

PREMAX

Equipo de medida de Presiones REspiratorias MAXimas en inspiracion y espiración, y medida de la presión nasal durante el “sniff”.

Estudiantes:

**Yennyfer Forelius.
Daniel Churi.
Alejandro Hodos.**

Docente:

**Ing. Franco Simini.
Dr. Héctor Píriz**

Desarrollo de un equipo para uso clínico realizado para satisfacer los requerimientos de la materia “Proyecto (Plan 97)” del Instituto de Ingeniería Eléctrica.

**Núcleo de Ingeniería Biomédica
de la FACULTAD de INGENIERÍA y de MEDICINA.
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA ORIENTAL DEL URUGUAY.
Montevideo – Uruguay
Mayo 2002 – Agosto 2003.**

AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo queremos agradecer al Dr. Héctor Píriz, a Alicia Da Rosa, al Ing. Línder Reyes, al Sr. Raúl Arbiza, a Natalia Amorín, a los integrantes de los grupos de proyecto MONICLI y PESOPAC, a los docentes del Núcleo de Ingeniería Biomédica y en especial a nuestras familias por el apoyo brindado.

ÍNDICE Y DESCRIPCIÓN.

· **Capítulo 1: INTRODUCCIÓN.**

- Problema a resolver	1
- Descripción general de la solución.	1
- Alternativas de diseño para el equipo PREMAX.	2
- 1 Proyecto con tecnología de un PIC.	2
- 2 Proyecto con tarjeta adquisidora y PC con programación en Labview.	3
- 3 Resolución del problema utilizando un microprocesador Rabbit.	3
- Elección del diseño del equipo PREMAX.	4

· **Capítulo 2: REGISTRO Y ESTUDIO DE SEÑALES RESPIRATORIAS.**

- Descripción de las maniobras.	5
- Características del cilindro o tubo para las presiones estáticas bucales.	7
- Características de las señales.	10
- Análisis de señales respiratorias.	12
- Diseño de la pieza nasal.	16
- Criterio de calidad de las señales.	17
- PEMAX y PIMAX.	18
- Presión nasal durante el “sniff”.	19
- Cálculo de las medidas y datos a presentar.	19
- PEMAX.	19
- PIMAX.	20
- Presión nasal durante el “sniff”.	20
- Tubos de conexión.	21
- Tabla final.	21

· **Capítulo 3: ETAPA DE TRANSDUCCIÓN.**

- Elección del transductor.	22
- Tipos de transductores.	22
- Transductor Microswitch 143PC05D.	23

· **Capítulo 4: ETAPA DE FILTRADO.**

- Diferentes diseños de filtros pasa bajos.	25
- Elección preliminar del diseño a ser utilizado en PREMAX.	26
- Diferentes tipos de filtros	26
- Filtros pasivos	26
- Filtros activos	27
- Filtros de capacitores conmutados.	27
- Elección del tipo de filtro a ser utilizado en PREMAX.	28
- Alternativa 1: filtro de capacitores conmutados.	28
- Características y resultados obtenidos del diseño.	30
- Alternativa 2: filtro activo de tiempo continuo:	31

- Filtros pasabajos de segundo orden.	32
- Elección de la arquitectura a ser utilizada en PREMAX.	36
- Elección de los amplificadores operacionales a ser utilizados.	37
- Diseño del filtro “pasabajos anti-aliasing” para PREMAX.	37
- Características y resultados obtenidos del diseño.	39
- Comparación entre ambas alternativas.	39
- Resumen de características.	41
- Elección final.	41
· Capítulo 5: <u>ETAPA DE CONVERSIÓN – CODIFICACIÓN.</u>	
- Conversores analógico-digitales.	43
- Tipos de conversores.	45
- Requerimientos de PREMAX.	46
- Elección del convertor A/D para PREMAX.	47
- Señales a utilizar para la comunicación.	53
- Proceso de conversión y tiempos medidos durante los ensayos.	54
· Capítulo 6: <u>REALIMENTACIÓN VISUAL CON EL OPERADOR Y EL PACIENTE.</u>	
- Posibles diseños.	56
- 1 Equipo diseñado con pantalla o monitor.	56
- 2 Equipo diseñado con columna de LEDS.	57
- Diseño del dispositivo: consideraciones generales.	57
- 1 Diseño usando LM3914.	58
- 2 Diseño usando A6276.	58
- Características generales del A6276 de Allegro Microsystems.	59
- Funcionamiento general.	60
- Corriente de salida hacia los LEDS.	62
- Tipos de LEDS que pueden ser manejados.	62
- Especificaciones de los LEDS.	63
- Columna a diseñar.	63
- Circuito a diseñar.	63
- Ensayos realizados.	64
- Fuente de alimentación alternativa para la columna de LEDS.	66
- Dispositivo para aislar las entradas.	66
- Elección de fuentes para LEDS y CAD.	71
- Medidas y cálculo de potencia.	72
- Resumen del funcionamiento de la columna de LEDS de PREMAX.	73
- Tabla final: columna de LEDS del equipo PREMAX.	74
· Capítulo 7: <u>PROGRAMACIÓN Y PLANIFICACIÓN DEL USO DEL MICROPROCESADOR.</u>	
- Descripción general de las tareas.	75
- Modalidad de programación: uso de contadores o “timers”.	75
- Funcionamiento del sistema de “timer A”.	77
- Registros de entrada/salida del timer A (I/O “registers”).	79
- Descripción del programa.	80

- Gestión de memoria.	83
- Mapeo de memoria.	83
- Unidad de mapeo.	83
- Unidad de interfaz con la memoria.	84
- Ubicación del código extendido y de datos.	85
- Aspectos de la compilación referidos a la memoria.	85
- Almacenamiento de las señales.	87
- Estudio del espacio en memoria ocupado por las señales a guardar.	89
- Sistema de archivos.	93
- Tratamiento de las señales.	94
- Finalización anticipada de la adquisición por decisión del operador.	95
- Resumen de características de la adquisición.	95
· Capítulo 8: <u>FUENTE DE ALIMENTACIÓN.</u>	
- Diseño general.	97
- Columna de LEDS y “drivers” A6276.	98
- Resistencias en serie con los LEDS.	98
- LEDS.	98
- Chips A6276.	99
- Conversor ADS7813.	99
- Fuente PT6302.	99
- Transductor 143PC05D.	100
- Microprocesador Rabbit OP6700.	100
- Filtro pasa bajos diseñado con el chip TLV2374IN.	100
- Fuente aislante PT4583.	100
- Fuente principal.	102
· Capítulo 9: <u>CÁLCULO DE ERRORES.</u>	
- Error esperado del transductor.	103
- Medida directa del error.	105
- Dispositivo experimental.	105
- Procedimiento experimental.	106
- Error de precisión.	108
- Error de exactitud por cambios de la transferencia.	109
- Error de exactitud por calibración.	112
- Error total.	116
· Capítulo 10: <u>DISEÑO DE LA CAJA.</u>	
- Características.	119
- Cuadro comparativo.	120
- Decisión final.	120
· Capítulo 11: <u>TIEMPOS Y COSTOS.</u>	
- Tiempos.	122

- Costos.	124
- Costos de desarrollo.	125
- Costos de producción.	126
- Consideraciones finales.	127

· **Capítulo 12: MANUAL DE USUARIO.**

- Características del equipo.	129
- Instalación.	130
- Conexión del módulo de la barra de LEDS con el principal.	130
- Conexión del equipo a la red de datos o PC.	130
- Conexión del tubo y pieza nasal con el módulo principal.	131
- Conexión del equipo a la red de alimentación 220Vac.	132
- Cambio de fusible.	132
- Instrucciones de uso.	133
- Realizar estudio.	133
- Descarga de archivos.	136
- Configurar el equipo.	137
- Calibración.	137
- Idioma.	138
- Parámetros de red.	138

· **REFERENCIAS.**

ÍNDICE de TABLAS.

