácica (R) [cmH₂O*s/l]

Este parámetro también solo tiene sentido en el caso de que haya pausa y se calcula como:

$$R = (PV_{\text{máx}} - PV_{\text{mes}}) / V'_{\text{máx}}$$

Procesamiento: Cálculos involucrados en la Calibración

Los cálculos se realizan en la tarjeta RT para aprovechar la potencia de cálculo del procesador de la tarjeta.

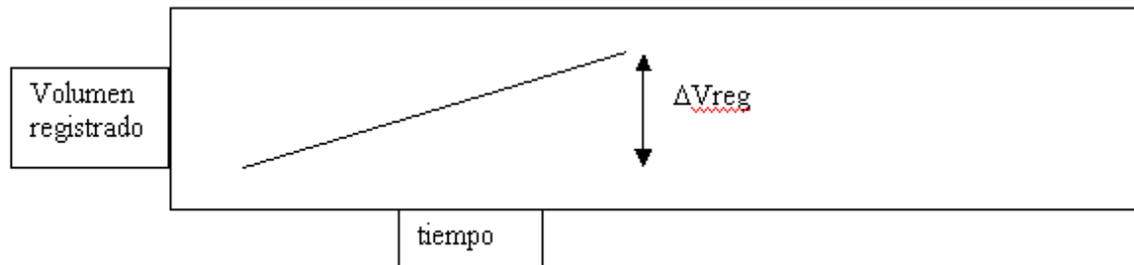


Fig. 9-33 Cálculo de ΔV_{reg}

Calibración del neumotacógrafo

Como vimos en las características del neumotacógrafo usado, la relación entre la diferencia de presión y el flujo resultante es aproximadamente lineal, por lo cual la tarea de calibración consiste en calcular la pendiente de esta recta.

Para ajustar dicha constante del neumotacógrafo se usa la señal de volumen, que es la integral del flujo, ya que la constante que afecta a ambas señales será la misma y es más sencillo generar un volumen conocido que un flujo conocido, ya que dicha constante afecta a ambas señales. En el caso que el volumen conocido sea de un litro, llamando K a la constante del neumotacógrafo, la idea es la siguiente:

Sea F = flujo

p = presión

K = constante del neumotacógrafo

Entonces: $F = K * p$; $V = \text{int}(F) = K * \text{int}(p)$; Donde $\text{int}(p) = \text{integral}(p)$

Como la señal de flujo monitoreada es originada por un neumotacógrafo sin calibrar, de constante m1, debemos tener en cuenta esto en el cálculo de la constante correcta, que llamamos K

En la figura 9.33 se observa la señal de volumen y al inyectar un litro a través del neumotacógrafo con una jeringa destinada a ese propósito (por lo tanto es necesario usar ese volumen para que la calibración diseñada funcione correctamente)

$V_{\text{reg}} = V_{\text{registrado}}$

Tenemos que:

$$m1 * \text{int}(p) = \Delta V_{\text{reg}}$$

$$K * \text{int}(p) = 1 \text{ litro}$$

donde m1 es el valor de constante del neumotacógrafo sin calibrar, luego el valor de constante de calibración será:

$$c = (1 \text{ litro}) / (\Delta V_{\text{reg}})$$

Y la nueva pendiente de calibración es:

$$K = m1*(1 \text{ litro}) / (\Delta V_{\text{reg}})$$

Procesamiento: Cálculos en el Escalado de señales

Los cálculos se realizan en la tarjeta RT para aprovechar la potencia de cálculo del procesador de la tarjeta

Además del escalado del measurement, MONICLI ofrece la posibilidad de hacer un escalado por software de las señales, pasándolas por rectas ingresadas por el usuario. Este ajuste se hace a través de la pantalla de calibración y es para hacer un ajuste fino de una posible descalibración del hardware, ingresando señales conocidas.

La operación realizada es

$Y = AS + B$, siendo Y la señal resultado, x la señal a escalar y A, B los parámetros ingresados por el usuario. Como son varios canales usamos una matriz con los coeficientes optamos con dicha matriz. Esta operación es realizada en la tarjeta RT

Procesamiento: Señal de Volumen

La otra señal generada es el volumen, que se obtiene integrando la señal de flujo. Luego esta señal es transmitida junto con las señales originales al Host PC.

Comunicación: TCP-IP

Luego de diversas pruebas, se llegó a la conclusión que los siguientes son valores adecuados para la transmisión TCP/IP, vinculando tamaño del paquete, tamaño del buffer y frecuencia de muestreo de los datos. La velocidad de transmisión es: $\text{velocidad} = \text{frecuencia de muestreo} / \text{tamaño de paquete transmitido}$. En la tabla 9.3, se observan los valores de la comunicación TCP/IP.

Frecuencia de muestreo (muestras / segundo)	100
Tamaño del buffer (muestras)	1000
Tamaño del paquete (muestras)	50
Velocidad de transferencia (paquetes segundo)	2

Tabla 9.3 Valores de la comunicación TCP/IP

Parámetros y señales enviadas desde ServidorTCP (tarjeta RT) al cliente host PC

Los parámetros enviados del Servidor al cliente son los siguientes:

- f
- Ttot medio
- Te medio
- Ti medio
- Volumen corriente medio

- Flujo medio
- Volumen minuto
- Período inspiratorio útil
- Scans read (tamaño del paquete)
- m del neumotacógrafo
- Te mec medio
- Ti mec medio
- Tpausa media
- Vc mec medio
- Vol minuto mec
- Período ins útil mec (Ti/Ttot)
- Presión de pico (PVA máxima) media
- Peep media
- Flujo insp máximo medio
- Presión media media
- Presión meseta media
- f mec
- Ttot mec medio
- I/E
- C cuasiestática
- C dinámica
- R vía aérea

Parámetros y señales recibidas por el ServidorTCP (tarjeta RT) desde el cliente host

Los parámetros enviados del Cliente al servidor son, además de algunas variable internas a los vi's:

- Matriz de escalado: Datos con el escalado manual de las señales.
- Ciclos a promediar: Control que indica en cuantos ciclos promediar los valores de los parámetros

Interfase de usuario

La interfase de usuario en el módulo de adquisición consta de 3 pantallas que son

- Pantalla de Configuración: En ella se seleccionan parámetros de visualización de las señales así como el ingreso de datos de paciente y nombres de archivo.
- Pantalla de Monitoreo: Se ven las señales elegidas con los parámetros correspondientes.
- Pantalla de Calibración: Es la pantalla en la cual se puede calibrar el neumotacógrafo, calibrar el hardware y escalar las señales.

En estas pantallas se diseñó una fácil visualización de los parámetros calculados para permitir al usuario una amplia variedad de opciones en cuanto a la elección de la cantidad de canales a ver en forma simultánea (se eligieron seis como máximo para tener un tamaño razonable en la pantalla) así como su ubicación en la pantalla y la elección libre de canales a grabar. En cuanto a los controles por parte del usuario, el acceso a las distintas funciones se hace mediante botones los cuales pueden ser

accionados mediante el mouse a mediante teclas especiales.

Grabado a disco: formato de grabado

El grabado a disco se hace en un archivo binario multiplexado, en el se graban encabezado y datos.

Los campos del encabezado son:

- Nombre del paciente
- Fecha de grabado
- Hora de grabado
- Frecuencia de muestreo
- Cantidad de canales
- Canales grabados
- Scans read (Tamaño del paquete TCP)

A continuación del encabezado se graban los datos con los canales multiplexados.

9.4 Módulo de análisis

En el módulo de análisis se levantan los datos grabados en disco y ofrece diferentes posibilidades de procesamiento de los mismos, entre las que se destacan a continuación en la figura 9.34

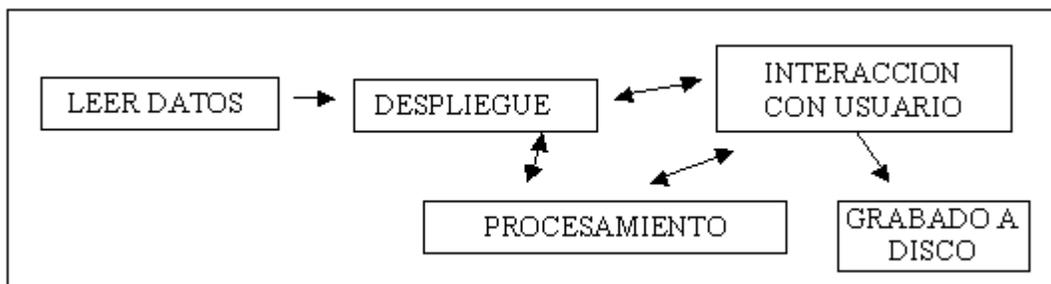


Fig. 9-34 Bloques del módulo de Análisis

Leer datos

Hace el desmultiplexado de los canales extrayendo el encabezado y los datos.

Despliegue

Despliega los canales guardados en el archivo así como los datos del paciente.

Interacción con el usuario

Se hace de diversas maneras a través de:

- Botones en la pantalla activado mediante mouse o teclado.
- Cursores en la pantalla de gráfico que permite seleccionar intervalos de la señal.
- Los llamados "Combos" que permite la selección de canales y de operaciones, tanto para hacer operaciones entre cursores como para hacer bucles.
- Botones que acceden a otra pantalla como es el caso la pantalla de Operaciones con las señales.

Procesamiento

Cálculo de parámetros entre cursores

En general los cálculos sobre la señal se hacen sobre el array que contiene a la señal y tomando los índices a partir de lo que el usuario elija con los cursores de la pantalla.

Los cálculos posibles son los siguientes:

- Valor: Corresponde al valor de la señal en la posición el cursor.
- Delta : Corresponde a la diferencia entre los valores señalados por dos cursores.
- Máximo y Mínimo: Máximo y mín en el intervalo entre los cursores.
- Pico a pico: Máximo –Mínimo.
- Integral: Integral según regla trapezoidal de la señal entre cursores.
- Pendiente: Derivada en el punto indicado.
- Tiempo: Valor de t en el punto indicado.
- Delta t : Entre cursores.
- Frecuencia (Hz): inverso de delta t.
- Resp/min Lo anterior pero en res/min.
- Coc frec EMG: Se calcula la potencia de la señales de EMG filtradas en la banda alta y baja definidas previamente. Las señales son filtradas con filtros digitales de Butterworth de orden 9. La potencia espectral se calcula como $(\text{Módulo}(\text{FFT}(\text{señal}))) / N * N$, donde N es la cantidad de muestras en un período.

Operaciones con las señales

También es posible, combinar de diversas formas las señales grabadas en disco.

Las combinaciones posibles son la siguientes:

- Suma de señales
- Resta de señales
- Multiplicación de señales
- Suma de una señal y una constante
- Resta de una señal y una constante
- Multiplicación de una señal por una constante
- Integración de una señal
- Derivación de una señal.

Diagrama de Campbell y cálculo de trabajo

Por medio del diagrama de Campbell, se calculan:

- Trabajo elástico: Es el área del triángulo determinado por los puntos 1, 2 y 3.
- Trabajo resistivo: Es el área entre la curva de la PES y la recta que une los puntos 1 y 2.
- Trabajo total: Es la suma del trabajo elástico y resistivo

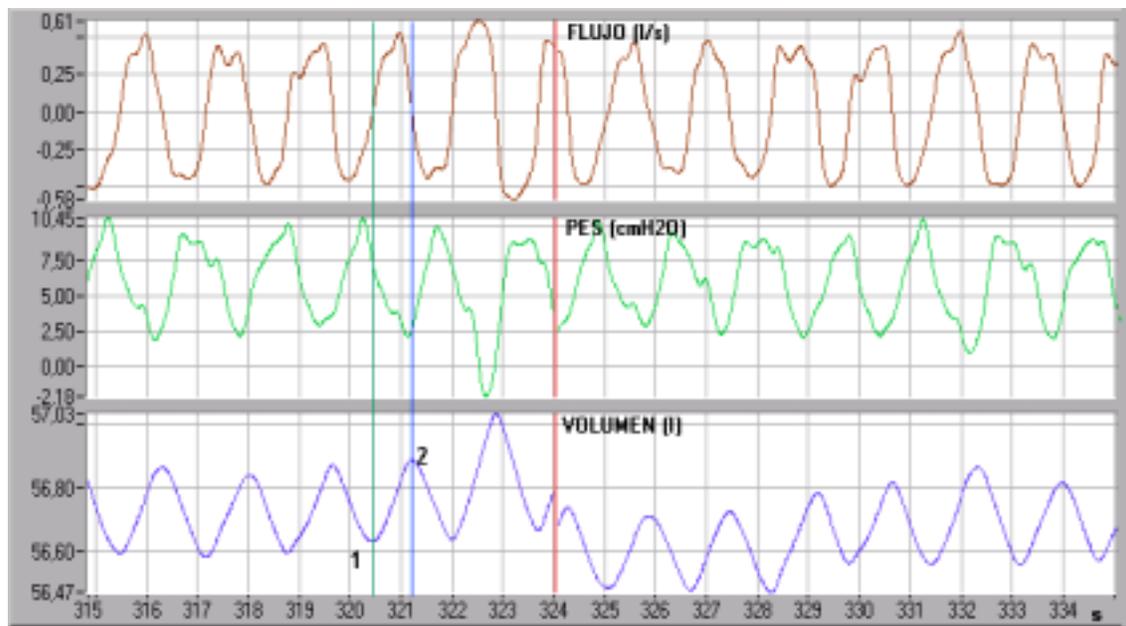


Fig. 9-35 Señales capturadas para realizar el Diagrama de Campbell

El diagrama de Campbell se calcula durante una inspiración del flujo (entre los puntos 1 y 2 de la figura 9.35), entre las curvas de PES y Volumen.

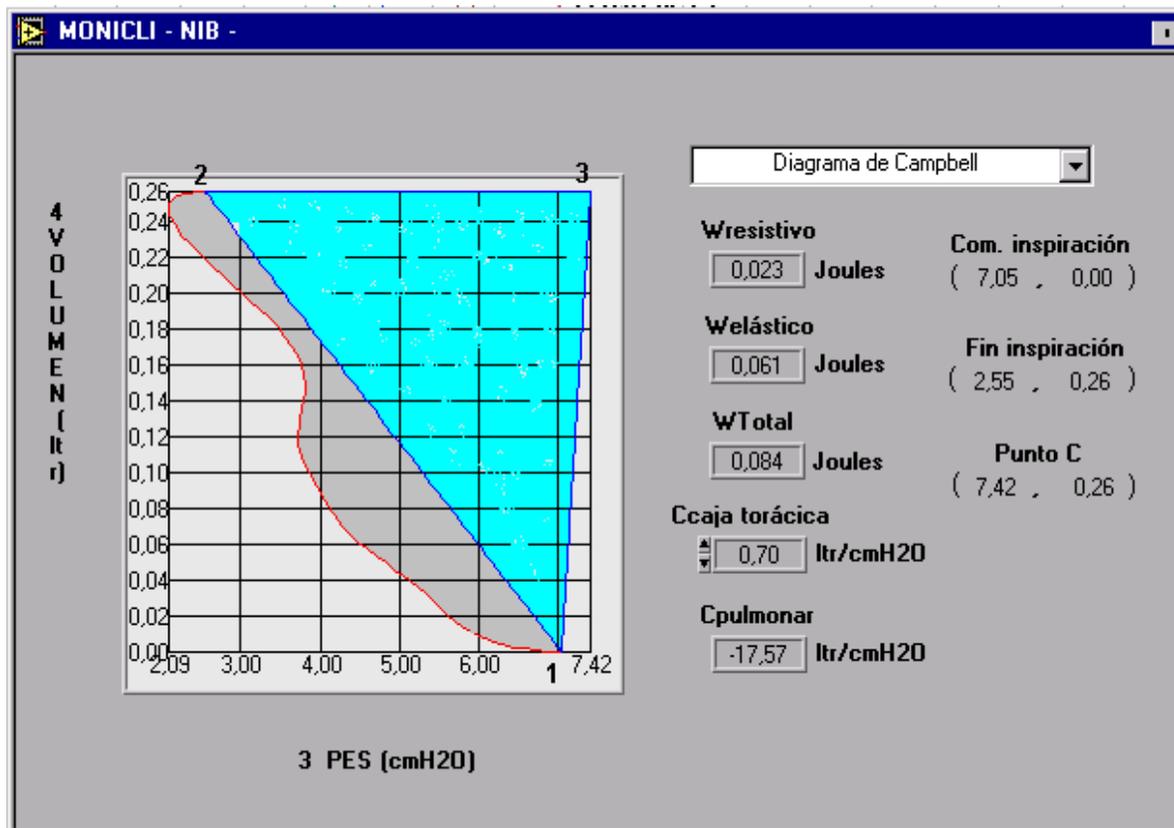


Fig. 9-36 Diagrama de Campbell

En la figura 9.36 se observa el diagrama de Campbell generado, allí el punto 1 indica el comienzo de la inspiración y el punto 2 el final de la misma. La compliance de la caja torácica es un parámetro ingresado por el usuario. Y es la pendiente de la recta entre los puntos 1 y 3. La compliance pulmonar se calcula como la pendiente de la recta entre los puntos 1 y 2. El punto 3 se determina como la intersección de la recta 1-3 y la paralela al eje x por el punto 2.

Grabado

Exportación a Excel

Para ofrecer compatibilidad con otros equipos, es posible seleccionar por medio de los cursores y exportar los datos a Excel.