· Capítulo 1: <u>INTRODUCCIÓN.</u>	
- Tabla 1.1 - Comparación de opciones para el desarrollo de PREMAX.	4
· Capítulo 2: <u>REGISTRO Y ESTUDIO DE SEÑALES RESPIRATORIAS.</u>	
- Tabla 2.1 - Costos de piezas bucales.	8
- Tabla 2.2 - Costos de clips nasales.	8
- Tabla 2.3 - Costos de fabricación del tubo bucal.	9
- Tabla 2.4 - Parámetros de diseño.	21
· Capítulo 3: <u>ETAPA DE TRANSDUCCIÓN.</u>	
- Tabla 3.1 - Características del producto. Extraído de [13].	23
- Tabla 3.2 - Características de voltaje del transductor MICRO SWITCH 143PC05D usadas por PREMAX.	24
· Capítulo 4: <u>ETAPA DE FILTRADO.</u>	
- Tabla 4.1 - Comparación de filtros pasa bajos SK y MFB.	36
- Tabla 4.2 - Parámetros del filtro de Bessel, tomado de Karki [20].	37
- Tabla 4.3 - Valores obtenidos para las etapas del filtro de Bessel.	38
- Tabla 4.4 - Comparación entre filtro pasa bajos de capacitores conmutados y activo.	41
- Tabla 4.5 - Componentes del filtro pasa bajos usado por PREMAX.	42
· Capítulo 5: <u>ETAPA DE CONVERSIÓN – CODIFICACIÓN.</u>	
- Tabla 5.1 - Valores de tiempos para el ADS7813.	49
- Tabla 5.2 - Comparación entre tiempos medidos y especificados.	55
- Tabla 5.3 - Parámetros surgidos de la etapa de conversión diseñada.	55
· Capítulo 6: <u>REALIMENTACIÓN VISUAL CON EL OPERADOR Y EL PACIENTE.</u>	
- Tabla 6.1 - Tabla de verdad del chip A6276. Tomado de [34].	61
- Tabla 6.2 - Comunicación con el “demultiplexor” cd4053b.	68
- Tabla 6.3 - Parámetros medidos en el circuito de la columna de LEDS.	73
- Tabla 6.4 - Columna de LEDS del equipo PREMAX.	74
· Capítulo 7: <u>PROGRAMACIÓN Y PLANIFICACIÓN DEL USO DEL MICROPROCESADOR.</u>	
- Tabla 7.1 - Registros de entrada/salida del “timer” A del Rabbit.	79
- Tabla 7.2 - Bits del registro TACSR del Rabbit.	79
- Tabla 7.3 - Bits del registro TACR del Rabbit.	80
- Tabla 7.4 - Capacidad de memoria del Rabbit.	83
- Tabla 7.5 - Función de los registros de segmentos de memoria del Rabbit.	84
- Tabla 7.6 - Criterios de diseño de PREMAX.	92
- Tabla 7.7 - Características de “timers” e interrupciones.	96

- Tabla 7.8 - Gestión de memoria del Rabbit para PREMAX.	96
· Capítulo 8: <u>FUENTE DE ALIMENTACIÓN.</u>	
- Tabla 8.1 - Comparación entre las fuentes PT4583A y MAX742.	97
- Tabla 8.2 - Comparación de ofertas de fuentes 220Vac/24Vdc en plaza para PREMAX.	102
· Capítulo 9: <u>CÁLCULO DE ERRORES.</u>	
- Tabla 9.1 - Error total especificado en %Span.	103
- Tabla 9.2 - Error total del transductor expresado en %Span.	104
- Tabla 9.3 - Error total en cm de agua.	104
- Tabla 9.4 - Costos de tubos de vidrio para columna de agua.	105
- Tabla 9.5 - PIMAX con ajuste de cero.	109
- Tabla 9.6 - Error en PIMAX con ajuste de cero.	110
- Tabla 9.7 - PEMAX con ajuste de cero.	110
- Tabla 9.8 - Error en PEMAX con ajuste de cero.	111
- Tabla 9.9 - "Sniff" con ajuste de cero.	111
- Tabla 9.10 - Error en "sniff" con ajuste de cero.	112
- Tabla 9.11 - Errores de exactitud por variaciones de la transferencia del transductor.	112
- Tabla 9.12 - Errores de exactitud producidos por propagación del error de calibración.	115
- Tabla 9.13 - PEMAX Y PIMAX: ERROR TOTAL, valores en cm de agua obtenidos con una columna de 260cm.	116
- Tabla 9.14 - PRESIÓN DURANTE EL "SNIFF": ERROR TOTAL, valores en cm de agua obtenidos con una columna de 260cm.	117
- Tabla 9.15 - PEMAX Y PIMAX: ERROR TOTAL, valores en cm de agua obtenidos con una columna de 100cm.	117
- Tabla 9.16 - PRESIÓN DURANTE EL "SNIFF": ERROR TOTAL, valores en cm de agua obtenidos con una columna de 100cm.	118
· Capítulo 10: <u>DISEÑO DE LA CAJA.</u>	
- Tabla 10.1 - Cuadro comparativo de posibles cajas para PREMAX.	120
- Tabla 10.2 - Comparación de costos para la caja de PREMAX.	120
· Capítulo 11: <u>TIEMPOS Y COSTOS.</u>	
- Tabla 11.1 - Dedicación horaria.	123
- Tabla 11.2 - Compras realizadas.	125
- Tabla 11.3 - Costo total de desarrollo.	126
- Tabla 11.4 - Compras a realizar para producción.	126
- Tabla 11.5 - Costo total de producción.	127
- Tabla 11.6 - Costo de producción en cantidades.	127
- Tabla 11.7 - Comparación de PREMAX con otros equipos en el mercado.	128

ÍNDICE de FIGURAS.

· Capítulo 1: <u>INTRODUCCIÓN.</u>	
- Figura 1.1 - Diagrama en bloques de PREMAX.	2
· Capítulo 2: <u>REGISTRO Y ESTUDIO DE SEÑALES RESPIRATORIAS.</u>	
- Figura 2.1 - Tubo bucal con pinza nasal y conexiones para medir presiones respiratorias. Tomado de Green, Road, Sieck y Similowski [2].	7
- Figura 2.2 – Distintos modelos de piezas bucales no descartables. Figuras extraídas de A-M Systems (A y C) [3] y MedGraphics (B) [6].	8
- Figura 2.3 – Clips nasales. Figuras extraídas de Collins Medical (A) [7] y A-M Systems (B) [3].	8
- Figura 2.4 - Tubo bucal usado por el equipo PREMAX para boquilla “tipo submarinista”.	9
- Figura 2.5 - Pieza bucal descartable.	10
- Figura 2.6 - Señales respiratorias. Tomado de Green, Road, Sieck y Similowski [2].	11
- Figura 2.7 - Determinación del intervalo de 1 segundo usado por PREMAX en presiones bucales.	13
- Figura 2.8 – Detalle de la determinación del segmento de 1 segundo para presiones bucales.	13
- Figura 2.9 - Teorema de Lagrange.	14
- Figura 2.10 - Cálculo de la integral definida.	14
- Figura 2.11 - Señales de presión nasal durante el “sniff” registradas por PREMAX.	16
- Figura 2.12 - Pieza nasal para el “sniff”.	17
· Capítulo 4: <u>ETAPA DE FILTRADO.</u>	
- Figura 4.1 - Respuesta en frecuencias de filtros pasa bajos.	26
- Figura 4.2 - Esquema del componente integrado MAX281.	29
- Figura 4.3 - Circuito para ajustar la frecuencia de oscilación del filtro de capacitores conmutados.	30
- Figura 4.4 - Filtro Bessel de capacitores conmutados.	31
- Figura 4.5 - Arquitectura SK de un filtro activo.	33
- Figura 4.6 - Arquitectura MFB de un filtro activo.	33
- Figura 4.7 - Circuito para modelar el filtro SK en altas frecuencias.	34
- Figura 4.8 - Circuito para modelar el filtro MFB en altas frecuencias.	35
- Figura 4.9 - Esquema en bloques de un filtro pasa bajos de orden n.	36
- Figura 4.10 - Una de las 4 etapas del filtro pasa bajos de PREMAX.	38
- Figura 4.11 - Filtro activo Bessel de octavo orden para PREMAX. Frecuencia de corte 25Hz y –20dB en 75Hz.	39
- Figura 4.12 - Circuito del filtro pasa bajos usado por PREMAX.	42
- Figura 4.14 - Conexiones y componentes del filtro pasa bajos usado por PREMAX.	42
· Capítulo 5: <u>ETAPA DE CONVERSIÓN – CODIFICACIÓN.</u>	
- Figura 5.1 - Transferencia ideal de un conversor de 3 bits.	43

- Figura 5.2 - Error de "offset".	44
- Figura 5.3 - Error de ganancia.	44
- Figura 5.4 - Error de no linealidad diferencial.	44
- Figura 5.5 - Error de no linealidad integral referida a los puntos extremos.	45
- Figura 5.6 - Error de no linealidad integral referida al mejor ajuste.	45
- Figura 5.7 - Ocupación del microprocesador.	47
- Figura 5.8 - Configuración del ADS7813 para el rango de entrada de 0 a 10 V y reloj externo.	48
- Figura 5.9 - Diagrama de tiempos.	49
- Figura 5.10 - Esquema cualitativo de las salidas del microprocesador.	50
- Figura 5.11 - Circuito con entradas digitales y puntos de testeo. Tomado de [30].	51
- Figura 5.12 - Tiempos de ocupación del microprocesador.	53
· Capítulo 6: <u>REALIMENTACIÓN VISUAL CON EL OPERADOR Y EL PACIENTE.</u>	
- Figura 6.1 - Diagrama de bloques del funcionamiento del A6276 [34].	60
- Figura 6.2 - Diagrama del chip A6276.	60
- Figura 6.3 - Relación entre la corriente por cada LED y R_{EXT} . Tomado de [34].	62
- Figura 6.4 - Dimensiones del LED L-153 IDT. Tomado de [35].	63
- Figura 6.5 - Circuito de ensayo de dos A6276 en cascada.	64
- Figura 6.6 - "Demultiplexor" cd4053b.	67
- Figura 6.7 - Funcionamiento del "demultiplexor" cd4053b.	67
- Figura 6.8 - Voltaje en cada LED, resistencia y el A6276.	69
- Figura 6.9 - Circuito de la columna de LEDS usada por PREMAX.	70
- Figura 6.10 - Cableado de los bloques manejados por las salidas del Rabbit en el equipo PREMAX.	71
- Figura 6.11 - Voltajes en la salida del A6276.	72
· Capítulo 7: <u>PROGRAMACIÓN Y PLANIFICACIÓN DEL USO DEL MICROPROCESADOR.</u>	
- Figura 7.1 - Esquema del "timer" A del Rabbit.	76
- Figura 7.2 - Esquema del "timer" B del Rabbit.	77
- Figura 7.3 - Registro de recarga de cualquier contador del "timer" A.	78
- Figura 7.4 - Diagrama de flujo del programa PREMAX.	82
- Figura 7.5 - Mapeo de memoria del Rabbit.	83
- Figura 7.6 - Segmentos de memoria del Rabbit.	84
- Figura 7.7 - Típico Mapeo de Memoria - Utilización de la Memoria.	85
- Figura 7.8 - Compilación de segmentos de código en memoria extendida.	86
· Capítulo 8: <u>FUENTE DE ALIMENTACIÓN.</u>	
- Figura 8.1 - Alimentación de los bloques de PREMAX.	98
- Figura 8.2 - Conexiones del PT6302A utilizado.	100
- Figura 8.3 - Potencia disipada por los bloques de PREMAX.	101
- Figura 8.4 - Conexiones del PT4583 utilizado.	101
· Capítulo 9: <u>CÁLCULO DE ERRORES.</u>	
- Figura 9.1 - Banda de error total más probable (raíz de suma de cuadrados)..	104
- Figura 9.2 A - Presión negativa.	106

- Figura 9.2 B - Presión positiva.	106
- Figura 9.3 - Dos rectas de transferencia para el transductor de presión real.	107
- Figura 9.4 - Transferencia informada por el fabricante para 25°C. Tomada de [13].	113
- Figura 9.5 - Transferencias generadas por error de calibración. Columna de 100cm de agua.	114
- Figura 9.6 - Transferencias generadas por error de calibración. Columna de 260cm de agua.	114
- Figura 9.7 - Cálculo de errores.	115
· Capítulo 10: <u>DISEÑO DE LA CAJA.</u>	
- Figura 10.1 - Vista superior y en perspectiva del equipo.	121
- Figura 10.2 - Vistas frontal y lateral del equipo.	121
· Capítulo 11: <u>TIEMPOS Y COSTOS.</u>	
- Figura 11.1 - Diagrama porcentual de dedicación horaria a las distintas tareas.	124
- Figura 11.2 - Horas persona.	124
· Capítulo 12: <u>MANUAL de USUARIO.</u>	
- Figura 12.1 - Vista del equipo PREMAX.	129
- Figura 12.2 - Conexión de barra de LEDS en módulo principal.	130
- Figura 12.3 A - Conexión a la red.	130
- Figura 12.3 B - Conexión directa a PC.	131
- Figura 12.4 - Conexión de tubo y pieza nasal.	131
- Figura 12.5 - Conexión del cable de alimentación.	132
- Figura 12.6 - Ubicación del porta fusible.	132

· Capítulo 1

INTRODUCCIÓN.

Problema a resolver.

“La evaluación de la función muscular respiratoria de pacientes es de importancia fundamental para el diagnóstico y seguimiento de algunos pacientes afectados por patología neuromuscular, en pacientes en terapia intensiva y en los enfermos respiratorios crónicos. En la función muscular respiratoria se destaca la acción del diafragma, responsable del 70% del esfuerzo. La fuerza muscular de la cual es capaz el paciente está relacionada con la presión que desarrolla al inspirar en lo que se denomina la "inspiración máxima ocluida". La medición de las presiones respiratorias en el tiempo y de su valor máximo es de utilidad clínica y para el seguimiento del efecto de fármacos.

Existen dos modalidades de medida: mediante un tubo adaptado a la boca, bruscamente ocluido por el técnico, y con un golpe de inspiración nasal ("sniff") que reflejaría mejor el esfuerzo del diafragma.”¹

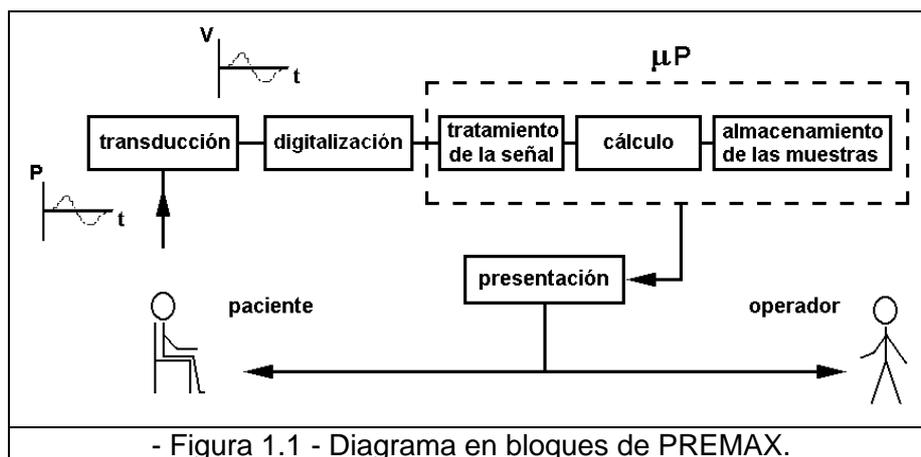
Son de interés clínico las morfologías de las curvas presión – tiempo que son obtenidas en la maniobra de medida. Las presiones respiratorias desarrolladas por individuos sanos llegan hasta 300cm de agua ó 4.3psi

Actualmente las medidas de presión son realizadas en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas, haciendo uso de instrumental y programación adaptados para tales efectos. El desarrollo del proyecto PREMAX tiene como finalidad proyectar y realizar una opción específica al respecto, que podrá, en algunos casos complementar la modalidad ya existente en el Hospital de Clínicas, y en otros sustituirla. PREMAX es un equipo portátil, opción que no permite el dispositivo actual; y al mismo tiempo, está prevista la comunicación con un entorno de red, para que la señal relevada pueda ser almacenada o tratada por el sistema ya disponible u otros.