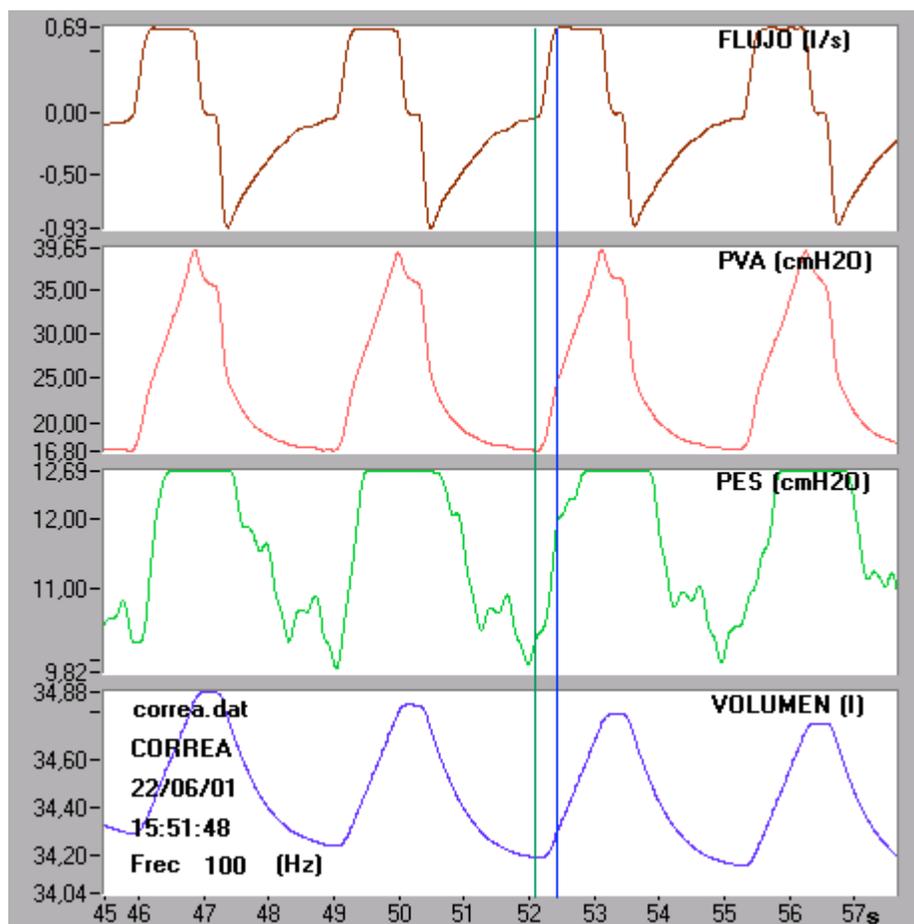


Fig. 9-37 Exportación de datos a Excel

TIEMPO (seg)	FLUJO (l/s)	PVA (cmH2O)	PES (cmH2O)	VOLUMEN (l)
0	-0,038	16,869	10,284	34,19
0,01	-0,037	16,864	10,31	34,19
0,02	-0,036	16,865	10,331	34,189
0,03	-0,034	16,873	10,347	34,189

0,04	-0,032	16,892	10,36	34,189
0,05	-0,027	16,927	10,37	34,189
0,06	-0,02	16,979	10,379	34,188
0,07	-0,008	17,052	10,387	34,188
0,08	0,009	17,148	10,396	34,188
0,09	0,031	17,264	10,407	34,189
0,1	0,058	17,401	10,421	34,189

Tabla 9.4 Tabla generada en Excel a partir de los datos capturados en la figura 9.37

En la figura 9.37 se observa un ejemplo de datos entre los cursores que fueron exportados y la tabla generada en Excel a partir de ellos (Tabla 9.4)

CAPITULO 10

MANUAL DE USUARIO

10. MANUAL DE USUARIO¹

10.1 Introducción

MONICLI es un sistema de tiempo real desarrollado con el propósito de monitorear, grabar y analizar señales respiratorias.

10.2 Conexión del sistema

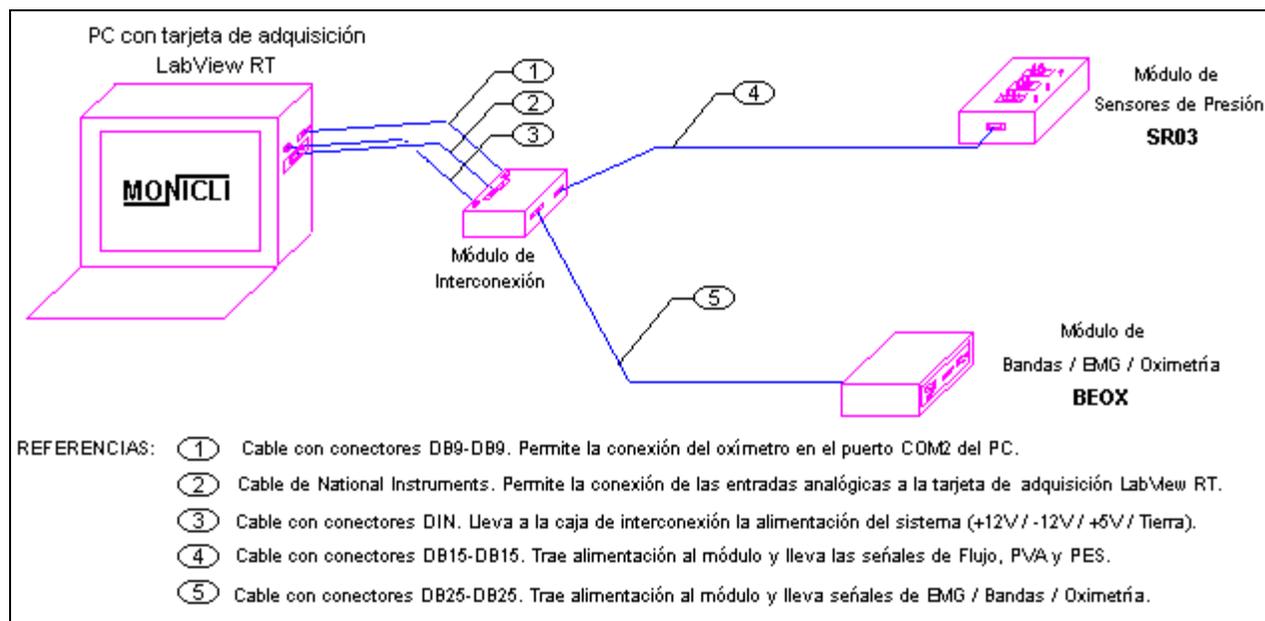


Fig. 10-1 Esquema general de conexión del sistema MONICLI

Conexión del Módulo de Interconexión al PC

1. Conecte el cable 1 entre el puerto COM2 del PC al conector DB9 en el módulo de interconexión.
2. Conecte el cable 2 entre el conector del Labview en la parte posterior del PC y el conector de 68 pines en el módulo de interconexión.
3. Conecte el cable 3 entre el conector DIN en la parte posterior del PC y el conector DIN en el módulo de interconexión.

Conexión del Módulo de Sensores de Presión

1. Conecte el cable 4 entre el conector DB15 en el módulo de interconexión y el conector DB15

¹ Este manual corresponde a la versión 1.0 de MONICLI, para ver una versión actualizada ver el manual en la pantalla inicial de MONICLI.

en el módulo de sensores de presión.

Conexión del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría

1. Conecte el cable 5 entre el conector DB25 en el Módulo de interconexión y el conector DB25 en el Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.

Conexión de Neumotacógrafo

1. Conecte el tubo de color azul (que va hacia el paciente) del neumotacógrafo en la entrada del sensor de presión correspondiente al flujo y etiquetada con la etiqueta azul en el Módulo de Sensores de Presión.
2. Conecte el otro tubo del neumotacógrafo en la otra entrada del sensor de presión etiquetada correspondiente al flujo en el Módulo de Sensores de Presión.

Conexión de Sensores de Presión

1. Conecte el tubo de PVA entre el respirador y la entrada del sensor de presión etiquetada como entrada correspondiente a la PVA en el Módulo de Sensores de Presión.
2. Conecte el tubo de PES entre el balón esofágico y la entrada del sensor de presión etiquetada como entrada correspondiente a la PES en el Módulo de Sensores de Presión.

Sensor de Oximetría

Conexión

1. Conecte el conector DB9 del Sensor de Oximetría en el conector DB9 en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.

Recomendaciones¹

El sensor está indicado para:

- Pacientes que pesan más de 20kg.
- Pacientes con actividad limitada.

No se recomienda para uso prolongado, a menos que se compruebe con frecuencia la integridad de la piel y que se cambie consecuentemente la zona de aplicación. Para monitorización de pacientes a largo plazo, utilice ya sea sensores desechables para un solo paciente o sensores tipo Wrap.

Modo de empleo¹

- Quite las uñas postizas o el esmalte al paciente, si corresponde.
- Introduzca el dedo en el sensor hasta que toque el retén. Cerciórese de que la parte inferior del dedo cubra el detector por completo.
- Si no logra colocar el dedo en la posición correcta, elija un dedo más pequeño o utilice otro sensor.
- Coloque el sensor en una posición que permita que el cable descansa a lo largo de la palma de la

¹ Extraído del manual del fabricante

mano. En esta configuración, la fuente luminosa queda en el lado de la uña y el detector en el lado inferior del dedo.

- Al conectar o desconectar el sensor de dedo al pulsioxímetro, sosténgalo por su conector en lugar de sujetarlo por el cable.

Advertencias¹

1. Puede que el uso prolongado del dispositivo o el estado del paciente requieran cambiar periódicamente la zona de aplicación del sensor. Cambie esta zona como mínimo cada cuatro horas y compruebe frecuentemente la integridad de la piel, el estado circulatorio y la alineación correcta.
2. Al seleccionar una zona de aplicación para el sensor, dé preferencia a una extremidad sin catéter arterial, manguito de tensión arterial o línea de infusión intravascular.
3. No utilice sensores mojados o dañados, porque pueden provocar quemaduras durante la electrocirugía o durante la aplicación de otros dispositivos eléctricos de alta frecuencia.
4. El uso indebido o la manipulación incorrecta pueden dañar el sensor o el cable; esto podría originar lecturas no fidedignas.
5. No altere ni modifique el sensor, ya que cualquier alteración o modificación puede afectar el rendimiento o la exactitud de las lecturas.
6. No utilice ningún sensor de oximetría al efectuar exploraciones de RMN. La corriente de conducción podría provocar quemaduras, y el sensor puede afectar la imagen de resonancia magnética. El explorador de RMN también puede afectar la exactitud de las lecturas de pulsioximetría.
7. Encamine el cable del sensor cuidadosamente, para impedir que el paciente se enrede o quede estrangulado.
8. La presencia de luz ambiental intensa afecta la operación del sensor. Si es necesario oscurezca el área del sensor (con una toalla quirúrgica, por ejemplo).

Limpieza y desinfección¹

No esterilice este sensor por irradiación, vapor no óxido de etileno. No sumerja este dispositivo en líquidos.

Antes de limpiar o desinfectar el sensor, desenchúfelo del monitor.

Limpie el sensor con un paño suave humedecido con agua o solución detergente suave. Para desinfectar el sensor, frótelos con alcohol isopropílico. Deje secar el sensor por completo después de limpiarlo.

Electrodos de EMG

Conexión

1. Conecte el conector del electrodo de referencia al conector central (REF) correspondiente a EMG en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.
2. Conecte los conectores de los otros dos electrodos a los conectores laterales correspondiente a EMG en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.

Instrucciones de uso

Al usar electrodos nuevos o que no fueron usados por varias semanas, para proveer la estabilización

¹ Extraído del manual del fabricante

inicial de los electrodos, sumergiéndolos en una solución normal salina (0.83% w/w) o una solución preparada al 1% (10g/l) de cloruro de sodio durante al menos tres horas.

La piel deberá estar limpia en el lugar donde se colocará el electrodo. La cavidad y la superficie del electrodo también deberán estar limpias y secas.

1. Limpiar la piel con alcohol isopropílico al 70 % frotándola con algodón, como se observa en la figura 10.2



Fig. 10-2 Desinfección de la piel para conexión de electrodos (tomado de Gereonics Inc.)

2. Despegar el adhesivo tirando desde la punta azul y pegarlo en el electrodo, cuidando dejar libre el centro de la cavidad como se observa en la figura 10.3



Fig. 10-3 Despegar el adhesivo que cubre el electrodo (tomado de Gereonics Inc.)

3. Poner suficiente gel electrolítico o crema para llenar la cavidad del electrodo. Chequear cuidadosamente que se hayan introducido burbujas de aire en la cavidad.

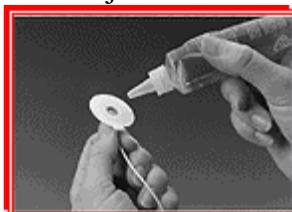


Fig. 10-4 Poner gel en la cavidad del electrodo (tomado de Gereonics Inc.)

4. Remover el segundo cubre adhesivo del electrodo y pegarlo sobre la piel limpia como se observa en la figura 10.5.



Fig. 10-5 Pegar el electrodo (tomado de Gereonics Inc.)

Limpieza

Inmediatamente después de retirar el electrodo, saque el adhesivo y limpie el gel o la crema usando agua destilada o deionizada. Sumerja el electrodo en agua destilada o deionizada hasta la próxima aplicación. No deje que el gel se seque en la cavidad del electrodo.

Si los electrodos se usan solo ocasionalmente, se formará una capa marrón sobre la superficie sensible del electrodo. Esta puede ser quitada con una solución de hidróxido de amonio.

Los electrodos pueden ponerse negros si están expuestos en forma continua a luz brillante, ya que la plata presente en el electrodo se oxida formando óxido de plata. Funcionará correctamente en estas condiciones, sin embargo es apropiado remover esta capa de óxido. Para prevenir, poner los electrodos que no estén en uso en una caja opaca y cerrada.

No limpie los electrodos con aguas jabonosas o abrasivos ya que los dañaría.

Desinfección

El siguiente método de desinfección es el recomendado por el fabricante, el mismo puede realizarse docenas de veces sin afectar su funcionamiento:

1. Obtenga una solución de hipoclorito de sodio al 5,25% (5,25% NaOCl y 94,25% agua)
2. Disuelva esta solución en agua en una relación 1:50.
3. Sumerja los electrodos durante 20 minutos, exceder mucho de este tiempo puede dañar el electrodo.
4. Retire los electrodos de la solución y enjuáguelos con agua destilada o deionizada.
5. Ponga los electrodos en una solución normal salina, para retornar a valores aceptables de ruido y voltajes de offset.

Bandas Toraco-Abdominales

Conexión

1. Conecte el conector negro de la banda torácica en el conector negro correspondiente a cinta tórax en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.
2. Conecte el conector rojo de la banda torácica en el conector rojo correspondiente a cinta tórax en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.
3. Conecte el conector negro de la banda abdominal en el conector negro correspondiente a cinta abdomen en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.
4. Conecte el conector rojo de la banda abdominal en el conector rojo correspondiente a cinta abdomen en el frente del Módulo de Bandas/EMG/Oximetría.

Instrucciones de uso

- Seleccione la cinta apropiada: número 1 (71-92 cm), número 2 (89-132 cm) o número 3 (112-165 cm).
- Las cintas deben ser colocadas con el logo de Gereonics visible.
- Para obtener mejores resultados, la tensión final de ajuste se debe de realizarse estiran sobre el cuerpo del paciente.

Limpieza

Las cintas con velcro pueden lavarse con una solución tibia de agua con detergente y secadas al aire. El sensor debe limpiarse con un paño suave humedecido. **NO DEBE SUMERGIRSE.**

10.3 Calibración de circuitería

La calibración del Módulo de Sensores de Presión posee un módulo específico en el software de Adquisición. Para ver el procedimiento, ver en la sección: pantalla de calibración.

El Módulo de Bandas/EMG/Oximetría posee una calibración del offset de las bandas. La misma es interna y se realiza por presets. Para acceder a ella se debe retirar la tapa superior del Módulo.

10.4 Programas

Introducción

El software MONICLI está diseñado para la Adquisición y Análisis de las siguientes señales :

- Flujo
- Presión de Vía Aérea
- Presión esofágica
- Oximetría de Pulso
- Bandas Toraco abdominales
- Electromiografía de superficie

Está dividido en cuatro módulos:

- Adquisición sin EMG
- Adquisición con EMG
- Análisis sin EMG
- Análisis con EMG

Posibilidades de los módulos de adquisición

Algunas de sus características son:

- Selección de la cantidad de señales a desplegar y su ubicación en pantalla, con un máximo de 6 señales, con nombre y unidades de cada una.
- Grabado de la configuración de visualización de despliegue de señales, permitiendo tener perfiles de usuario.
- Selección entre ventilación mecánica o espontánea.
- Despliegue de la señal de Volumen Respiratorio teniendo la opción de llevarla a cero a final de cada ciclo respiratorio.
- Despliegue de parámetros de acuerdo al tipo de ventilación.
- Despliegue de parámetros de Oximetría (Saturación de Oxígeno y pulso).
- Aviso en pantalla en el caso que el sensor de oximetría esté desconectado.
- Selección de señales a grabar.
- Selección de distintas opciones de grabado manual y automático.
- Grabado de nombre del paciente en el archivo de datos.
- Calibración de los sensores de las señales respiratorias.
- Calibración del Neumotacógrafo.

- Escalado de las señales.

En este módulo podemos distinguir cuatro pantallas claramente diferenciadas:

- Pantalla de Monitoreo: Visualización de las señales y sus parámetros, y grabado de las mismas
- Pantalla de Calibración: Calibración y escalado de las señales.
- Pantalla de Configuración: Selección de las opciones de visualización y grabado de señales.
- Pantalla de Bucles: Graficado de un bucle XY entre dos señales a elección.

Posibilidades de los módulos de análisis

Estos módulos pertenecientes al software Monicli, están diseñados para la visualización y manejo de señales grabadas con los módulos de Adquisición.

Este módulo permite:

- Obtener las señales grabadas.
- Seleccionar las que se desea visualizar.
- Hacer operaciones entre ellas (suma, resta, producto, sumar y restar constantes, multiplicar por constantes, derivar, integrar y filtrar).
- Obtener puntos notables o funciones entre los valores determinados por los cursores (valor, mínimo, máximo, pico a pico, tiempo, delta T, integral).
- Ampliar la imagen (zoom).
- Autoescalar las escalas vertical y horizontal de acuerdo a los valores de la señal.
- Graficar en dos dimensiones (bucles XY) entre 2 señales cualesquiera.
- Permite también el grabado a un archivo en formato planilla del intervalo de tiempo entre los cursores, de las señales en pantalla.

10.5 Inicio del programa MONICLI

Para iniciar el sistema MONICLI debe correr el programa llamado Monicli, a través del ícono de acceso directo en el escritorio o de la barra de inicio de Windows.



Moni.ico

Fig. 10-6 Ícono del MONICLI

Una vez ejecutado el programa aparece la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.7.