Descripción general de la solución.

Una primera aproximación al diseño de PREMAX puede resumirse en un diagrama de bloques como el que se muestra en la figura 1.1.

¹ Franco Simini, FS02007



Se entiende por señal de presión a la curva $P = P(t)$, cuyos valores son los de la presión ejercida por el paciente. A través de un transductor, la señal de presión generará una señal de voltaje que será luego digitalizada. El bloque digitalizador muestrea y codifica los valores de las muestras, pasándolos al microprocesador que obtendrá los resultados finales y almacenará las muestras y resultados en memoria.

Fue diseñado también un mecanismo de realimentación que permite al paciente y al operador seguir la evolución del esfuerzo.

Alternativas de diseño para el equipo PREMAX.

Durante la etapa de diseño primario del equipo (en su conjunto) surgieron varias alternativas posibles que se pueden resumir en los siguientes puntos:

1- Proyecto con tecnología de un PIC.

- *Diseño e implementación del equipo.* El desarrollo con esta tecnología requiere una etapa de digitalización que muestrea la señal recibida por el transductor de presión y proporciona las muestras como señal de entrada al microcontrolador PIC. Éste realiza el procesamiento de los datos, los cuales son enviados a una etapa de presentación de la medida realizada para ser evaluada por el médico. El desarrollo de las etapas necesarias requiere aproximadamente 20 integrados.
- *Costo de los componentes.* Se estima que sería inferior a U\$S 100.- considerando las etapas de digitalización, procesamiento y presentación.
- *Facilidad para transportarlo.* Este diseño permite la creación de un equipo portátil.
- *Presentación.* La etapa de presentación gráfica de los datos y su evolución se realizaría utilizando display de 7 segmentos o similar.
- *Lenguaje de programación.* Los microcontroladores PIC se programan utilizando lenguaje Assembler contando para ello con tan solo 35 instrucciones.
- *Desarrollo de programas.* El tiempo estimado para el desarrollo de los programas necesarios es del orden de 1000 horas-persona en base a proyecto anterior consultado (MONICLI). Dentro de este trabajo es necesario realizar la lectura, procesamiento y presentación de los datos, debiéndose diseñar los programas que controlen los dispositivos con los que se trabajará (convertor A/D, display).
- *Conectividad.* No posee una interfaz de comunicación estándar con redes locales (Ethernet).

2- Proyecto con tarjeta adquisidora y PC con programación en LabView.

- *Diseño e implementación del equipo.* Las etapas de digitalización y presentación de los datos son resueltas por el conjunto tarjeta-PC. Con esta alternativa de diseño, se tiene la posibilidad de almacenar los datos en distintos formatos estándares, como por ejemplo utilizando la norma NAS o los formatos con los cuales se trabaja en los PC, brindando así más opciones de procesamiento. En este caso, se estima que el desarrollo del equipo requiere 5 integrados.
- *Costo de los componentes.* Aproximadamente U\$\$ 4200.- incluyendo el lenguaje de programación de alto nivel LabView, una PC estándar y una tarjeta adquisidora compatible.
- *Facilidad para transportarlo.* Con este diseño, existe la posibilidad de que el equipo sea portátil en caso de utilizar una tarjeta adquisidora externa a la PC, que puede ser conectada a una PC portátil (“laptop”). Cabe resaltar que en este caso el costo de los componentes se eleva a U\$\$ 4500.- aproximadamente.
- *Presentación.* La presentación gráfica de los resultados se ve favorecida con todas las ventajas ofrecidas por la PC y el programa LabView, pues éstas ofrecen un entorno de trabajo muy amigable con el usuario (botones, ventanas).
- *Lenguaje de programación.* De alto nivel.
- *Desarrollo de programas.* El tiempo estimado para el desarrollo de los programas es de 700 horas-persona.
- *Conectividad.* Permite todas las opciones de conectividad ofrecidas por una PC.

3- Resolución del problema utilizando un microprocesador Rabbit.

- *Diseño e implementación del equipo.* El diseño del equipo utilizando esta alternativa requiere de una etapa externa de digitalización de la señal. El módulo del microprocesador Rabbit ofrece una interfaz estándar para la adquisición de las muestras. Este módulo las procesa y despliega el resultado final en el display incorporado. En este caso, se estima que el diseño del equipo requiere 15 integrados.
- *Costo de los componentes.* El costo estimado es de U\$\$ 800.- incluyendo el módulo con display del microprocesador Rabbit, el lenguaje de programación (Dynamic C) y accesorios.
- *Facilidad para transportarlo.* Esta alternativa permite la creación de un equipo portátil.
- *Presentación.* La presentación de los datos está limitada por las posibilidades ofrecidas por el Rabbit el cual posee un display de cuatro líneas.
- *Lenguaje de programación.* El microprocesador se programa en lenguaje C (se utiliza una variante llamada Dynamic C).
- *Desarrollo de programas.* Se estima que el desarrollo de programas insumirá un tiempo de dedicación de 700 horas persona.
- *Conectividad.* Posee interfaz Ethernet, Seriales RS232 y RS485 para la comunicación de los datos.

- Tabla 1.1 - Comparación de opciones para el desarrollo de PREMAX.

	Microcontrolador PIC	Tarjeta Adquisidora + PC		Microcontrolador Rabbit
		No portátil	portátil	
Dimensiones	1 dm ³	6.5 dm ³	6.5 dm ³	1 dm ³
Conectividad	No	Si	Si	Si
Lenguaje de Programación	Assembler	Alto nivel	Alto nivel	Dynamic C
Componentes para los circuitos	20	5	5	15
Presentación	Display de 7 segmentos	Monitor del PC	Monitor del PC	Display de cuatro líneas
Costo en componentes	U\$S 100	U\$S 4.200	U\$S 4.500	U\$S 800
Costo del proyecto de circuitos	U\$S 8.000	U\$S 2.000	U\$S 2.000	U\$S 6.000
Costo de programación	U\$S 22.000	U\$S 14.000	U\$S 14.000	U\$S 14.000
Costo Total	U\$S 30.100	U\$S 20.200	U\$S 20.500	U\$S 20.800

Nota: Los costos en desarrollo se calcularon tomando como base U\$S 20 por hora-persona para los programas y U\$S400 por componentes del circuito.

Elección del diseño del equipo PREMAX.

En base a las características antes mencionadas sobre cada una de las opciones que se presentaron como posibles prototipos del equipo, se ha elegido diseñar PREMAX utilizando un microprocesador Rabbit.

Los motivos fundamentales que condujeron a esta elección radican en que permite el desarrollo de un equipo portátil, de bajo costo, brindando la posibilidad de acceder a los resultados por medio de una interfaz estándar. Esto permite que pueda ser diseñado un prototipo que además de mostrar en display el resultado obtenido, deje abierta la posibilidad de que en un futuro, un nuevo grupo de proyecto le agregue prestaciones de archivo y análisis en entornos externos a PREMAX.

· Capítulo 2

REGISTRO Y ESTUDIO DE SEÑALES RESPIRATORIAS.

Descripción de las maniobras.

Las maniobras a realizar para la obtención de la señal de presión, fueron descritas originalmente en un clásico artículo de Black y Hyatt [1] en 1969. Estos investigadores midieron presiones bucales usando un cilindro o tubo metálico que poseía una pieza adaptable a la boca, que el paciente sostenía firmemente con sus labios durante el experimento. La presión era entonces medida usando dos manómetros de aguja, dispositivos mecánicos sin posibilidad de registro.

Todas las publicaciones posteriores consultadas han tomado el referido artículo como referencia fundamental. No obstante ello, los dispositivos posteriores adoptan algunos cambios respecto al original usado por Black y Hyatt. Dentro de estos cambios pueden citarse los naturalmente producidos por los avances de la electrónica, pero también se presentan distintos modelos de tubos para la presión bucal. El concepto de presión nasal medida por medio del llamado “sniff”, no estaba presente en el estudio de Black y Hyatt.

Las variaciones en los materiales y métodos son interpretadas como el resultado de la falta de estandarización de los procesos de medida. En setiembre de 2002 la revista “American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine” publicó el criterio de estandarización [2], adoptado por la “American Thoracic Society” y la “European Respiratory Society”. Las medidas tomadas en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas se realizan de acuerdo al criterio establecido en este artículo. PREMAX utiliza como estándar de la medida al referido artículo [2].

Se describe seguidamente el procedimiento estándar para la medida de la presión inspiratoria máxima (PIMAX) y presión espiratoria máxima (PEMAX) de acuerdo a la citada publicación [2].

El test deberá ser realizado por un operador con experiencia, quien insta a la persona a realizar su máximo esfuerzo inspiratorio o espiratorio. La medida se realiza habitualmente con la persona sentada, y no se requiere palillo para tapan la nariz aunque los autores señalan que es de uso preferido. Se considera esencial la instrucción que pueda brindar el operador al paciente, así como el aliento motivador para el esfuerzo. Usualmente se necesita entrenamiento sobre cómo evitar que se escape aire alrededor de la pieza bucal, para lo cual puede ser necesario que el operador ayude apretando los labios de la persona alrededor de dicha pieza.

El criterio sugerido para obtener la medida consiste en realizar varias maniobras técnicamente correctas a juicio del operador. Se toma entonces el máximo valor dentro de tres maniobras que difieran en menos del 20%. Para investigaciones se sugiere la posibilidad de reducir este porcentaje.

Para obtener la medida según los parámetros anteriores, PREMAX prevé la posibilidad de realizar varias maniobras con la misma persona. Cada maniobra consiste en el siguiente mecanismo, que a modo de ejemplo se describe para la presión espiratoria.

Con el paciente sentado, el técnico coloca un palillo en la nariz para cerrar las fosas nasales, y le pide que sostenga el tubo con sus manos y lo introduzca en su boca. En caso de existir, la boquilla o adaptador bucal que posee el tubo, deberá ser sostenida fuertemente entre los labios y la dentadura para evitar que escape el aire. Luego se pide al paciente que respire normalmente como período de adaptación durante unos pocos segundos. Seguidamente el paciente deberá realizar una

inspiración máxima para luego espirar ejerciendo el mayor esfuerzo, el que deberá ser mantenido el mayor tiempo posible. Al comienzo de la espiración, el usuario ocluye el tubo tapando el orificio de salida de aire con el dedo, debiendo permanecer en esta situación durante todo el proceso de espiración. El tubo está conectado al transductor de presión por medio de un tubo conector. De esta manera concluye la primer maniobra.

Según se dijo, el proceso de medida requiere la colaboración del paciente, por lo que son realizadas varias maniobras para independizarse del efecto aprendizaje. Es decir, una única medida consta de varias maniobras. Entre cada una de las maniobras, se toma un tiempo de relajación para el paciente. Este tiempo dependerá de la capacidad del propio paciente de reanudar el proceso, pudiendo ser de hasta unos minutos. El operador de PREMAX marca en el teclado el comienzo y fin de cada maniobra, siendo 30 segundos el tiempo límite luego del cual la finalización ocurre por programa. El equipo PREMAX calcula el valor de la presión estática máxima de la maniobra de acuerdo con el criterio estándar. Para efectuar la siguiente maniobra dentro de la misma medida, el operador habilita el proceso nuevamente con el teclado del equipo.

Las maniobras para presión máxima inspiratoria bucal son análogas a las espiratorias. Seguido de una espiración máxima, se mide la máxima presión inspiratoria con el tubo ocluido. También aquí se deberá mantener el esfuerzo durante el mayor tiempo posible.

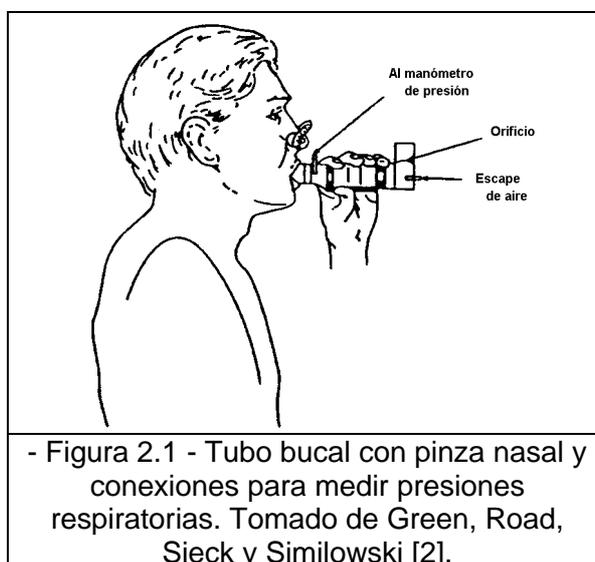
La presión inspiratoria máxima en la nariz se mide durante el proceso llamado "sniff". Para esta medida, la metodología estándar también fue tomada de la publicación [2]. La presión se mide introduciendo una pieza en forma de cuña que obstruya una de las fosas nasales. Tapón de goma, espuma y moldes de impresión dental son los enumerados por los autores como técnicas para la acuñación [2].

El "sniff" consiste en una inspiración voluntaria y corta a través de la fosa nasal no ocluida. La maniobra es similar a la efectuada para las presiones estáticas bucales y se describe a continuación.

La maniobra se realiza con el paciente sentado. Se insta a la persona a realizar máximos esfuerzos comenzando con una relajada espiración. Con un descanso entre cada maniobra, los autores de la publicación [2] aseveran que la mayoría de las personas alcanzan valores estacionarios de presión entre los 5 y 10 intentos.

El proceso de medida de la presión nasal usado por PREMAX es del todo similar al descrito para las presiones bucales. Para cada paciente el operador puede realizar distintas maniobras, que serán habilitadas al comienzo de cada una con el teclado del equipo.

Características del cilindro o tubo para las presiones estáticas bucales.



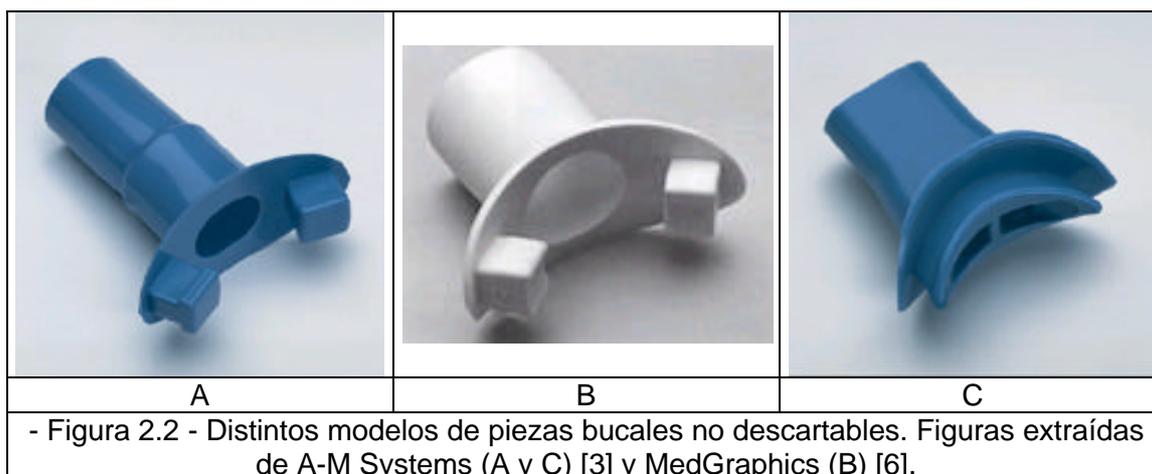
En el artículo original de Black y Hyatt [1] se describe el cilindro usado por los autores. Se trata de un tubo metálico de 15,2cm de largo, con un diámetro interno de 3cm. Uno de los extremos posee una pieza bucal cilíndrica de goma cuyo diámetro interno es de 3,2cm. En el otro extremo se encuentra la conexión al manómetro por medio de un tubo rígido de plástico, y además, una abertura de 2mm de diámetro y 15mm de longitud. La función de la abertura, según los autores, consiste en contrarrestar las presiones producidas por los músculos faciales.