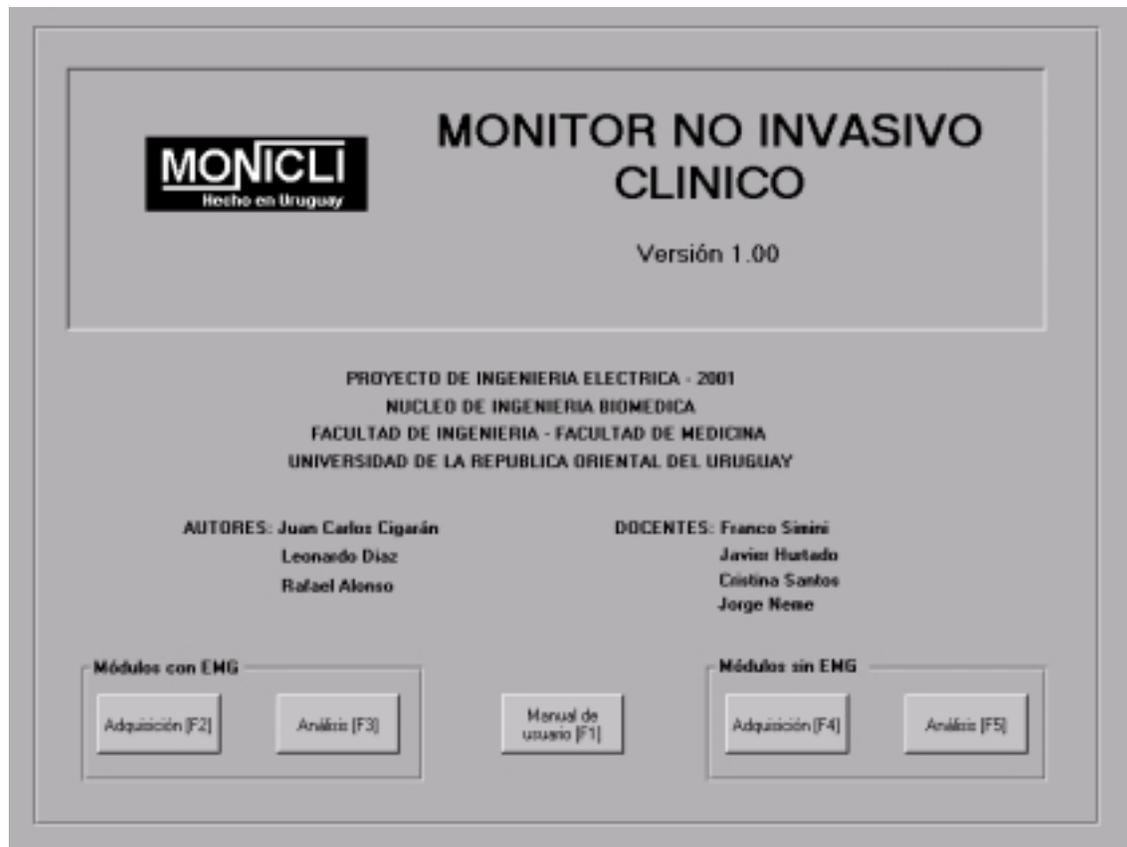


Fig. 10-7 Pantalla inicial del MONICLI

En la pantalla (ver Fig.10.7) aparecen los siguientes botones:

- Módulos con EMG – Adquisición: Accede al módulo de adquisición con EMG. Puede accederse con el mouse o presionando F2.
- Módulos con EMG – Análisis: Accede al módulo de análisis con EMG. Puede accederse con el mouse o presionando F3.
- Manual de usuario: Accede a este manual. Puede accederse con el mouse o presionando F1.
- Módulos sin EMG – Adquisición: Accede al módulo de adquisición sin EMG. Puede accederse con el mouse o presionando F4.
- Módulos sin EMG – Análisis: Accede al módulo de análisis sin EMG. Puede accederse con el mouse o presionando F5.

10.6 Módulo Adquisición sin EMG

Una vez seleccionado este módulo, se accede a la siguiente pantalla.

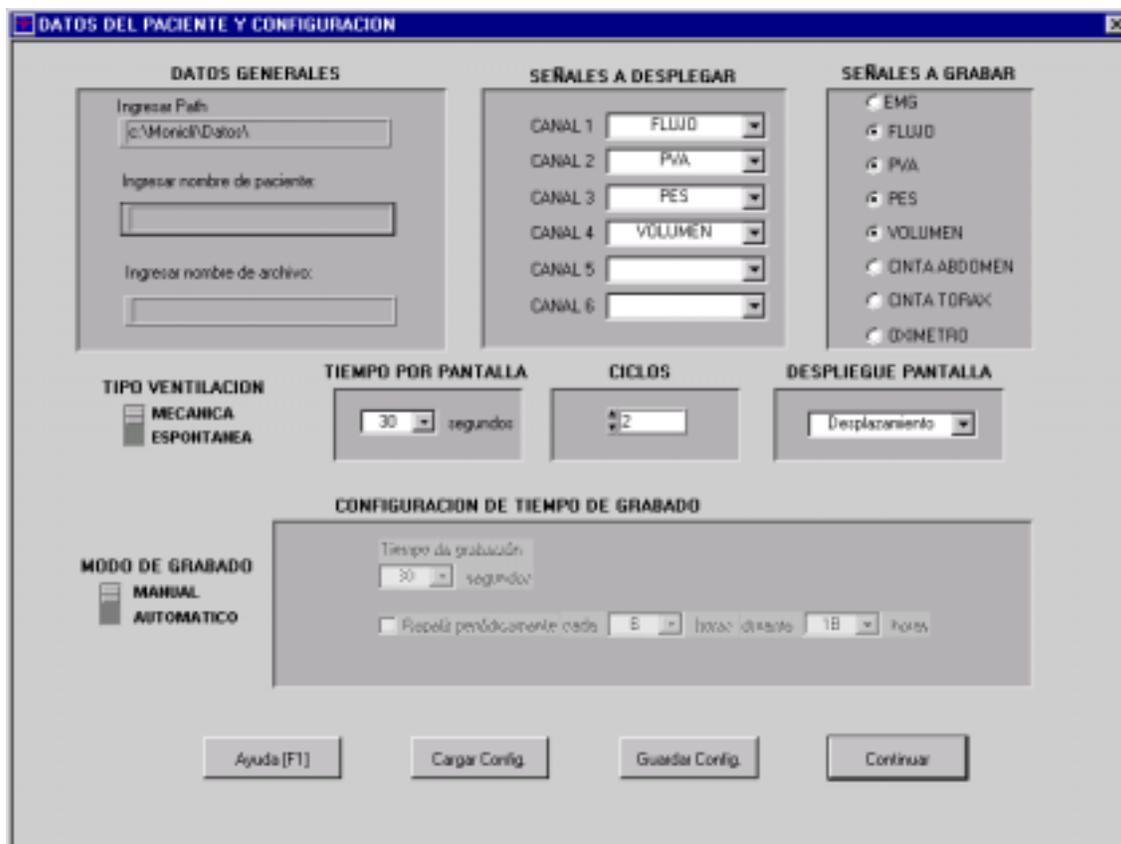


Fig. 10-8 Pantalla de ingreso de datos al módulo de Adquisición con EMG de MONICLI

En esta pantalla (ver Fig. 10.8) se establecen todos los parámetros del monitoreo, permitiendo cargar desde disco configuraciones hechas anteriormente o crear nuevas configuraciones personalizadas según las necesidades del usuario.

Esta pantalla consta de las siguientes secciones:

- Datos Generales: Correspondiente al ingreso de datos de paciente, directorio de archivos de grabado y nombre de archivo de grabado. El ingresar un nombre de archivo es obligatorio, de no hacerlo, el programa pedirá que lo haga. De ingresar un nombre de archivo ya existente, el programa preguntará si quiere rescribirlo o no.
- Señales a desplegar: Selección de las señales a desplegar en la pantalla de monitoreo.
- Señales a grabar: Selección de las señales a grabar en archivo.
- Tipo de Ventilación: Selección entre ventilación mecánica y ventilación espontánea.
- Ciclos: Selección de la cantidad de ciclos respiratorios a promediar.
- Tiempo por pantalla: Selección de la cantidad de segundos totales por pantalla
- Despliegue pantalla: Selección de los distintos modos de barrido en los gráficos.
- Modo de grabado: Selección del modo de grabado, manual, automático
- Configuración de tiempo de grabado: Activo únicamente en el modo automático de grabado
- Botones: Ayuda, Cargar Configuración, Guardar Configuración, Continuar.

Una vez conforme con los datos ingresados se selecciona el botón Continuar para comenzar el

monitoreo.

Hecho esto aparece la pantalla que aparece a continuación en la figura 10.9.

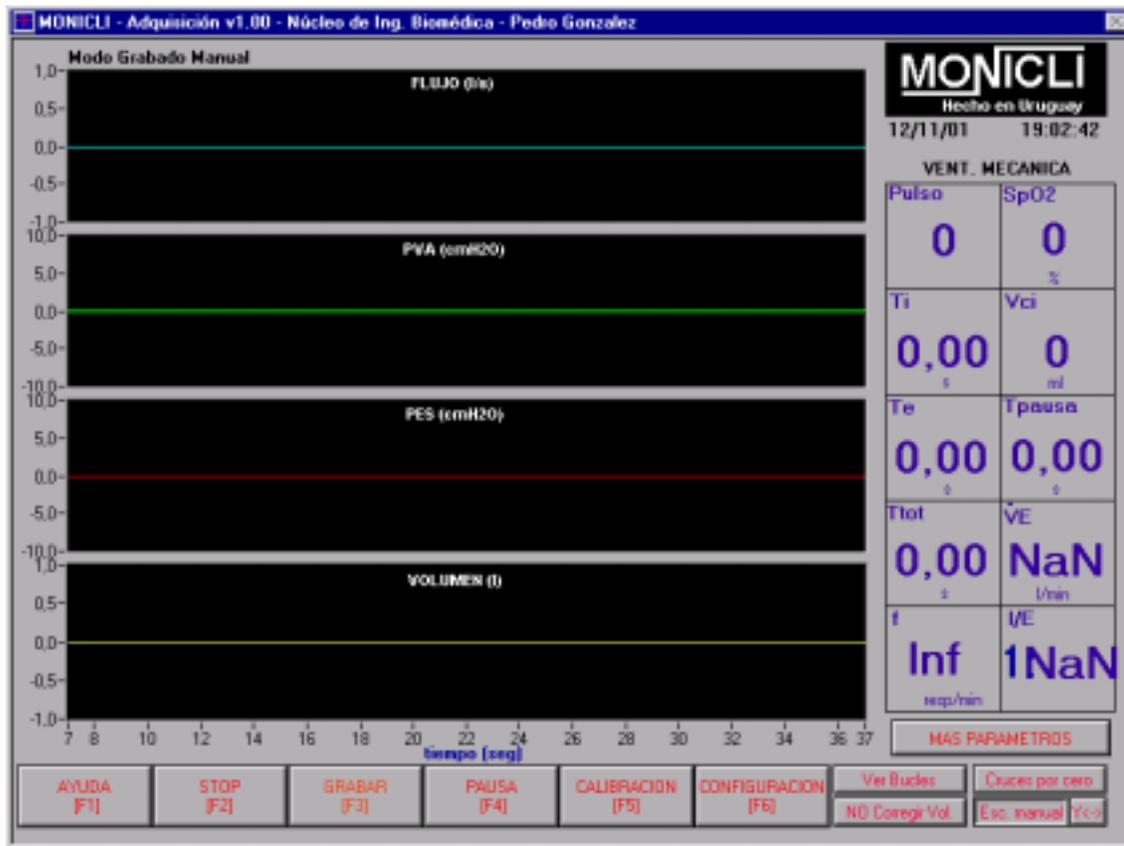


Fig. 10-9 Pantalla de monitoreo de Adquisición con EMG de MONICLI

En la pantalla que aparece en la figura 10.9 se despliegan las señales seleccionadas en la pantalla de configuración con el nombre indicado en la parte superior de cada gráfico.

Además se despliegan el día y hora actual, el nombre del paciente seleccionado, el tipo de ventilación y a la derecha parámetros ventilatorios, en respiración espontánea o mecánica. En el caso de haber seleccionado respiración mecánica el botón "Más Parámetros" hace que se desplieguen los demás parámetros calculados. También se despliegan los parámetros de saturación de oxígeno y pulso.

Además aparecen en la parte inferior los siguientes botones:

Ayuda

Este botón permite acceder a la ayuda.

Stop

Este botón detiene el programa.

Grabar

Comienza grabado de las señales especificadas en la configuración, durante el tiempo especificado en esa misma pantalla.

Durante el grabado el botón cambia de color y parpadea, además se despliega en la parte superior el nombre del archivo.

En el caso de haber seleccionado el grabado repetitivo el botón quedará inaccesible y aparecerá un indicador mostrando el modo de grabado.

El botón de grabado quedará accesible después de 10 segundos de inicializado el monitoreo.

El nombre de archivo que se está grabando en disco aparece en la parte superior del gráfico. El mismo es el nombre puesto en la pantalla de configuración seguido por un número que comienza en 01 y será incrementando cada vez que se grabe y no se cambie el nombre en la pantalla de configuración.

Pausa

Este botón permite congelar la pantalla al ser presionado.

Configuración

Se accede a la pantalla anterior la cual permite seleccionar una configuración guardada en disco o hacer una nueva.

Ver Bucles

Este botón despliega la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.10.

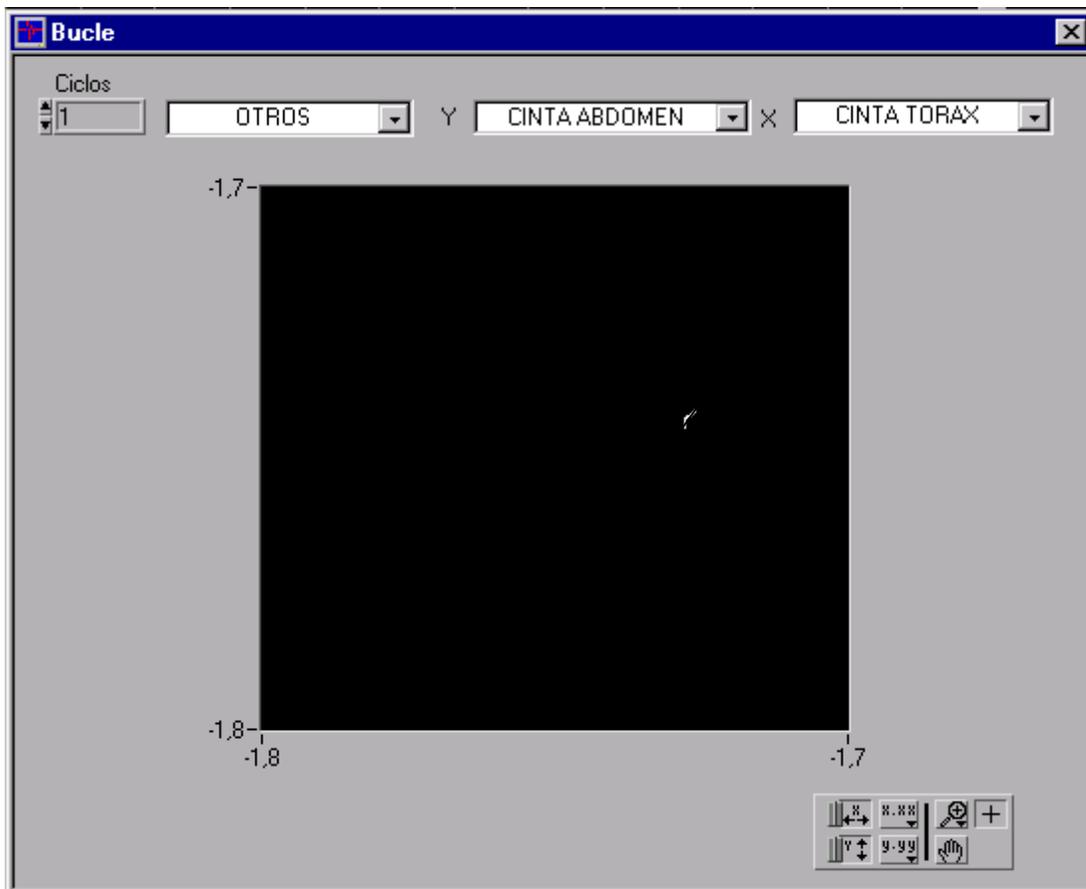


Fig. 10-10 Pantalla de Bucles en el módulo de adquisición de MONICLI

En la misma (ver figura 10.10) se puede seleccionar entre los siguientes bucles:

- Flujo - Volumen
- Volumen - PES
- Volumen - PVA
- Cinta Tórax – Cinta Abdomen
- Otros: Permite a través de combos la selección de las señales a graficar.

Corregir Volumen

Este botón hace que la señal de volumen comience en cero con cada ciclo respiratorio.

Se puede apreciar un salto en la señal de volumen ya que la integración numérica de la señal de flujo es afectada por el offset de la señal.

Cruces por cero/Ver grilla

Este botón permite dos acciones: Visualizar los cruces por cero en la señal de flujo anulando la grilla o visualizar la grilla anulando la visualización de los cruces por cero.

Escala auto/Escala manual

Permite la selección de escalado automático o manual.

Y<->

Este botón se habilita en el Modo de escala manual y permite el escalado automático en forma momentánea al ser pulsado.

Calibración

Permite acceder a las pantallas de calibración, en las cuales se hace la calibración de los sensores de FLUJO, PVA, PES; la calibración de los parámetros del neumotacógrafo; y el escalado de las señales. La misma está dividida en dos módulos que se acceden por medio de un combo ubicado en el extremo superior derecho:

- Calibración Sensores
- Calibración Neumotacógrafo.

Calibración Sensores

Este módulo, que se accede por el combo indicado anteriormente, permite acceder pantalla que aparece en la figura 10.11.

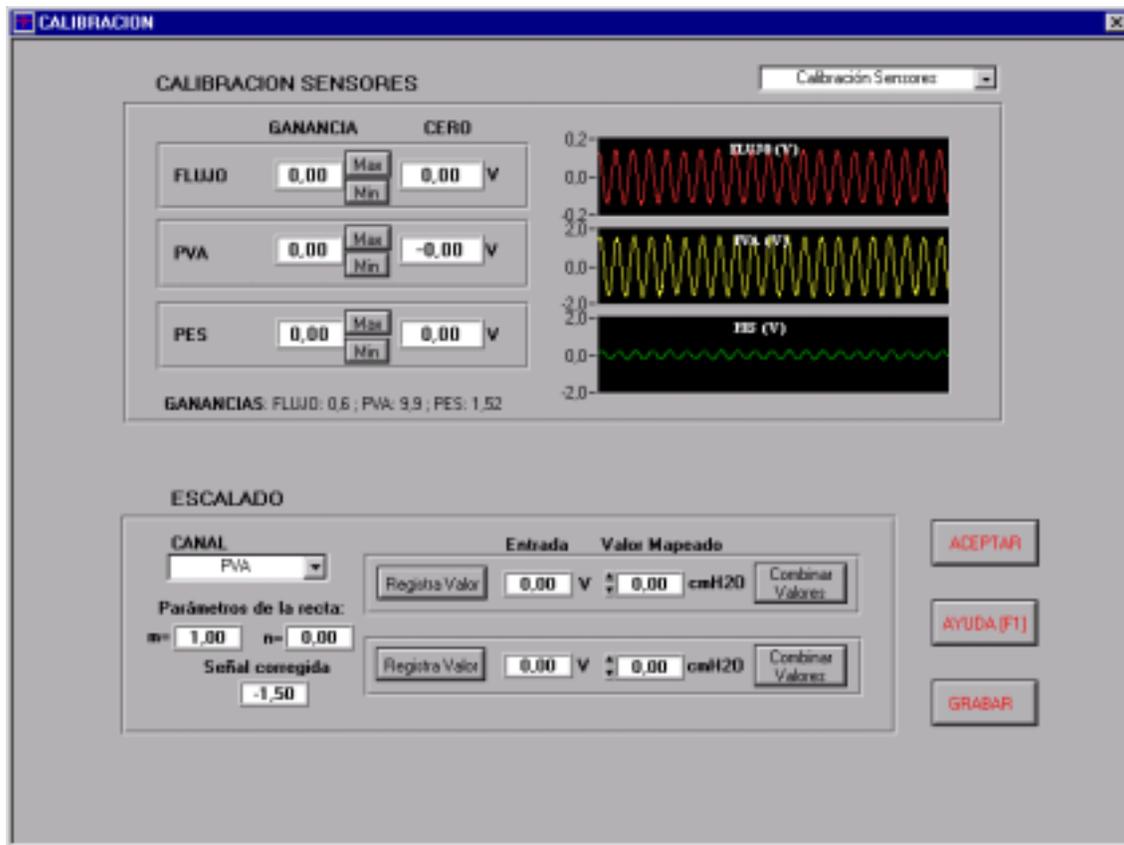


Fig. 10-11 Pantalla de calibración de sensores de MONICLI

Esta pantalla está dividida a su vez en dos módulos:

- Calibración de hardware
- Escalado de señales

Calibración de hardware

Esta ubicado en la parte superior de la pantalla.

Corresponde a la calibración de la "Ganancia" y del "Cero" de los sensores de FLUJO, PVA y PES.

Los valores indicados en el sector inferior para la ganancia de las tres señales son los que deben tratar de alcanzarse con el ajuste manual del hardware. El procedimiento de calibración lo ejemplificaremos con la calibración de Flujo. Primero se debe ajustar la ganancia y luego el cero.

Ajuste de Ganancia

1. Con la señal que se esta registrando apretar el botón "MIN"
2. Girar el preset indicado "Preset de ganancia" correspondiente a la señal de flujo en la caja de los sensores.
3. Apretar el botón "FLUJO" en la caja de los sensores (se ve un salto en la señal en el gráfico adjunto), mientras la señal esta en alto apretar el botón "MAX".
4. Se vera en el display de la pantalla el valor de la ganancia, el cual debe coincidir con el valor indicado en la parte inferior del cuadro.
5. En el caso que no coincida repetir el procedimiento desde el paso 1.

Ajuste de cero

1. Girar el preset indicado "Preset de Cero" correspondiente a la señal de flujo en la caja de los sensores hasta alcanzar ver en el display de la pantalla el valor más cercano a cero que sea posible.
2. Luego del ajuste de cero repetir el procedimiento de ajuste de ganancia para ver si se mantiene el valor, en caso contrario repetir el ajuste de ganancia y de cero.

Con las demás señales el procedimiento es similar.

Escalado de señales

Esta ubicado en la parte inferior de la pantalla.

Permite hacer un escalado lineal de la forma $y = mx + n$, permitiendo hacer un cambio de unidades.

Para este escalado es necesario poder generar dos valores conocidos de antemano para la señal de interés.

A partir de los dos valores conocidos se pueden obtener los valores de m y n.

El procedimiento es el siguiente:

1. Seleccionar la señal a escalar.
2. Generar el primer valor conocido para la señal.
3. Apretar el botón "RegistraValor"
4. Escribir el valor conocido de la señal en el display "Valor Mapeado"
5. Apretar el botón combinar valores.
6. Generar el segundo valor conocido para la señal.
7. Apretar el botón "confirma valor 2"
8. Escribir el valor conocido de la señal en el display "Valor Mapeado"
9. Apretar el botón combinar valores.

En caso de presionar el botón grabar, se grabarán en disco los valores.

Calibración del neumotacógrafo

Este módulo, que se accede por el combo indicado anteriormente, permite acceder a la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.12.

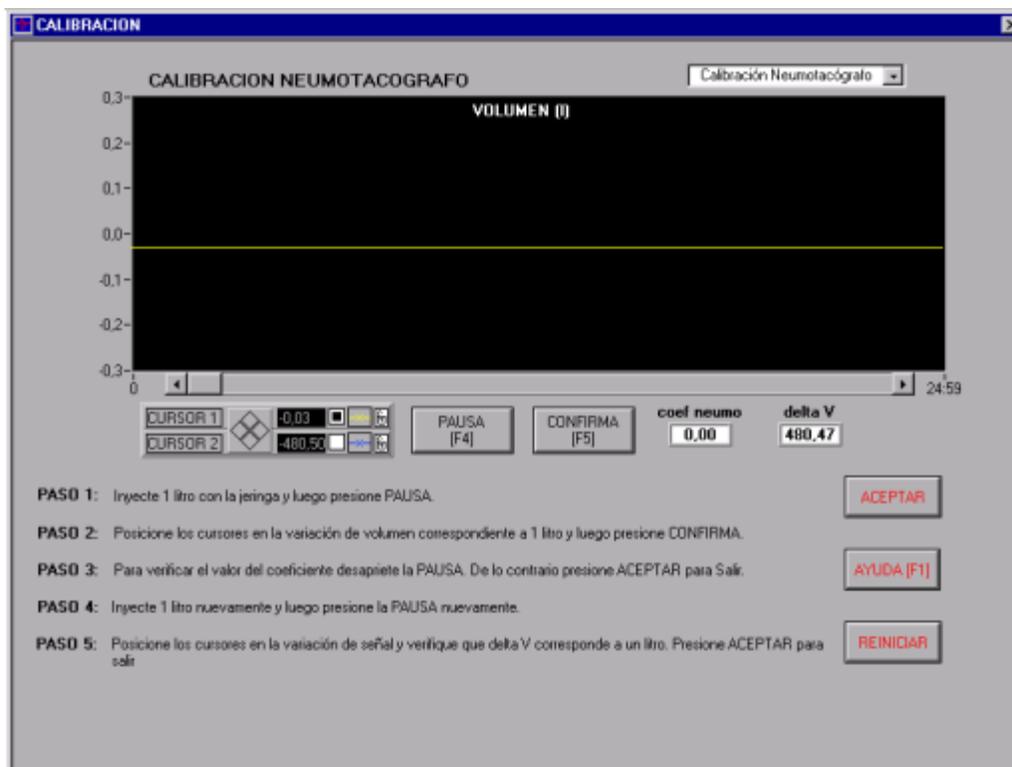


Fig. 10-12 Pantalla de calibración del neumotacógrafo de MONICLI

Este módulo permite la calibración del neumotacógrafo. La misma se realiza con la ayuda de una jeringa de 1 litro de volumen, la cual se conecta en la entrada del neumotacógrafo. En la pantalla aparece la señal de volumen y dos cursores para poder medir un delta V.

También aparecen dos indicadores: coef neumo y delta V, coef neumo muestra el valor del coeficiente calculado y delta V la distancia entre los cursores.

Además están los siguientes botones:

Pausa

Permite congelar la señal de volumen para poder medir con los cursores. Puede accederse a la misma con el mouse o tocando F4.

Confirma

Permite confirmar que la posición de los cursores es válida para hacer el cálculo del coeficiente. Puede accederse a la misma con el mouse o tocando F5.

Aceptar

Botón que indica que culminó la calibración. Para retornar a la pantalla de adquisición hay que cerrar la pantalla tocando la X en el extremo superior derecho.

Ayuda

Permite acceder a la ayuda

Reiniciar

Permite reiniciar la calibración en caso que se cometa algún paso mal o quiera realizarse nuevamente.

Los pasos a seguir para calibrar aparecen en pantalla en la medida que se realiza la calibración. Los mismos son los siguientes:

1. Inyecte 1 litro con la jeringa y luego presione PAUSA.
2. Posicione los cursores en la variación de volumen correspondiente a 1 litro y luego presione CONFIRMA.
3. Para verificar el valor del coeficiente desapríete la PAUSA. De lo contrario presione ACEPTAR para Salir.
4. Inyecte 1 litro nuevamente y luego presione la PAUSA nuevamente.
5. Posicione los cursores en la variación de señal y verifique que delta V corresponde a un litro. Presione ACEPTAR para salir.

Al presionar el botón CONFIRMA en esta pantalla, automáticamente se graba en un archivo de configuración el coeficiente del neumotacógrafo calculado. Este archivo se rescribe cada vez que se calibra y presiona el botón CONFIRMA, y es el archivo que será usado para levantar de disco la constante del neumotacógrafo cuando se reinicie otra vez el programa. Tener en cuenta que el valor dado por el fabricante para la constante de calibración es 1.91, pero esta varía con su uso.

10.7 Módulo Adquisición con EMG

Una vez seleccionado este módulo, se accede a la siguiente pantalla.

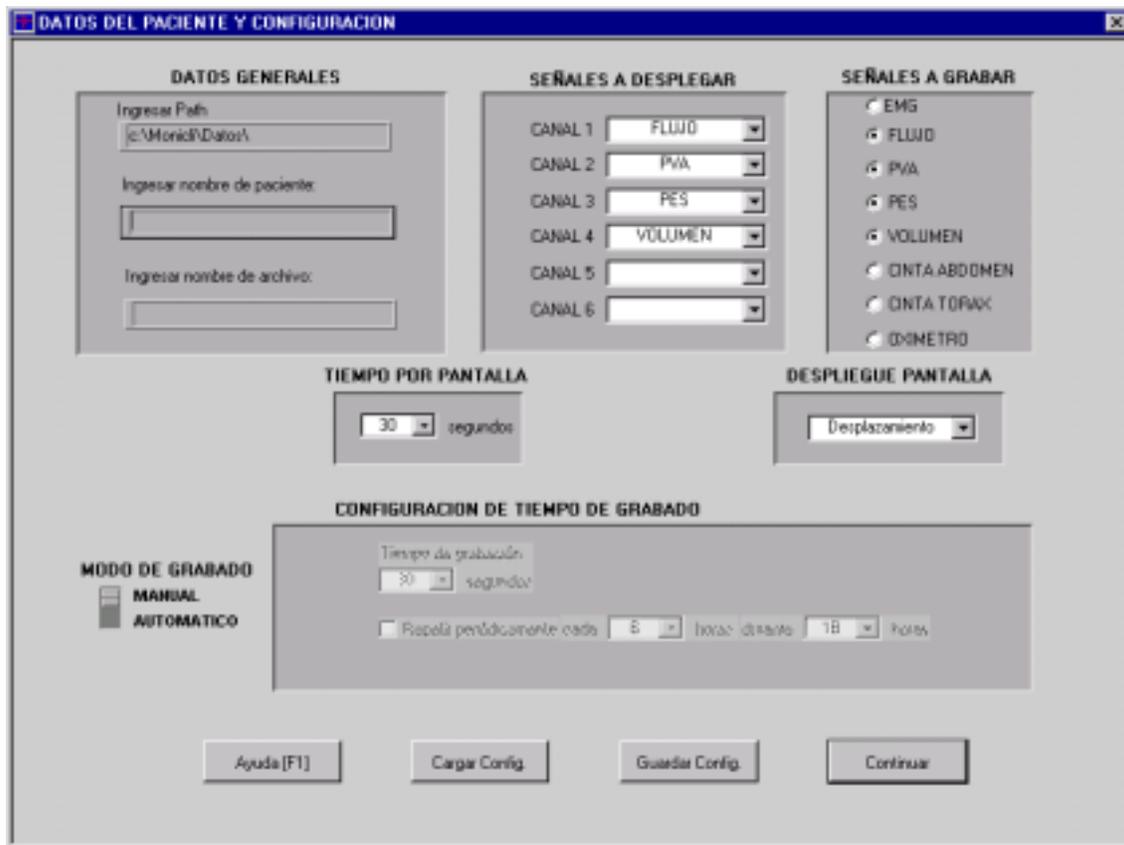


Fig. 10-13 Pantalla de ingreso de datos al módulo de Adquisición sin EMG de MONICLI

En esta pantalla se establecen todos los parámetros del monitoreo, permitiendo cargar desde disco configuraciones hechas anteriormente o crear nuevas configuraciones personalizadas según las necesidades del usuario.

Esta pantalla consta de las siguientes secciones:

- Datos Generales: Correspondiente al ingreso de datos de paciente, directorio de archivos de grabado y nombre de archivo de grabado. El ingresar un nombre de archivo es obligatorio, de no hacerlo, el programa pedirá que lo haga. De ingresar un nombre de archivo ya existente, el programa preguntará si quiere rescribirlo o no.
- Señales a desplegar: Selección de las señales a desplegar en la pantalla de monitoreo.
- Señales a grabar: Selección de las señales a grabar en archivo.
- Ciclos: Selección de la cantidad de ciclos respiratorios a promediar.
- Tiempo por pantalla: Selección de la cantidad de segundos totales por pantalla
- Despliegue pantalla: Selección de los distintos modos de barrido en los gráficos.
- Modo de grabado: Selección del modo de grabado, manual, automático
- Configuración de tiempo de grabado: Activo únicamente en el modo automático de grabado
- Botones: Ayuda, Cargar Configuración, Guardar Configuración, Continuar.

Una vez conforme con los datos ingresados se selecciona el botón Continuar para comenzar el monitoreo.

Hecho esto aparece la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.14.

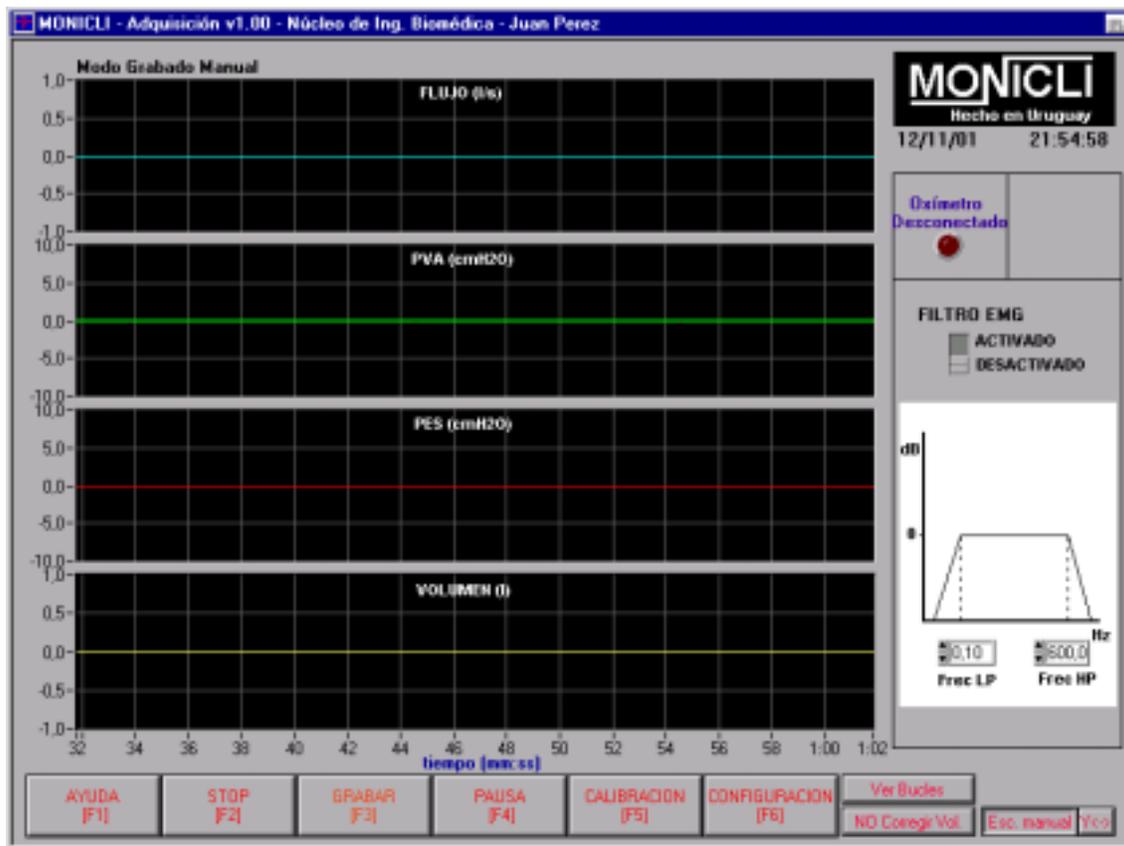


Fig. 10-14 Pantalla de monitoreo de Adquisición sin EMG de MONICLI

Aquí se despliegan las señales seleccionadas en la pantalla de configuración con el nombre indicado en la parte superior de cada gráfico.

Además se despliegan el día y hora actual, el nombre del paciente seleccionado, los parámetros de saturación de oxígeno y pulso y un selector llamado FILTRO EMG, el cual permita activar o desactivar un filtro pasabanda sobre la señal de EMG. Al estar activadas las frecuencias del filtro quedan fijadas en los selectores debajo del gráfico.

Además aparecen en la parte inferior los siguientes botones:

Ayuda

Este botón permite acceder a la ayuda.

Stop

Este botón detiene el programa.

Grabar

Comienza grabado de las señales especificadas en la configuración, durante el tiempo especificado en esa misma pantalla.

Durante el grabado el botón cambia de color y parpadea, además se despliega en la parte superior el

nombre del archivo.

En el caso de haber seleccionado el grabado repetitivo el botón quedará inaccesible y aparecerá un indicador mostrando el modo de grabado.

El botón de grabado quedará accesible después de 10 segundos de inicializado el monitoreo.

El nombre de archivo que se está grabando en disco aparece en la parte superior del gráfico. El mismo es el nombre puesto en la pantalla de configuración seguido por un número que comienza en 01 y será incrementando cada vez que se grabe y no se cambie el nombre en la pantalla de configuración.

Pausa

Este botón permite congelar la pantalla al ser presionado.

Configuración

Se accede a la pantalla anterior la cual permite seleccionar una configuración guardada en disco o hacer una nueva.

Ver Bucles

Este botón despliega la siguiente pantalla de bucles que aparece en la figura 10.10.

En la misma se puede seleccionar entre los siguientes bucles:

- Flujo - Volumen
- Volumen - PES
- Volumen - PVA
- Cinta Tórax – Cinta Abdomen
- Otros: Permite a través de combos la selección de las señales a graficar.