La publicación tomada como estándar por PREMAX [2], no informa longitud o diámetro, pero se describen algunas características que se detallan seguidamente.

El tubo puede tener una pieza bucal en un extremo, la que podrá ser del tipo “boquilla para submarinista” (“flanged mouth piece”) o bien una pieza tubular de goma. Las presiones obtenidas con la “boquilla submarinista” son inferiores a las obtenidas con una pieza bucal tubular, pero los autores [2] señalan que esto carece de importancia para los estudios clínicos. La publicación recomienda un tubo cilíndrico como pieza bucal para investigaciones, pero señala al mismo tiempo que las más usadas son las “boquillas submarinistas”.

La pieza bucal se conecta al tubo descrito como “corto y rígido” [2], y que deberá poseer un mecanismo que permita la respiración normal, seguida de la maniobra inspiratoria o espiratoria. En el extremo del tubo debe haber un cilindro que comunica con el exterior, de 2mm de diámetro interno y 20 a 30mm de longitud. Señalan los autores que este orificio previene que se cierre la glotis durante la maniobra de presión inspiratoria, y reduce el uso de los músculos bucales durante la maniobra de presión espiratoria.

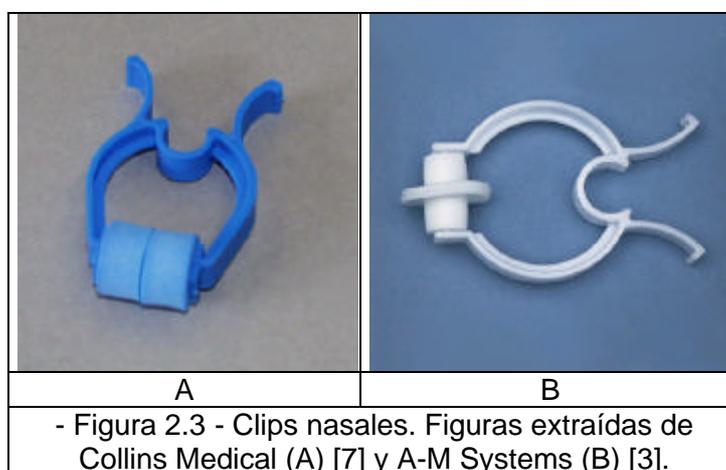
Se reproduce en la figura 2.1 el esquema de la publicación [2] con el diseño de uso más difundido. Usa una boquilla tipo submarinista del tipo mostrado en la figura 2.2.



La tabla 2.1 informa los precios obtenidos de las piezas bucales, en todos los casos de proveedores del exterior del país.

- Tabla 2.1 - Costos de piezas bucales.

	Proveedor.	Costo y detalles (no incluye envío).
1	A-M Systems Inc. [3].	25U\$\$, paquete con 10. 27.50, paquete con 10.
2	Morgan Scientific [4].	23U\$\$, paquete con 5.
3	Biodex [5].	20U\$\$, paquete de 100

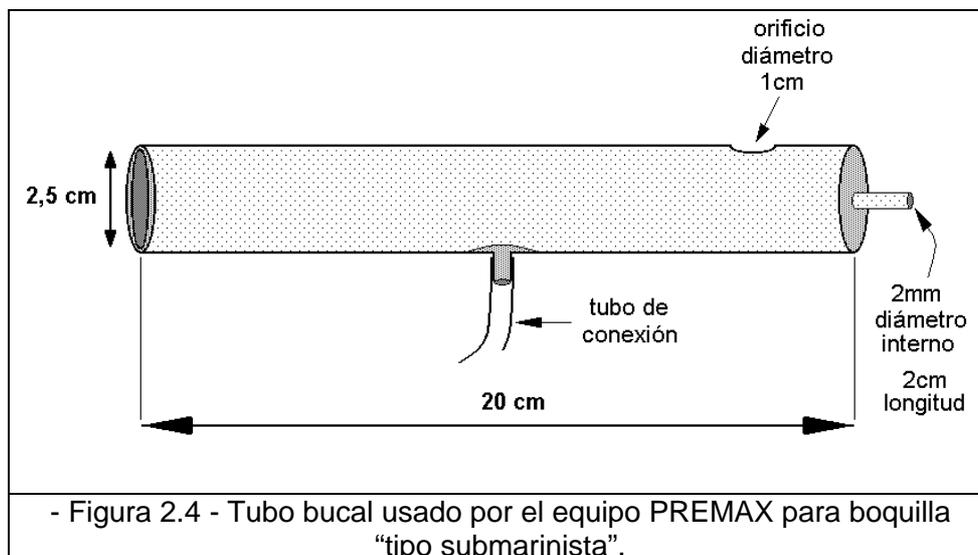


- Tabla 2.2 - Costos de clips nasales.

	Proveedor.	Costo y detalles.
1	Morgan Scientific [4].	16U\$\$, por unidad.
2	Casa Sanz deportes. Uruguay 1163.	85\$ la unidad (clip para natación).
3	ACJ Deportes. Colonia 1870	95\$ la unidad (clip para natación).

El diseño de tubo bucal para el equipo PREMAX, tuvo en cuenta la opción descrita por la referencia [2] de la figura 2.1, así como lo observado durante las visitas

al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria. El modelo elegido se muestra en la figura 2.4.



Para la construcción fueron realizadas consultas a varios torneros sobre el costo y el material que cumpliera los requerimientos de rigidez. Se eligió diseñarlo de nailon, que según la información recogida, es de manejo habitual y por tanto de menor costo, tratándose al mismo tiempo de un material con la dureza necesaria. PREMAX usa el tubo bucal mostrado en la figura 2.4 realizado en nailon.

Las dimensiones fueron tomadas a partir de la referencia estándar [2], o bien por no especificarse en la misma, fueron adoptados valores similares a los usados en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria. En particular, el tubo de 2cm del extremo fue tomado de la referencia [2], a diferencia de lo observado en el Laboratorio donde se usa un orificio. El orificio de 1cm de diámetro se decidió ubicarlo en la parte superior del tubo, ya que según lo observado en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria, la oclusión realizada por el operador se realiza más fácilmente cuando está en esta posición. Si el orificio quedase en forma longitudinal con el tubo, tal como se muestra en la figura 2.1, la oclusión implicaría una fuerza que empuje el tubo hacia la boca del paciente lo que se decidió evitar. El tamaño del tubo de conexión es el habitual de estos dispositivos y será descrito más adelante.

Para la fabricación del prototipo fueron consultados 3 torneros con costos que se detallan en la tabla 2.3.

- Tabla 2.3 - Costos de fabricación del tubo bucal.

Fabricante	Empresa	Dirección	Teléfono	Costo \$U
1	Cancelo S.R.L.	Av. Italia 4305	619 82 50	400
2	Ismael Acevedo	Ramón Castriz 2609	507 07 67	350
3	Roberto Ovelar	Magenta 3869	506 58 84	250

El fabricante número 3 fue elegido por tratarse de tornería de precisión, por menor costo y además porque junto con la construcción del tubo bucal se consultó precio de fabricación de una pieza nasal (se verá más adelante) para el proceso de "sniff", cuyo costo total fue de 335\$U (el tubo bucal más la pieza nasal).

Aparte de los argumentos de estandarización antes mencionados, el diseño del tubo se realizó utilizando una pieza bucal de tipo submarinista, obtenida en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria. Una vez construido el tubo se

realizó una búsqueda de información en el mercado local respecto de la disponibilidad de piezas bucales con resultado negativo. Los proveedores encontrados son del exterior del país, con costos que se consideraron excesivos para la adquisición frecuente de este dispositivo. Esta situación fue consultada con el Médico a cargo de los estudios realizados en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria (Dr. Píriz), habiéndose recibido la sugerencia de sustituir la boquilla tipo submarinista por un dispositivo descartable de amplia disponibilidad. Se decidió entonces diseñar una segunda opción como pieza bucal a través de un tubo de material plástico cilíndrico.