Corregir Volumen

Este botón hace que la señal de volumen comience en cero con cada ciclo respiratorio.

Se puede apreciar un salto en la señal de volumen ya que la integración numérica de la señal de flujo es afectada por el offset de la señal.

Escala auto/Escala manual

Permite la selección de escalado automático o manual.

Y<->

Este botón se habilita en el Modo de escala manual y permite el escalado automático en forma momentánea al ser pulsado.

Calibración

Se accede a la misma pantalla de calibración que en Adquisición sin EMG.

10.8 Módulo Análisis sin EMG

Una vez seleccionado este módulo, aparecerá una caja de diálogo de la cual se pedirá al usuario que seleccione el archivo de datos los cuales son del tipo “<Nombre de Archivo.dat>”, para seleccionar el archivo que queremos analizar. Una vez elegido, se accede a la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.15.

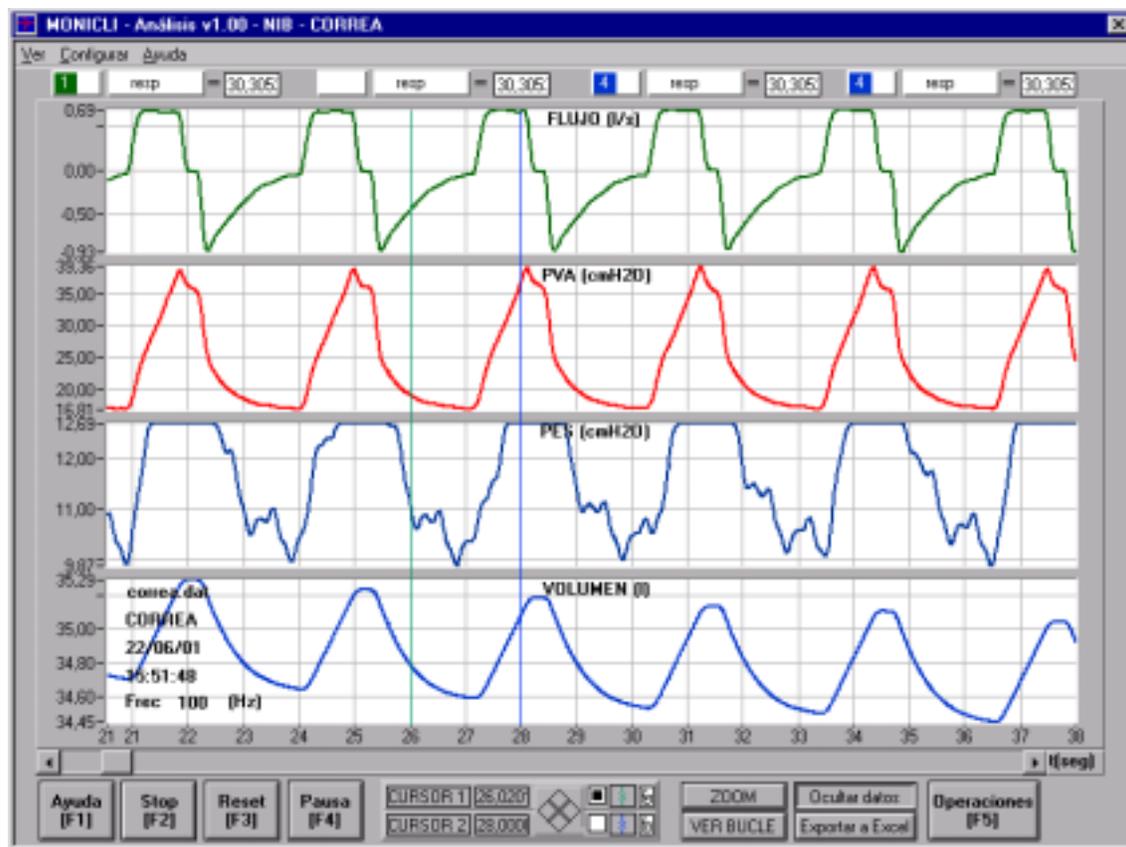


Fig. 10-15 Pantalla de principal del módulo de Análisis de MONICLI

A continuación se podrán ver las señales grabadas desplazándose en la pantalla, con el cursor de adquisición indicando el ultimo dato adquirido. Si se selecciona el botón reset se borra de pantalla lo adquirido hasta ese momento y continua la adquisición actualizando el eje de tiempo. En el caso de querer detener momentáneamente la lectura se debería apretar el botón Este módulo esta diseñado para la visualización y manejo de señales grabadas con el módulo MONICLI-Adquisición sin EMG.

El mismo permite:

- Obtener las señales grabadas.
- Seleccionar las que se desea visualizar.
- Hacer operaciones entre ellas (suma, resta, producto, sumar y restar constantes, multiplicar por constantes, derivar integrar y filtrar).
- Obtener puntos notables o funciones entre los valores determinados por los cursores (valor, mínimo, máximo, pico a pico, tiempo, delta T, integral).
- Ampliar la imagen (zoom).
- Autoescalar las escalas vertical y horizontal de acuerdo a los valores de la señal.
- Graficar en dos dimensiones (bucles XY) entre 2 señales cualesquiera.
- Hacer el diagrama de Campbell con cálculo de trabajo resistivo, elástico y total.
- Permite también el grabado a un archivo en formato planilla del intervalo de tiempo entre los cursores, de las señales en pantalla.

En esta pantalla, en el marco superior, puede observarse el nombre del paciente al cual pertenece el registro.

Se pueden visualizar además las señales registradas en el archivo, con nombre y unidades. Puede verse un máximo de hasta 8 señales simultáneamente. La escala del eje horizontal corresponde a tiempo en segundos. Si se desea apreciar algún intervalo de tiempo determinado se pueden modificar los valores extremos de la pantalla seleccionándolos con el mouse y colocando el valor deseado.

Ofrece la posibilidad de usar cursores, la posición de los mismos se puede determinar usando la "paleta de cursores" localizada en la parte inferior central de la pantalla. Dicha paleta ocupa el mismo lugar de la paleta de zoom. La ubicación de los cursores (en segundos) se puede apreciar en dicha paleta. Si la ubicación de los mismos no está en el rango de tiempo de interés, estos se pueden reubicar marcando con el puntero del mouse dichos valores y escribiendo los segundos correspondientes a la nueva ubicación. Al estar los cursores en el rango de interés estos pueden ser desplazados colocando el puntero del mouse (se verá cambiar la forma del puntero) sobre alguno de ellos y desplazándolo horizontalmente. Los colores de dichos cursores pueden ser modificados a voluntad usando la porción de la paleta indicada aquí.

Pueden cambiarse los colores y el grosor en los gráficos, a través del menú Configurar, submenú Colores en gráficos. Allí se accede a la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.16.



Fig. 10-16 Pantalla de configuración de colores en gráficos en el módulo de análisis de MONICLI

En la misma (ver figura 10.16) se puede elegir los colores y el grosor de todas las señales que aparecen en pantalla.

Además, se pueden hacer operaciones con los canales adquiridos en la zona delimitada por los cursores, o usando uno solo de ellos. Dichas operaciones usando los cursores se pueden realizar mediante los cuadros ubicados en la parte superior de la pantalla, sobre las señales. En ellos se selecciona la señal y la operación. El color de la señal se puede apreciar cubriendo el número que indica su posición en la pantalla de gráficos.

Las operaciones disponibles con un solo cursor son las siguientes:

- valor : indica el valor de la señal elegida

- pendiente: valor de la pendiente en el punto indicado por el cursor
- tiempo : indica al valor en segundos desde el comienzo de la adquisición hasta el punto indicado por el cursor.
- Las operaciones usando los dos cursores son:
- p-p : valor de la diferencia pico a pico entre el valor máximo y el valor mínimo alcanzado por la señal entre los cursores.
- delta: valor de la diferencia entre el punto indicado por el primer cursor y el indicado por el segundo cursor
- máximo : valor máximo de la señal entre los dos cursores
- mínimo :valor mínimo de la señal entre los cursores
- integral :valor de la integral de la señal entre los cursores
- delta T: intervalo de tiempo entre los cursores
- frecuencia : valor del inverso del tiempo entre los cursores

Para estas funciones es indiferente cual cursor está a la derecha y cual a la izquierda.

Además en la pantalla se observan los siguientes botones:

- Ayuda (F1): Despliega esta ayuda. Disponible también mediante la tecla F1
- Stop(F2): Detiene el programa. Disponible también mediante la tecla F2
- Reset(F3): Limpia la pantalla de gráficos hasta la posición actual del cursor de adquisición, tomando ese momento como el nuevo origen. Disponible también mediante la tecla F3
- Pausa(F4): Detiene la adquisición desde el archivo. Las operaciones con cursores se pueden efectuar en este modo. Disponible también mediante la tecla F4
- Zoom: Activa una “paleta de zoom” (que cubre la “paleta de manejo de cursores”) que permite hacer zoom de zonas elegidas, acercamiento hacia un punto central, alejamiento respecto a un punto central, autoescalar el eje horizontal o vertical, aumentar o disminuir los dígitos en el eje horizontal. Al activarse se dejan de ver los cursores. Al estar desactivo se aprecia la “paleta de manejo de cursores” que permite posicionar los cursores y hacer las operaciones mencionadas en la sección anterior.
- Ver Datos Paciente: Se despliega en la parte inferior del gráfico los siguientes datos del paciente: nombre paciente, fecha de la adquisición, hora de inicio de la primera adquisición, frecuencia de muestreo en Hertz de la señal adquirida. También se accede a través del menú Ver.
- Ver Grilla: Activa la grilla en la pantalla de gráficos. También se accede a través del menú Ver.
- Exportar a Excel: Al seleccionar éste botón, permite grabar en disco un archivo en formato excel los valores de las señales desplegadas en ese momento en pantalla. La porción de señal que graba es la que corresponde al intervalo de tiempo entre los dos cursores. Esta opción se habilita luego de haber adquirido completamente la señal. Al apretar este botón se desplegará una caja de diálogo permitiendo elegir el nombre del archivo y el lugar de destino. En el archivo destino se grabará la siguiente información: nombre de la señal grabada en la primera fila de cada columna, tiempo en segundos tomando como cero el instante indicado por el primer cursor, valores de todas las señales desplegadas en la pantalla en ese momento.
- Ver bucle: Botón para acceder a una pantalla donde se pueden realizar gráficos XY o realizar el diagrama de Campbell. Esta pantalla se explica más adelante.
- Operaciones(F5): Permite acceder a una pantalla para realizar operaciones entre señales. Este botón quedará accesible luego de haber leído todo el archivo del disco. La pantalla a la que se accede es la siguiente es la que aparece en la figura 10.17.

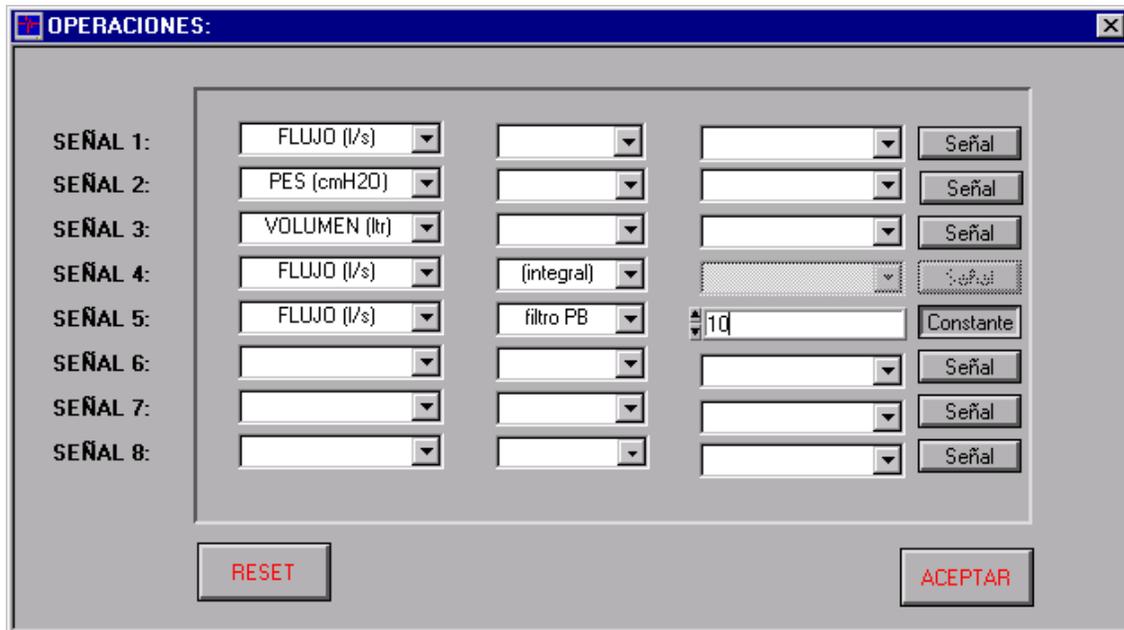


Fig. 10-17 Pantalla de Operaciones en el módulo de análisis de MONICLI

Para proceder a hacer operaciones con esta pantalla se debe seleccionar la señal con la que se interesa operar en el primer casillero (en la lista que aparece al seleccionar con el puntero del mouse sobre ese casillero), luego la operación que se desea realizar en el casillero siguiente a la derecha. El ultimo casillero puede ser otra señal con la que se quiere operar o puede ser una constante numérica. Por defecto aparece la lista de señales disponibles, en el caso de desear operar con una constante se debe apretar el botón a la derecha indicado como "Señal". En el caso de querer seleccionar solo una señal, los otros casilleros pueden quedar vacíos. Las señales disponibles en la lista son las que se estaban desplegando hasta ese momento. Pueden ser las señales originales guardadas en el archivo o señales ya transformadas mediante alguna operación. En caso de querer seleccionar las señales originales se dispone del botón RESET el cual actualiza la lista de tal manera que las señales que se despliegan son sólo las originales guardadas en el archivo. En este caso se perderán las transformadas si las hubiera.

Las operaciones posibles son: suma, resta, multiplicación, integral, y derivada. En el caso de la integral y la derivada, quedará inaccesible la opción para otra señal o constante. Es de hacer notar que las señales elegidas en esta pantalla son las que luego estarán accesibles en la pantalla de gráficos eliminando las anteriores. En el caso que se desee preservar alguna señal, con la cual no se desee hacer operaciones, esta debe ser seleccionada en alguno de los casilleros de la izquierda.

Para cerrar esta ventana se debe apretar el botón ACEPTAR y luego cerrar la pantalla con el indicador X en la esquina superior derecha de la pantalla. Al cerrar esta pantalla se actualiza la "Pantalla de gráficos", con las selecciones elegidas, pudiéndose visualizar el gráfico y el nombre la operación efectuada. Sobre esta nueva señal vuelven a estar disponibles todas las operaciones con cursor detalladas en las otras secciones.

El último botón que aparece en la pantalla principal del módulo de Análisis, es el Ver Bucle, a través de él se puede acceder a las pantallas de bucles, en la cual se puede ver el gráfico XY o el diagrama de Campbell entre los cursores de las señales de interés. La misma está dividida en dos módulos que se acceden por medio de un combo ubicado en el extremo superior derecho:

- Gráfico XY
- Diagrama de Campbell

Al elegir Gráfico XY se despliega la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.18.

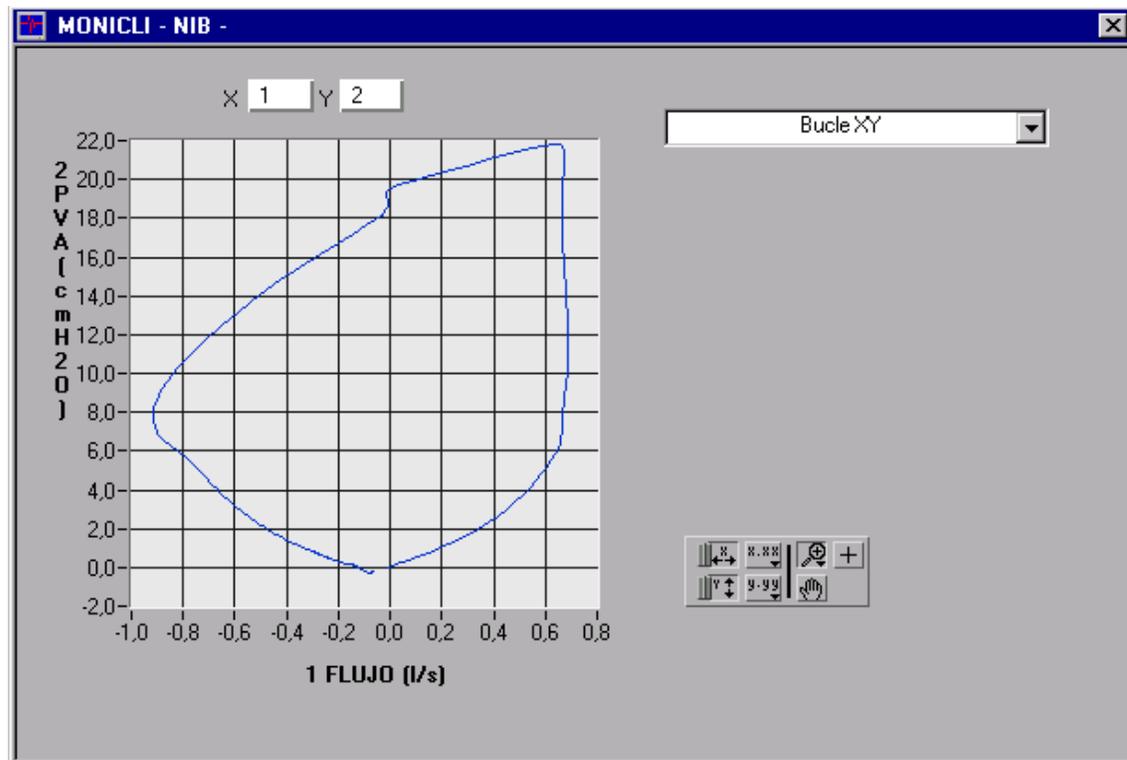


Fig. 10-18 Pantalla de bucles en el módulo análisis de MONICLI

En la pantalla (ver figura 10.18) aparecerán dos combos, para seleccionar las señales a graficar. La señal indicada por X le corresponderá el eje horizontal y la indicada por Y el eje vertical. Al elegir Diagrama de Campbell se despliega la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.19.