Este tipo de boquillas descartables, según pudo recogerse de búsquedas realizadas por Internet, es de uso también generalizado. Se diseñó entonces un cilindro de 10cm de longitud, habiéndolo obtenido del corte de un tubo de 1 pulgada de diámetro que es una medida estándar en el mercado. Este tipo de tubo plástico es usado como material para instalaciones eléctricas, adquiriéndose por unidades de 3 metros de longitud por un costo de 30\$U (pesos uruguayos). Es decir que el costo de cada pieza bucal es de 3\$U (pesos uruguayos), justificando plenamente su carácter descartable.



- Figura 2.5 - Pieza bucal descartable.

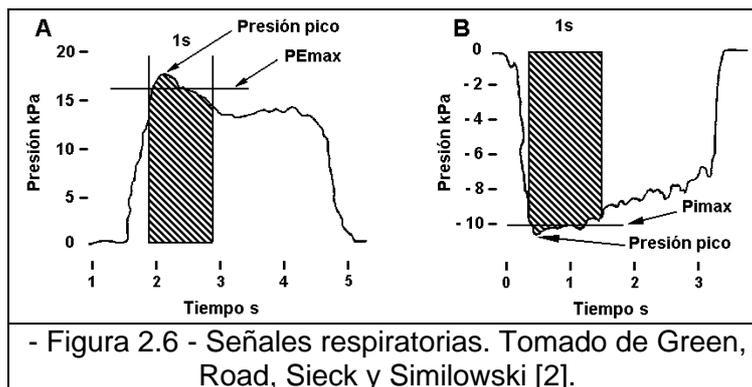
Se debe realizar aquí la siguiente puntualización. El método de utilización de todo el dispositivo es el siguiente. La pieza bucal es la que tiene contacto con los labios del paciente, y es por ello descartable. El tubo bucal no es una pieza descartable, pudiéndose entonces usar para otras medidas luego de su esterilización.

Para el uso de un cilindro plástico como boquilla, fue construido un segundo tubo bucal. Las dimensiones y costo son idénticos al caso anterior mostrado en la figura 2.4, excepto por el hecho de que se pidió al tornero modificar levemente el diámetro para permitir el ajuste de la pieza bucal cilíndrica.

Como tubo bucal PREMAX usa dos modelos: uno con dimensiones para una boquilla tipo submarinista, y un segundo modelo con diámetro algo menor en el extremo para boquilla cilíndrica de plástico. Se aclara finalmente que es posible el empleo de adaptadores de material plástico para el uso indistinto de una boquilla en cualquiera de los tubos diseñados.

Características de las señales.

Las formas típicas de la señal de presión a estudiar se muestran en la figura 2.6, que ha sido tomada de la publicación [2] usada como estándar en el diseño de PREMAX.



La curva muestra la forma de una meseta o espiga, con un extremo inicial (máximo o mínimo según el caso) a partir del cual la presión se mantiene en valores altos durante 2 a 3 segundos.

Con la finalidad de establecer una duración estándar de la espiga, se analizaron más de 30 curvas registradas en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria, cada una más de 5 espigas. En todos los casos la espiga tenía una duración menor a 10 segundos. Los máximos valores, aun siendo cercanos a los 10 segundos, sólo fueron registrados en pocos casos, siendo la mayoría menores que 5 segundos. Además, la duración del esfuerzo depende de las directivas dadas por el operador de la maniobra, quien indica en qué momento deberá cesar. Este punto es de importancia para definir la duración máxima de la espiga, puesto que el propio operador está informado de la relevancia del primer tramo de la misma, es decir del intervalo de 1 segundo luego del pico, lo que está a favor de la consideración segura de los 10 segundos como cota superior. Se decidió entonces considerar 20 segundos de maniobra como los necesarios para obtener toda la información requerida, esto es, valores de PEMAX o PIMAX y visualización de toda la espiga para verificar la calidad de la maniobra.

El equipo PREMAX considera 20 segundos como el intervalo relevante cuyas muestras serán consideradas para el estudio de la maniobra.

De acuerdo con lo recomendado por la documentación, las señales de presión estática pueden ser correctamente tratadas considerando un ancho de bando de 10 a 15 Hertz. El “sniff” se considera una maniobra dinámica y por tanto conlleva el mayor ancho de banda de todos los procesos de medida que PREMAX realiza. Según el estándar, este valor es de 15 Hertz.

PREMAX usa 15 Hertz como máximo ancho de banda de las señales respiratorias. De acuerdo con el teorema de muestreo de Nyquist, la frecuencia de muestreo debiera ser superior a 30 muestras por segundo. Por razones explicadas en el capítulo 5 (Etapa de conversión-codificación), la frecuencia usada es de 150 muestras por segundo.

El equipo PREMAX muestrea con una frecuencia de 150 muestras por segundo.

Los valores de presión extremos a considerar son también los brindados por el documento [2]. Para individuos saludables las mayores presiones estáticas son obtenidas por hombres durante la maniobra de espiración. A partir de las referencias del artículo [2], los autores informan de una cota superior de 285 centímetros de agua. Se informa asimismo que las presiones obtenidas por la maniobra de “sniff” son inferiores a las presiones estáticas bucales. No obstante ello, se ha encontrado que otra publicación [8] señala que la presión inspiratoria nasal durante el “sniff”, ha resultado un poco mayor que la presión estática inspiratoria bucal, en un factor de casi 1.2, y luego de una investigación realizada con 160 individuos saludables. Aun así,

estos valores continúan siendo inferiores a la presión bucal espiratoria indicada más arriba, puesto que los resultados considerados por el artículo [2] dan valores inferiores para la presión inspiratoria respecto de la espiratoria.

La información brindada por el Médico del Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria (Dr. Píriz) es que para la población local, una cota aceptable estaría incluso por debajo de los 200cm de agua.

PREMAX toma 300cm de agua como valor extremo para las presiones a medir.

Para la digitalización de la señal, se tomó como resolución para los cálculos iniciales una presión de 0.5cm de agua. Como se deduce en el capítulo 9 (Cálculo de errores), la ecuación de la recta de transferencia del transductor es

$$V = 1.067 \times 10^{-2} \times \text{presion diferencial [cm de agua]} + 5.250 ,$$

de donde tomando diferencias se obtiene

$$\Delta V = 1.067 \times 10^{-2} \times \Delta P = 1.067 \times 10^{-2} \times 0.5 = 5.3 \text{ mV} .$$

Puesto que el rango de trabajo será [1.5V, 9V], se efectúa el siguiente cociente para obtener la cantidad de niveles necesarios

$$N^{\circ} \text{ de niveles} = \frac{9 \text{ V} - 1.5 \text{ mV}}{5.3 \text{ mV}} = 1415 \text{ niveles} ,$$

por lo que el número de bits necesarios será

$$2^{N^{\circ} \text{ de bits}} \geq 1415 \rightarrow N^{\circ} \text{ de bits} \geq \frac{\lg 1415}{\lg 2} \cong 10.4 .$$

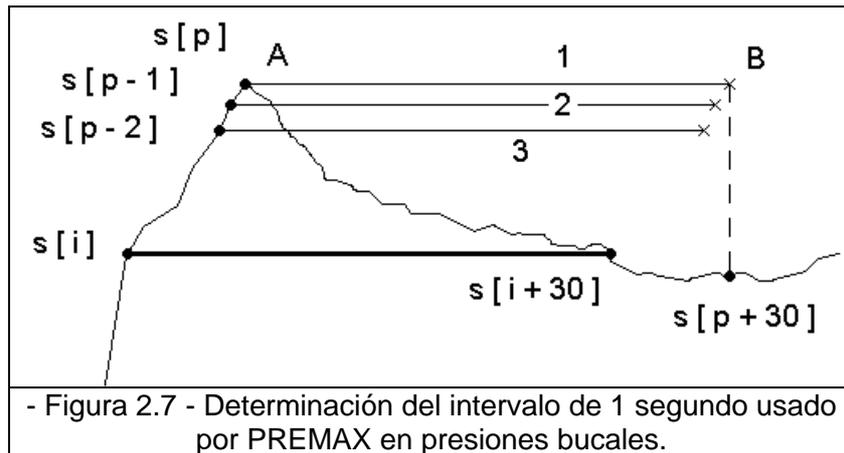
Por lo tanto, las señales de presión tratadas por el equipo PREMAX, necesitan un mínimo de 11 bits en el proceso de digitalización, a efectos de conseguir una resolución de 0.5cm de agua. Como se explica en el capítulo 5 (Etapa de conversión-codificación), el equipo PREMAX usa 16 bits para codificar las señales de presión respiratoria.