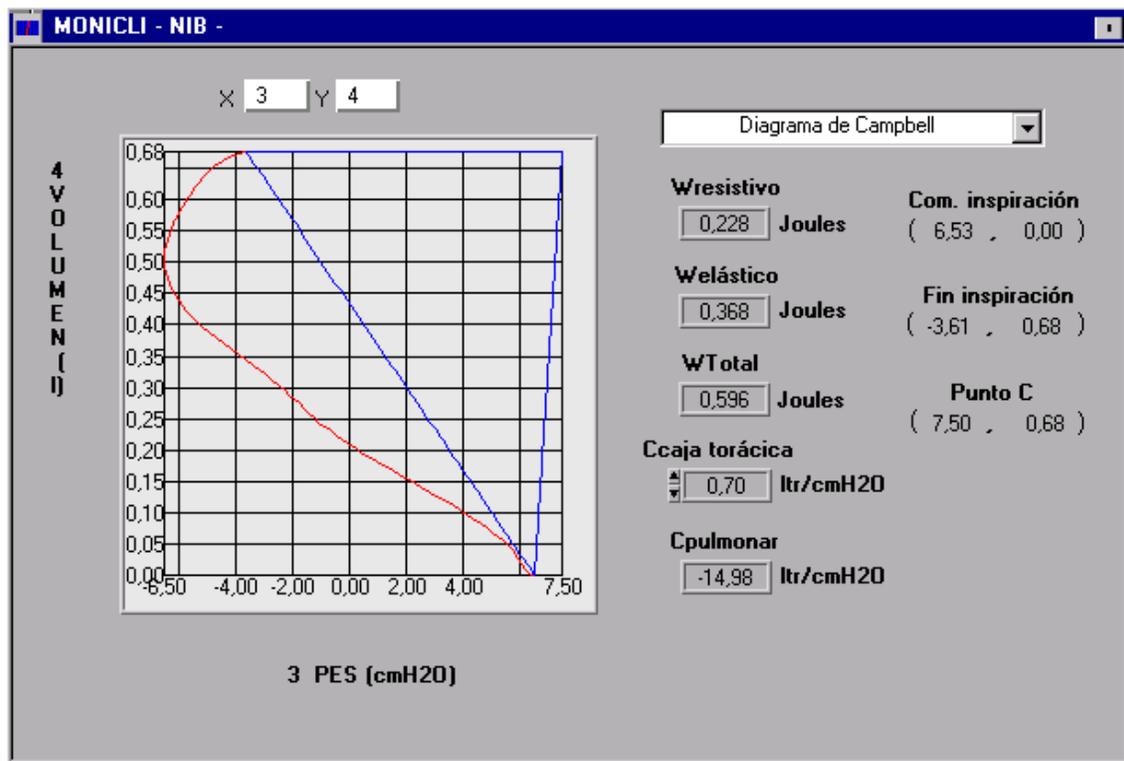


Fig. 10-19 Diagrama de Campbell en el módulo de análisis de MONICLI

En el caso de elegir Diagrama de Campbell aparecerá una nueva pantalla con el gráfico correspondiente (ver figura 10.19) y valores de puntos notables. Para construir en forma correcta el gráfico se debe ingresar el valor de la Complacencia de la caja torácica. En el gráfico se puede apreciar las señales elegidas y el triángulo correspondiente a la complacencia elástica.

Se despliega las coordenadas de los puntos de comienzo de inspiración, fin inspiración, el punto de fin de la línea correspondiente a complacencia de la caja torácica, el trabajo resistivo, el trabajo elástico, trabajo total.

Para hacer desaparecer la pantalla de bucles se debe apretar el botón en la pantalla principal (que se encontrará debajo de la pantalla de bucles) que en ese momento estará mostrando el mensaje "Ocultar" y luego presionar la X en el extremo superior derecho para cerrar la pantalla.

10.9 Módulo Análisis con EMG

Este módulo es similar al Análisis sin EMG, permite levantar las señales grabadas con el módulo adquisición con EMG y agrega una operación más entre cursores para calcular el cociente de frecuencias entre las bandas alta y baja en la señal de EMG. Esta operación se accede en los combos ubicados en la parte superior y se llama coc. frec. y calcula el cociente de frecuencias para el trozo de señal ubicado entre los cursores.

Para fijar las frecuencias de las bandas alta y baja, se accede por el menú Configurar, submenú Frec de Bandas EMG y se abra la siguiente pantalla que aparece en la figura 10.20.

En la misma se setean las frecuencias de las bandas alta y baja para el cálculo del cociente de frecuencia.

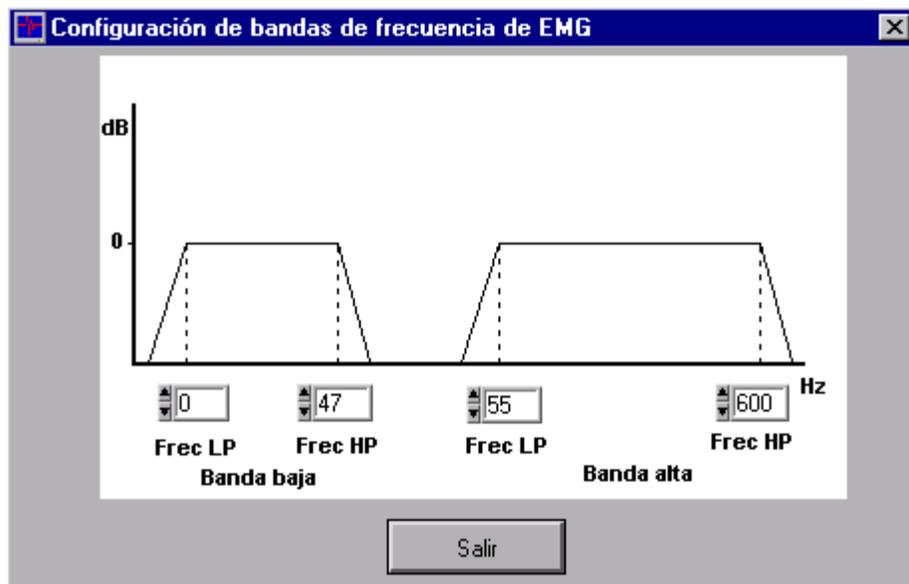


Fig. 10-20 Pantalla de seteo de frecuencias para cociente de potencias de EMG

CAPITULO 11
COSTOS Y TIEMPOS

11. COSTOS Y TIEMPOS DEL PROYECTO

11.1 Introducción

En este capítulo se realizará un análisis de los costos y tiempos insumidos en el proyecto e implementación del MONICLI. La planificación inicial fue de 2790 horas, según la especificación del 23 de mayo del 2000. Se describen los tiempos de desarrollo detallado por tareas, así como la evolución del peso de las mismas a lo largo del tiempo de desarrollo. Por último se analizan los costos para una producción en serie futura del MONICLI.

11.2 Tiempos

El esfuerzo de desarrollo fue registrado a lo largo del proyecto en una base de datos en Microsoft Access, que permitió tener organizada la información. El tipo de tareas fue clasificado de acuerdo a lo que se indica en la tabla 11.1. En la misma se aprecia un cuadro comparativo entre las horas previstas y las que realmente insumió el proyecto.

	REAL		PREVISTO		DIFERENCIA	
	Horas Hombre	%	Horas hombre	%	Horas hombre	%
Búsqueda de información	140	3%	390	14%	-250	-11%
Elección de la tecnología	42	1%	150	5%	-108	-4%
Diseño de hardware	481	12%	540	19%	-59	-7%
Contrucción del prototipo	565	14%	120	5%	445	9%
Diseño de software	1922	48%	750	27%	1172	21%
Documentación	481	12%	540	19%	-59	-7%
Otros	399	10%	300	11%	99	-1%
HH totales	4030	100%	2790	100%	1240	

Tabla 11.1 Tiempos en horas hombre según tareas y diferencias con los previsto

Podemos ver que el volumen en Horas-Hombre fue ampliamente superado, debido en parte al costo en horas en lograr un ajuste de los algoritmos de cálculo en tiempo real y a mejorar la interfase de usuario. En cambio la distribución de tareas resultó similar a lo previsto en casi todas las tareas a excepción del diseño de software, por los motivos comentados anteriormente.

En las Tablas 11.2 y 11.3 se presentan los tiempos insumidos por los distintas tareas discriminadas mensualmente. En la Figura 11.1 se grafican las horas-hombre discriminadas mensualmente y en la Figura 11.2 discriminadas por tareas.

	may-00	Jun-00	jul-00	ago-00	Sep-00	oct-00	nov-00	dic-00	ene-01	feb-01
Búsqueda de información	42	21		41	30					
Elección de la tecnología	35	3							4	
Diseño de hardware		1		8	69	14	49		80	13
Contrucción del prototipo				83	100					
Diseño de software			5	9		246	189	89	176	193
Documentación	13				1		9	35	26	7

Otros	23	1	2	8	15	17	26	6	10	41
HH p/mes	113	26	7	149	215	277	273	130	296	254

Tabla 11.2 Horas hombre por mes según tareas (Mayo 2000-Feb. 2001)

	Mar-01	abr-01	may-01	Jun-01	jul-01	Ago-01	sep-01	oct-01	nov-01	HH p/tarea
Búsqueda de información				6						140
Elección de la tecnología										42
Diseño de hardware	27	22		32		151			15	481
Contrucción del prototipo				27		20	83	101	151	565
Diseño de software	261	122	89	119	36	125	115	123	25	1922
Documentación	5	16	6	26		20	90	72	155	481
Otros	27	57	30	31	6	16	22	23	38	399
HH p/mes	320	217	125	241	42	332	310	319	384	4030

Tabla 11.3 Horas hombre por mes según tareas (Marzo2001-Nov2001)

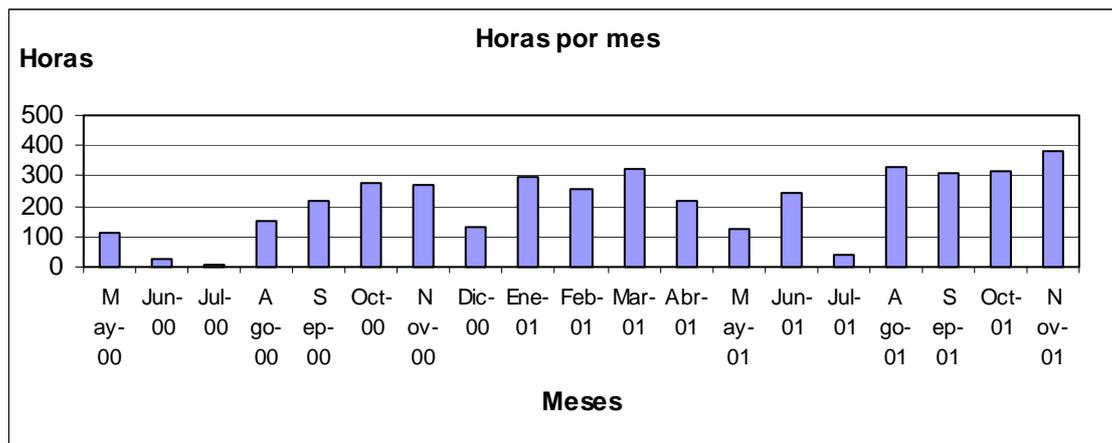


Fig. 11-1 Tiempos horas-hombre discriminadas mensualmente

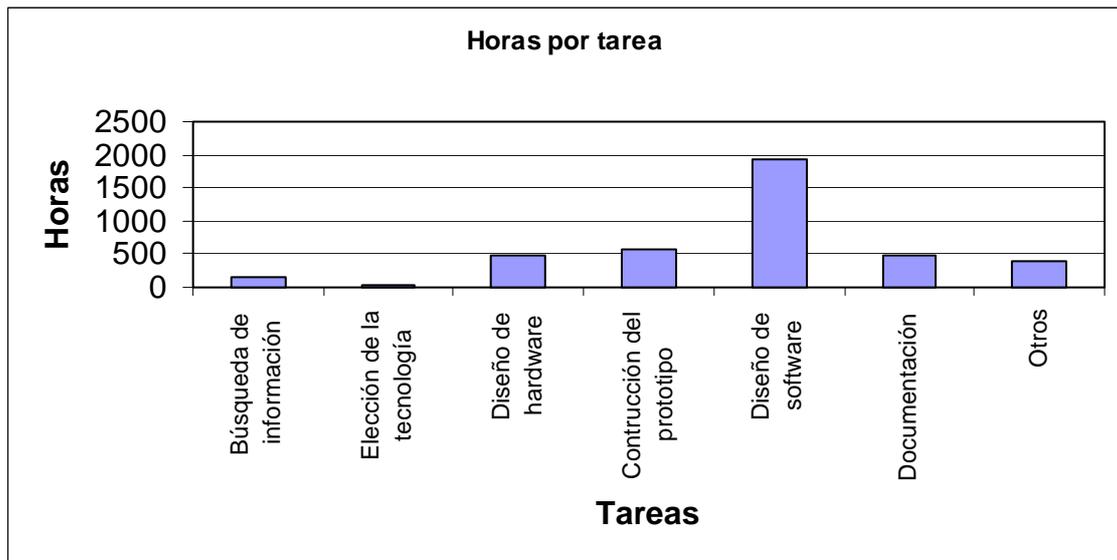


Fig. 11-2 Tiempos horas-hombre mensualmente según tareas

11.3 Costos

Los costos son de dos tipos:

- Costo del sistema de desarrollo
- Costos de elementos para un prototipo
- Costos de desarrollo

Costos del sistema de desarrollo

Los costos del sistema de desarrollo pueden dividirse en los siguientes:

- | | |
|------------------------------------|-----------|
| • Labview RT (hardware y software) | U\$S 3100 |
| • Software Application Builder | U\$S 1500 |
| • PC Pentium | U\$S 1000 |
| • Impresora laser | U\$S 600 |
| • Fuente | U\$S 700 |
| • Generador de señales | U\$S 500 |
| • Osciloscopio digital | U\$S 1800 |

Total U\$S 9200

Costos de elementos para un prototipo

Los mismos se dividen en los siguientes ítems:

- | | |
|------------------------------------|-----------|
| • PC Pentium | U\$S 1000 |
| • Labview RT (hardware y software) | U\$S 3100 |

- Papelería U\$\$ 30
- Componentes varios¹ U\$\$ 590
- Tarjeta OEM oxímetro U\$\$ 255
- 2 Bandas toraco-abdominales U\$\$ 390
- Paquete de 5 electrodos de EMG U\$\$ 145
- Neumotacógrafo U\$\$ 60
- Otros² U\$\$ 90

Total U\$\$ 5660

Costos de desarrollo

Estos se reflejan en el costo de las horas-hombre insumidas para la realización del Proyecto. Estimando en U\$\$ 20 la Hora-Hombre, se puede discriminar el costo total de horas hombre según las siguientes tareas (Tabla 11.4):

	Horas Hombre	Costo
Búsqueda de información	140	U\$\$ 2.800
Elección de la tecnología	42	U\$\$ 840
Diseño de hardware	481	U\$\$ 9.620
Contrucción del prototipo	565	U\$\$ 11.300
Diseño de software	1922	U\$\$ 38.440
Documentación	481	U\$\$ 9.620
Otros	399	U\$\$ 7.980
HH p/mes	4030	U\$\$ 80.600

Tabla 11.4 Costo Horas hombre totales según tareas

En resumen:

Costo sistema de desarrollo	U\$\$	9200
Costo de elementos para un prototipo	U\$\$	5660
Costo desarrollo (Horas-Hombre)	U\$\$	80600
Costo Total	U\$\$	95460

Tabla 11.5 Costo total

Financiación

Los costos de elementos fueron absorbidos por el NIB, a excepción del Application Builder que fue donado por el fabricante, National Instruments. La cátedra de medicina intensiva aportó la compra de alguno de los sensores.

¹ Los componentes incluyen conectores, integrados, resistencias, condensadores, cajas, etc.

² Incluye envío de fax y transferencia bancaria.

11.4 Costos de Producción de MONICLI

A continuación se realiza un estudio de la viabilidad económica del desarrollo de MONICLI en dos posibles escenarios:

- a) Producción en serie del prototipo actual.
- b) Desarrollo de una versión, que luego se producirá en serie.

a) En caso de replicar MONICLI, la mayoría del esfuerzo de desarrollo no debe repetirse, excepto la obtención de partes, la construcción y parte de la documentación. La tabla 11.6 contiene los costos por unidad de MONICLI, estimando en un 30% el tiempo de armado respecto al prototipo, en un 10% su documentación y en un 30% los costos “Otros”. Se considera además un 10% de descuento en la compra de los elementos y un 15% de descuento en el armado para el caso de fabricar 100 unidades.

Precio de venta de cada equipo (U\$S)	1		4		10		100	
	U\$S	%	U\$S	%	U\$S	%	U\$S	%
Elementos	5660	6,1	5660	18,8	5660	32	5094	57,8
Armado	3390	3,6	3390	11,3	3390	19	2882	32,7
Documentación	962	1,0	241	0,8	96	1	10	0,1
Otros	2394	2,6	599	2,0	239	1	24	0,3
Amortización de desarrollo	80600	86,7	20150	67,1	8060	46	806	9,1
Precio unitario	93006	100,0	30040	100,0	17445	100,0	8816	100,0

Tabla 11.6 Costos por unidad de MONICLI

Además de la venta hay que considerar el soporte que consistiría en la atención de posibles consultas o reparaciones una vez vencida la garantía del equipo. Se estima en una atención mensual por equipo de 3 horas de duración. A un costo de U\$S 20 la hora de soporte, se obtendrían U\$S 60 mensuales por este concepto por equipo vendido.

b) Suponiendo que se continúa con el desarrollo de una versión comercial de MONICLI una vez finalizado el proyecto de fin de carrera, hay que agregar horas para la realización de pequeñas modificaciones en el hardware desarrollado para simplificarlo y facilitar la reproducción. Estas modificaciones se estiman en 200 horas adicionales, que se compensarían con el ahorro en componentes a usar en la nueva versión.

Además hay que considerar las mejoras en el software, que se harán a medida y a pedido del cliente, y se cobrarían a U\$20 la hora. Estas mejoras de software se estiman en unas 100 horas al mes, lo que equivaldrían a U\$2000 y serían la base para establecer una futura empresa.

CAPITULO 12
CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

12. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

El desarrollo de MONICLI nos permitió manejar una herramienta nueva como el ambiente de programación gráfico de LabView y la utilización de una versión especial de las tarjetas de National Instrument como lo es el LabVIEW-RT. En este entorno la elaboración de estructuras gráficamente complejas como pueden ser desplegar varias señales resultó relativamente fácil. Por otro lado el manejo de dispositivos de adquisición no presentó problemas de configuración e incompatibilidades con otros dispositivos. También permitió el aprendizaje en proceso de selección y adquisición de componentes electrónicos en el exterior.

Desde el punto de vista del hardware permitió el aprendizaje en el manejo del software de diseño de circuitos impresos y su construcción.

El entorno de desarrollo de MONICLI en particular hizo posible que la etapa de adquisición de señales se hiciera relativamente dentro de lo previsto, lo cual brindó la oportunidad de llevar el equipo al CTI para su uso por parte de los clínicos. Esto permitió afinar detalles principalmente en cuanto a la interface de usuario así como conocer su opinión sobre su facilidad de uso; con esto podíamos cumplir con parte de los objetivos de diseño, el cual era el testeado dinámico de la herramienta antes de su finalización. Este objetivo se cumplió fundamentalmente con el módulo de señales de presión, para la cual existía experiencia previa tanto por parte de los clínicos, como por desarrollos de proyectos anteriores (Mecvent, Monse, Monres). Con respecto al módulo de EMG, Bandas y Oximetría es importante destacar que su desarrollo no se fundamentó en experiencias anteriores y por lo tanto debe ser considerado como un desarrollo inicial para brindar experiencia a los clínicos en el registro de estas señales.

Creemos que MONICLI puede ser un instrumento valioso para el clínico en la medida en que permite visualizar parámetros del paciente en tiempo real no visibles por la mayoría de los ventiladores a disposición; registrar señales de distintas características como puede ser las cintas toraco-abdominal y la oximetría, en general disponibles en otros monitores pero en forma separada; para el análisis de las señales resulta simple y permite grabar porciones de la misma en formato compatibles con planillas de cálculo, dándole versatilidad para la elaboración de informes y/o material didáctico. También será posible exportar señales a la norma NAS.

Por otro lado a pesar de que MONICLI fue diseñado para las señales especificadas en el Proyecto, debido al entorno de programación utilizado, es posible su ampliación y adaptación para la adquisición de otros tipos de señales como puede ser por ejemplo el electrocardiograma u otros. También es posible con modificaciones un monitoreo centralizado en el cual se pueden apreciar señales de distintos pacientes en una computadora central desde los módulos de adquisición de cada cama.

CAPITULO 13
BIBLIOGRAFIA

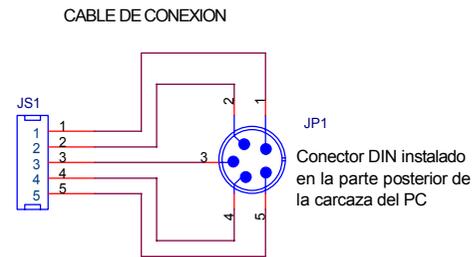
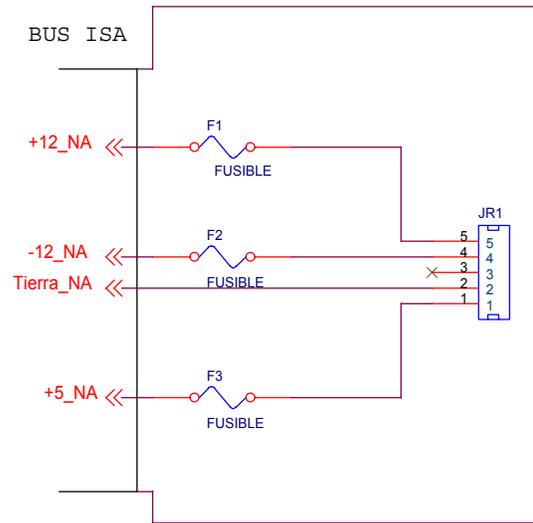
13. BIBLIOGRAFIA

- [1] WEBSTER J.G., "*Medical Instrumentation. Application and design*". John G. Webster Editor. Third Edition, 1998.
- [2] FIZ J.A. y MORERA J., "*Exploración Funcional de músculos respiratorios*". Archivos de bronconeumología, Barcelona, España, vol. 36 Núm.7, pp. 391-410, 2000.
- [3] HURTADO J., NEME J., "*Monitorización respiratoria en el paciente crítico*". En "CTI Universitario 25 años", Dr. Humberto Correa y col. Editorial Dos Puntos, Uruguay, 1996, pp. 145-175.
- [4] SANTOS C., "*Insuficiencia respiratoria aguda en la enfermedad obstructiva crónica*", en "CTI Universitario 25 años", Dr. Humberto Correa y col. Editorial Dos Puntos, Uruguay, 1996, pp. 113-133.
- [5] PUTNAM W., KNAPP B., "*Input/Data acquisition system design for human computer interfacing*". 1996 <http://www.ccma-www.stanford.edu/>
- [6] SIMS-BCI, Inc., "*How can SpO2 readings differ from manufacturer to manufacturer?*", 2000
- [7] WWW.CCMA-WWW.STANFORD.EDU
- [8] WWW.GEREONICS.COM
- [9] WWW.SIMS-BCI.COM
- [10] WWW.NI.COM
- [11] NATIONAL INSTRUMENT, "*LabView User Manual*", Jan. 1998.
- [12] NATIONAL INSTRUMENT, "*Function and VI Reference Manual*", Jan. 1998.
- [13] NATIONAL INSTRUMENT, "*LabView Data Acquisition Basics Manual*", Jan. 1998.
- [14] NATIONAL INSTRUMENT, "*G Programming Reference Manual*", Jan. 1998.
- [15] NATIONAL INSTRUMENT, "*LabView version 5.1 Addendum*", Jan. 1998.
- [16] NATIONAL INSTRUMENT, "*LabView RT 5.2 User Manual*", April 2000.
- [17] RONCANCIO H. Y VELASCO H., "*Una introducción a Labview*". Univ. Dist. "Fco. José de Caldas".
- [18] GROSS Y GRASSINO, "*Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue*". J. Appl. Physiol 1979 Jan;46(1):1-7.(abstract)
- [19] NUGENT S.T. Y FINLEY J.P., "*Spectral analysis of de EMG and diaphragmatic muscle fatigue during periodic breathing in infants*". J. Appl Physiol 1985.(abstract)
- [20] SCHWEITZER T.W., FITZGERALD J.W., BOWDEN J.A., LYNNE-DAVIES P., "*Spectral analysis of human inspiratory diaphragmatic electromyograms*". J. Appl. Physiol 1979 Jan;46(1), pp. 152-165 (abstract)
- [21] PURVES R., "*Human Electromyography*". <http://www.adistruments.com/>
- [22] PURVES R., "*Human Motor Nerve Conduction*". <http://www.adistruments.com/>
- [23] POSSAJENNIKOV L., SCHLENSKY B., "*The RMS Noise Chart extension*". <http://www.adistruments.com/>
- [24] MEYER J., "*An Automated Selection procedure for Analyzing Multi-Channel EMG Data from electrode Arrays*". Neuromuscular Research Center. <http://nmrc.bu.edu/> (abstract)
- [25] FACCELLI M.G., GESTO L., REGO R., "*Proyecto MONRES94*". Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultad de Medicina e Ingeniería. Mdeo., Uruguay, 1994 .
- [26] S. BASALO, H. DE AMBROSI, C. PRAVIA, F. SIMINI, "*Seguridad del paciente en el proyecto de transductores de presiones aéreas con elementos piezo-resistivos*". RBE VOL.6 N°1 Brasil.
- [27] C. DEL AGUILA, "*Electromedicina*", Ed. Hasa, Bs. Aires. Argentina, 1990.

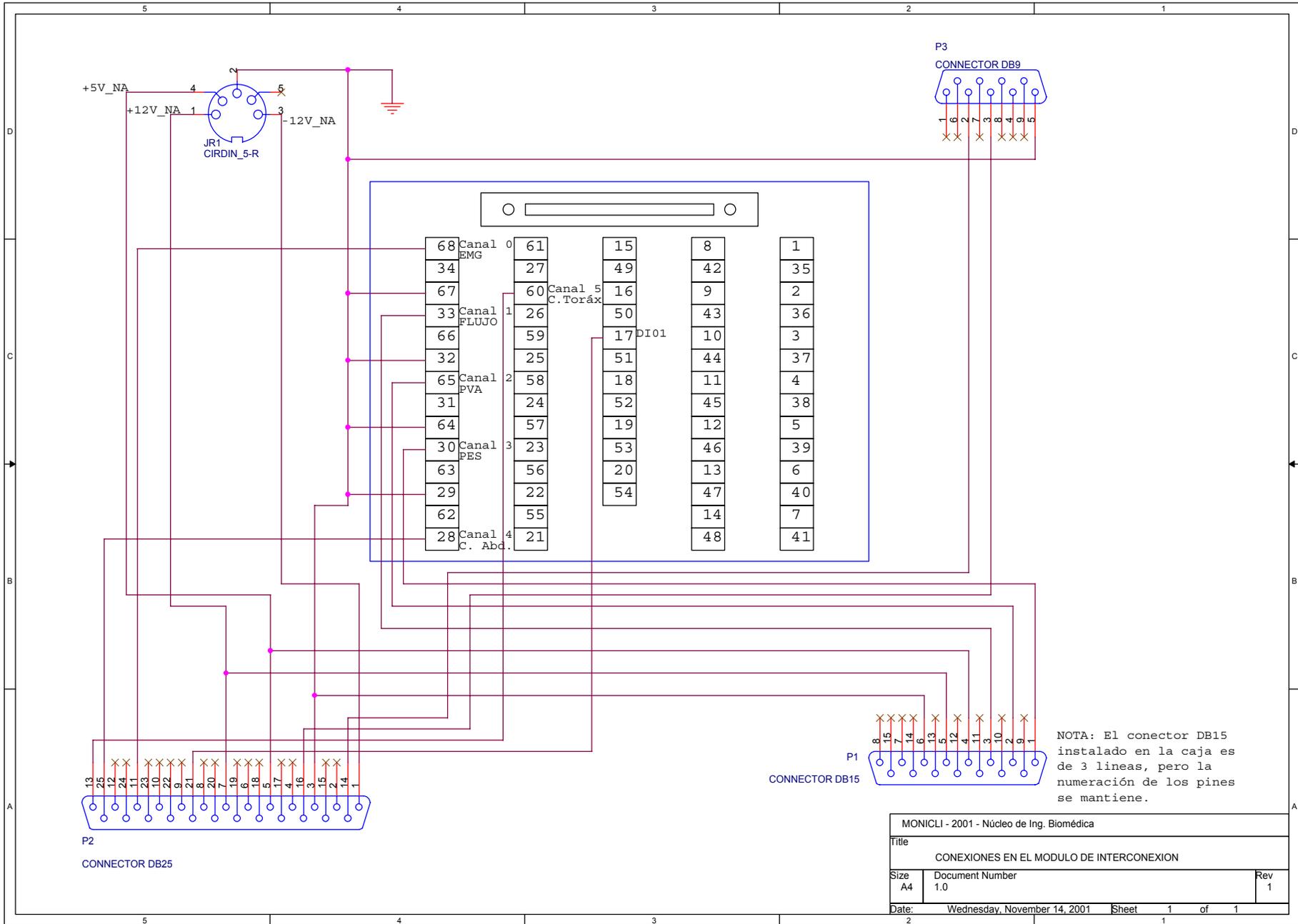
- [28] SIMINI F., HANDLER P., BASALO S., ECHAGUE J. V. Y SVIRSKY M. A.,
“*Propuesta de normas de almacenamiento de señales*”. RBE VOL.8 N°2 Brasil,1992.

APENDICE 1

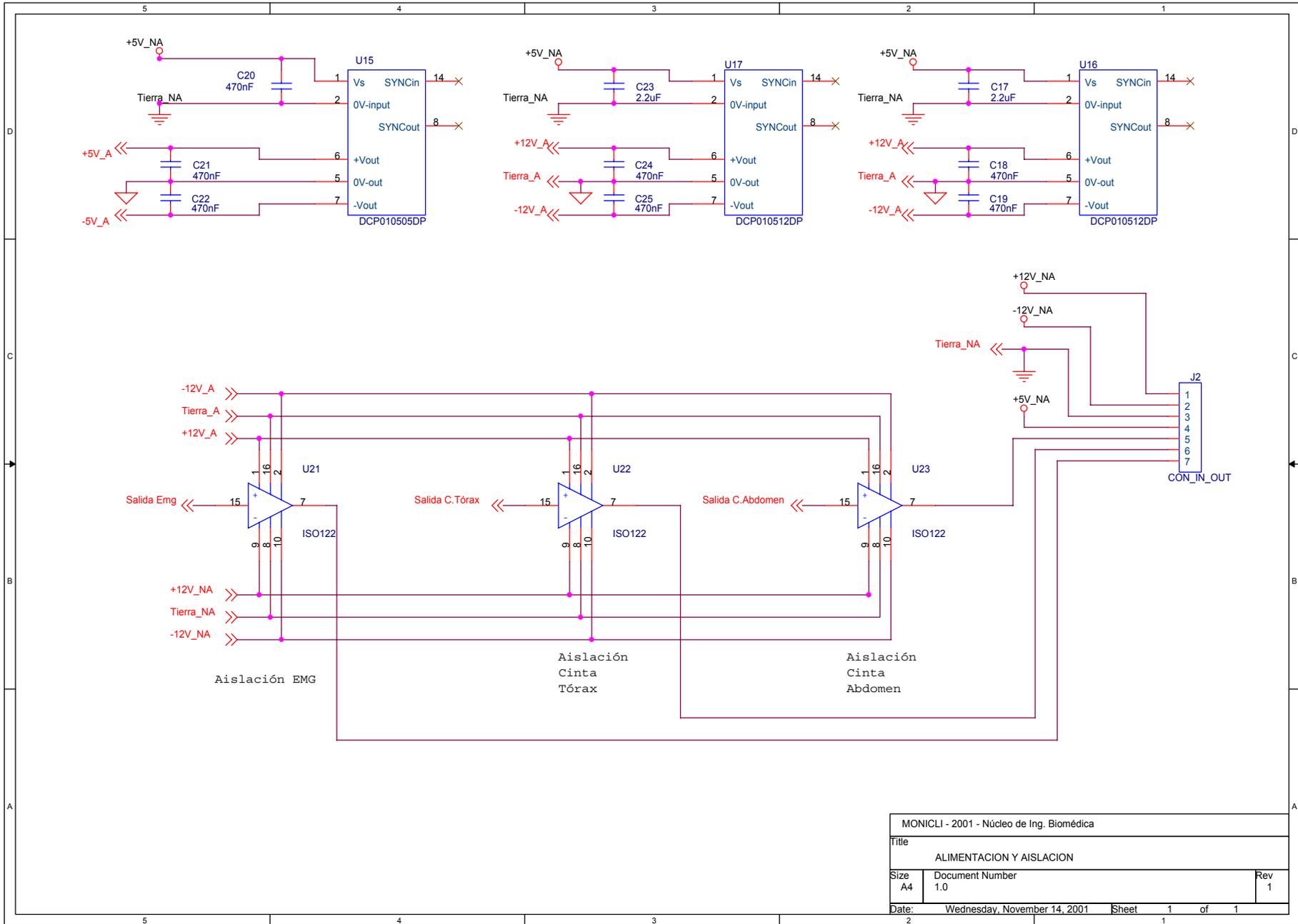
CIRCUITOS IMPRESOS Y DIAGRAMA ESQUEMATICO



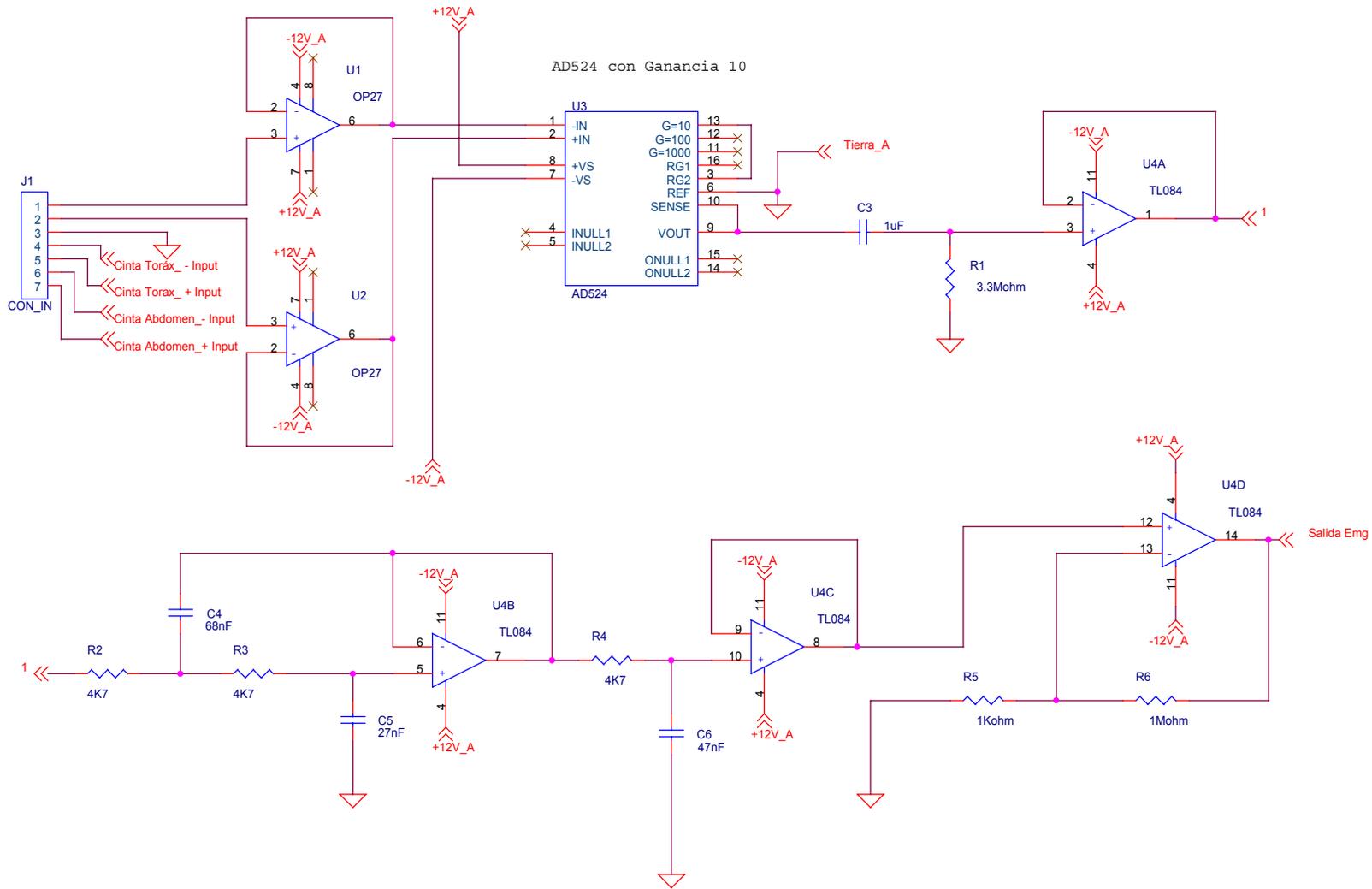
Title		
Tarjeta Norma ISA		
Size	Document Number	Rev
A4	1	1
Date:	Wednesday, November 14, 2001	Sheet 1 of 1



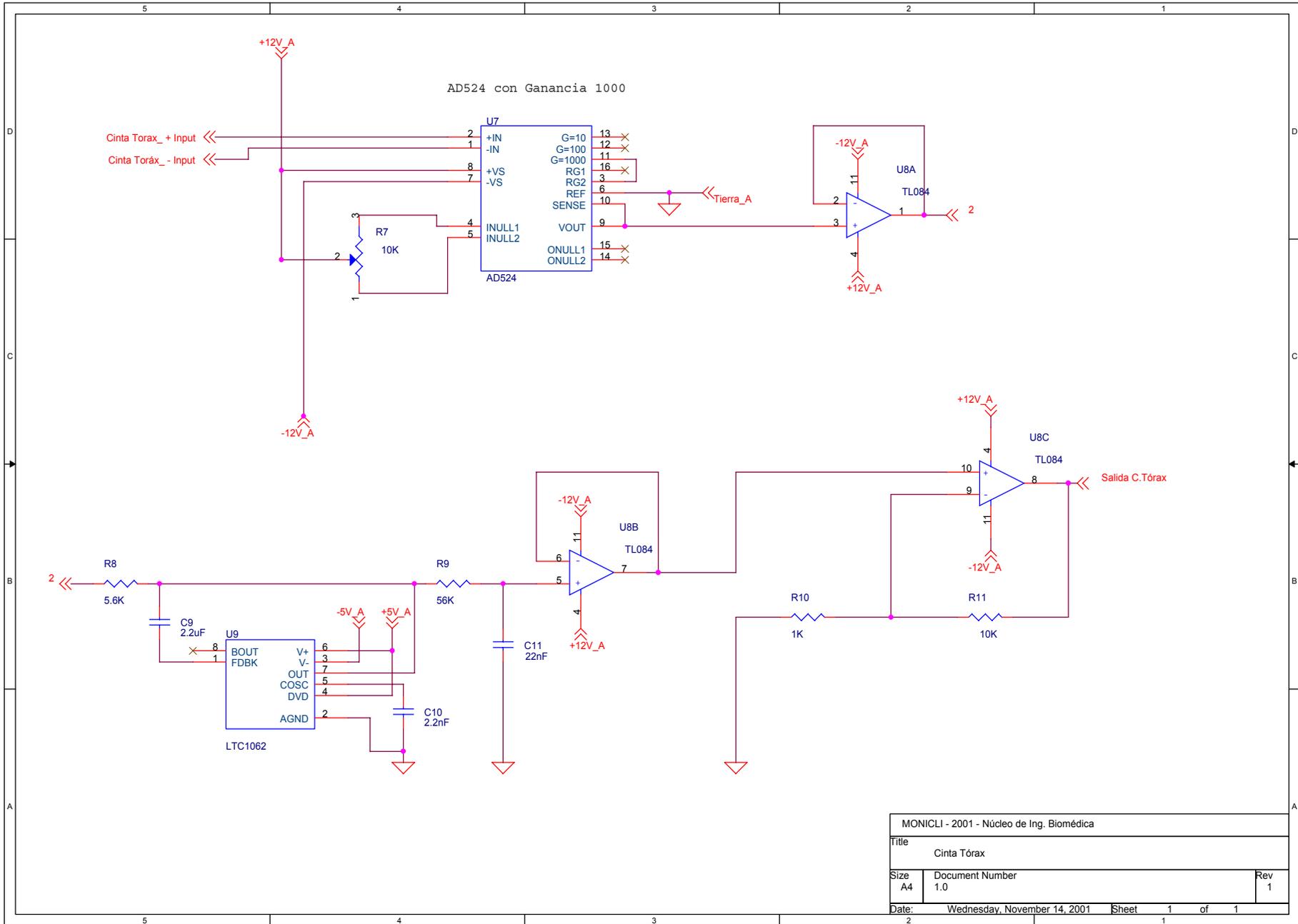
MONICLI - 2001 - Núcleo de Ing. Biomédica			
Title			
CONEXIONES EN EL MODULO DE INTERCONEXION			
Size	Document Number	Rev	
A4	1.0	1	
Date:	Wednesday, November 14, 2001	Sheet	1 of 1
2		1	



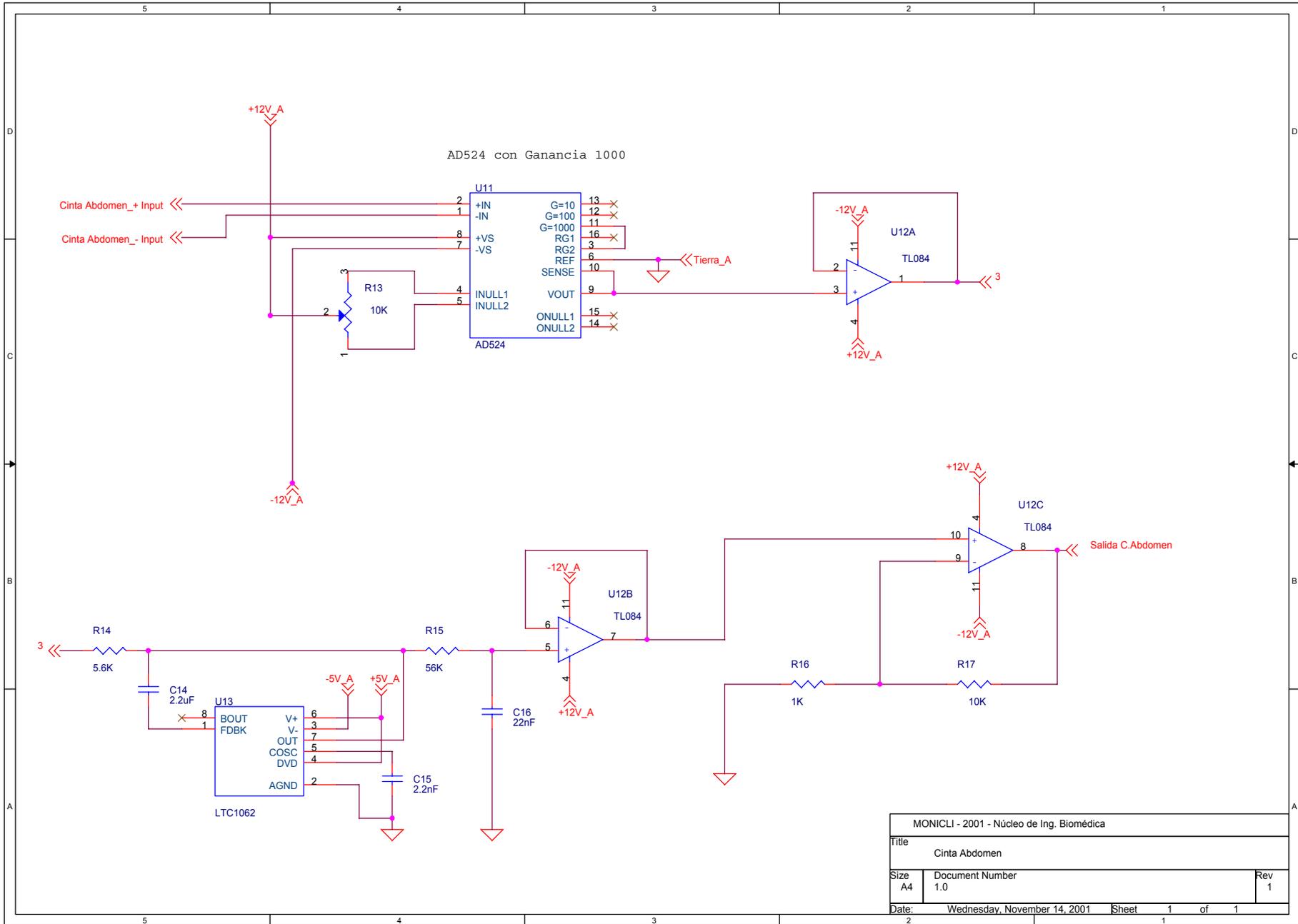
MONICLI - 2001 - Núcleo de Ing. Biomédica			
Title			
ALIMENTACION Y AISLACION			
Size	Document Number	Rev	
A4	1.0	1	
Date:	Wednesday, November 14, 2001	Sheet	1 of 1
2		1	



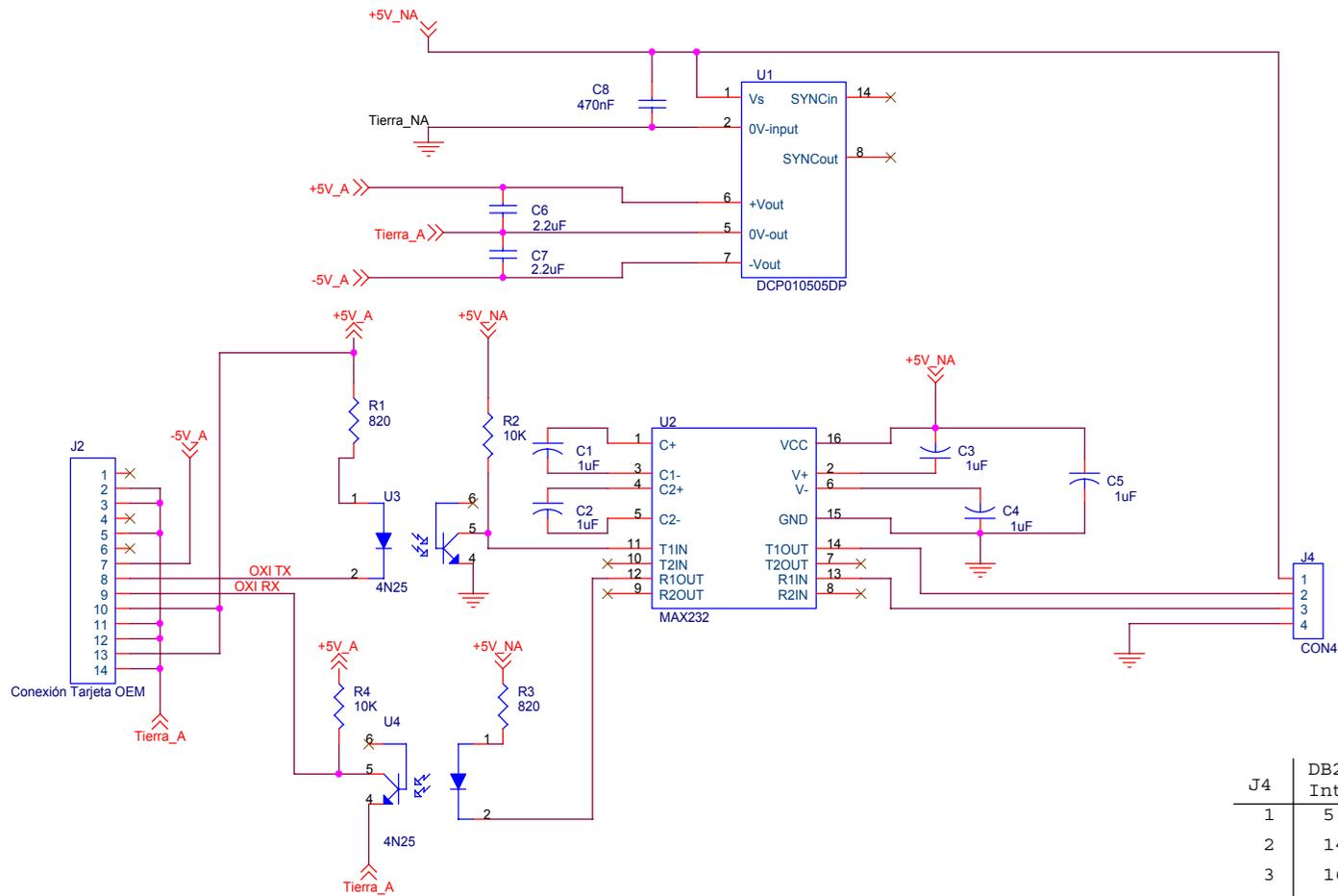
MONICLI - 2001 - Núcleo de Ing. Biomédica		
Title		
EMG		
Size	Document Number	Rev
A4	1.0	1
Date:	Wednesday, November 14, 2001	Sheet 1 of 1



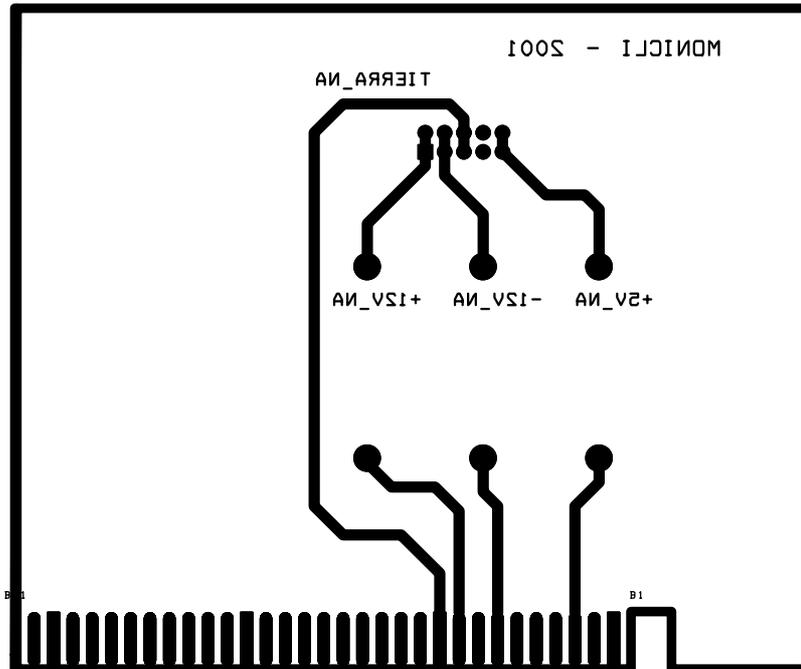
MONICLI - 2001 - Núcleo de Ing. Biomédica			
Title Cinta Tórax			
Size A4	Document Number 1.0		Rev 1
Date: 2	Wednesday, November 14, 2001	Sheet 1	of 1



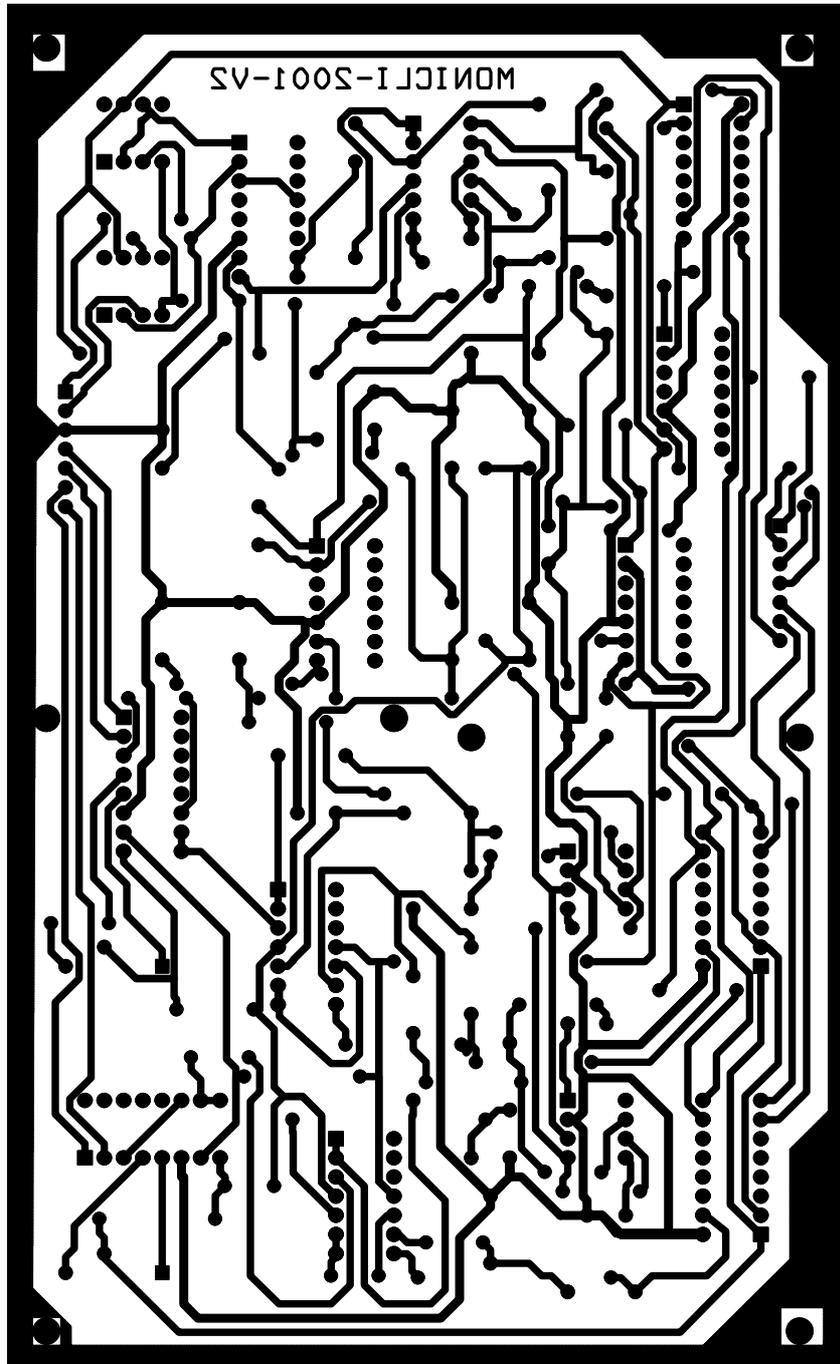
MONICLI - 2001 - Núcleo de Ing. Biomédica		
Title Cinta Abdomen		
Size A4	Document Number 1.0	Rev 1
Date: 2	Wednesday, November 14, 2001	Sheet 1 of 1



Tarjeta Norma ISA para acceder a la alimentacion del PC



Tarjeta de EMG y Bandas Toraco - Abdominal



Tarjeta de Adaptacion y aislacion de oximetro de pulso.