Análisis de señales respiratorias.

Se describe a continuación el criterio usado en el diseño de PREMAX para el análisis de la señal basado en la referencia [2]. Por razones explicadas en el capítulo 7 (Programación y planificación del uso del microprocesador), la señal en memoria del microprocesador tiene una frecuencia de 30 muestras por segundo para presiones bucales, y 75 muestras por segundo para presión nasal durante el "sniff".

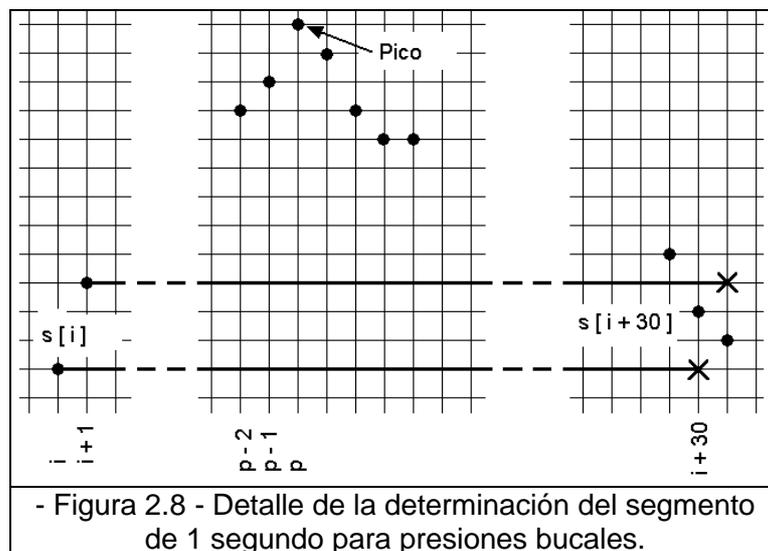
Según se estableció en los anteriores apartados, cada una de las maniobras contendrá una espiga o meseta como señal para analizar. En la medida de la presión espiratoria, PREMAX define como PICO DE PRESIÓN al valor máximo de la misma en el intervalo de la maniobra. Habrá por tanto un pico de presión para la inspiratoria bucal y para la nasal, correspondiendo en estos casos al valor mínimo. En caso de existir más de un máximo (mínimo), PREMAX considera como pico de presión al que se produce primero.

El equipo PREMAX encuentra el pico de presión de la maniobra y determina un intervalo de 1 segundo que lo contiene de la siguiente manera. Haciendo uso de la forma esperada para la señal de presión, se busca un intervalo cuyas muestras reflejen el intento de mantener el esfuerzo, y por tanto ubicado en su mayor parte a la derecha del pico. Tal es lo sugerido por la referencia estándar [2] en la figura 2.6 donde se muestra el intervalo buscado. Puesto que en [2] no se describe el procedimiento usado para la determinación del segmento, se decidió considerar el mecanismo ilustrado en la figura 2.7 para presiones espiratorias (para inspiratorias es análogo).



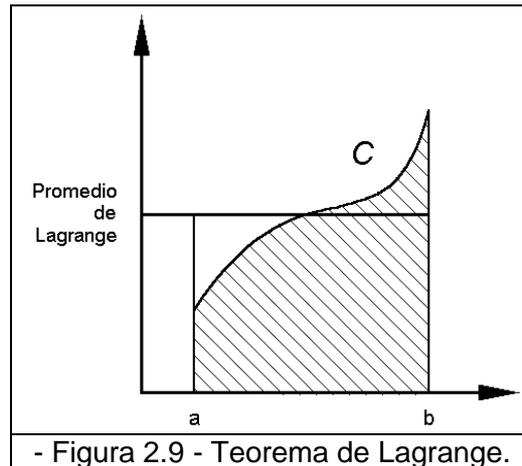
Se comienza comparando el pico $s[p]$ con la muestra $s[p+30]$ (figura 2.7), es decir, un segundo después. Puesto que $s[p] > s[p+30]$, se compara entonces la muestra $s[p-1]$ con $s[p-1+30]$. Si la muestra izquierda sigue siendo mayor ($s[p-1] > s[p-1+30]$), se continúa el proceso hasta que la mayor sea la muestra derecha, en cuyo caso se habrá determinado el intervalo buscado. En la figura 2.7 el intervalo está determinado por los índices de muestra i e $i+30$.

El proceso puede pensarse como el deslizamiento de un segmento horizontal (AB). Se apoya el extremo izquierdo del segmento en el pico, y se desliza como en la figura 2.7 ocupando las posiciones 1, 2, 3, etc. Cuando el extremo derecho del segmento "toca la curva", el proceso se detiene.

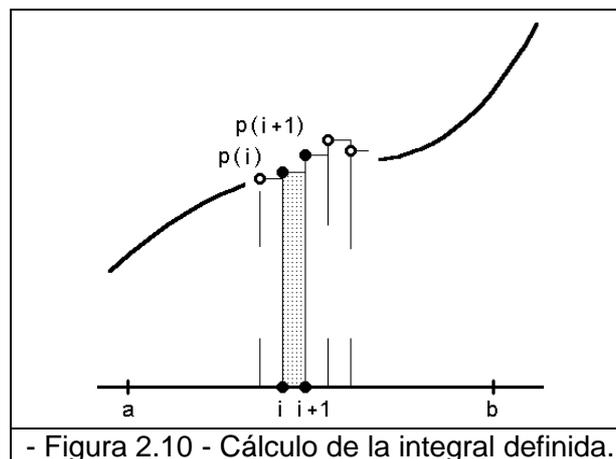


La figura 2.8 muestra el último y anteúltimo paso en el deslizamiento del segmento. En efecto, el extremo derecho del segmento pasa de un lado a otro de la curva, verificándose la condición de parada: $s[i] < s[i+30]$.

Una vez encontrado el intervalo, PREMAX genera un valor de PEMAX (o PIMAX) usando el Teorema de Lagrange o teorema del valor medio. Se integra la curva para calcular el área usando como bordes a los extremos del intervalo hallado; el valor de la integral se divide luego por la duración del intervalo obteniéndose el promedio. El cálculo del valor medio a través del teorema de Lagrange se ilustra en la figura 2.9 para una señal de valores positivos como en la presión espiratoria.



El área rayada de la figura 2.9 corresponde a la integral definida con bordes a y b, mientras que el valor de PEMAX será el promedio de Lagrange. El cálculo de la integral definida PREMAX lo realiza por medio de uno de los métodos numéricos habituales de suma de áreas elementales que muestra la figura 2.10,



es decir:

$$INTEGRAL = \sum_{i=1}^{i=150} \{p(i) \times [(i+1) - i]\} = \sum_{i=1}^{i=150} p(i).$$

Finalmente, el teorema de Lagrange o teorema del valor medio dará el siguiente resultado para PEMAX:

$$PEMAX = \frac{INTEGRAL}{b-a} = \frac{\sum_{i=1}^{i=150} p(i)}{b-a} = \frac{\sum_{i=1}^{i=150} p(i)}{30}.$$

El procedimiento para PIMAX es análogo, sólo que la curva de presión tiene el pico para valores negativos. La integral a realizar se muestra como el área rayada en la figura 2.6: para la presión espiratoria en el caso A, y para la inspiratoria en el caso B.

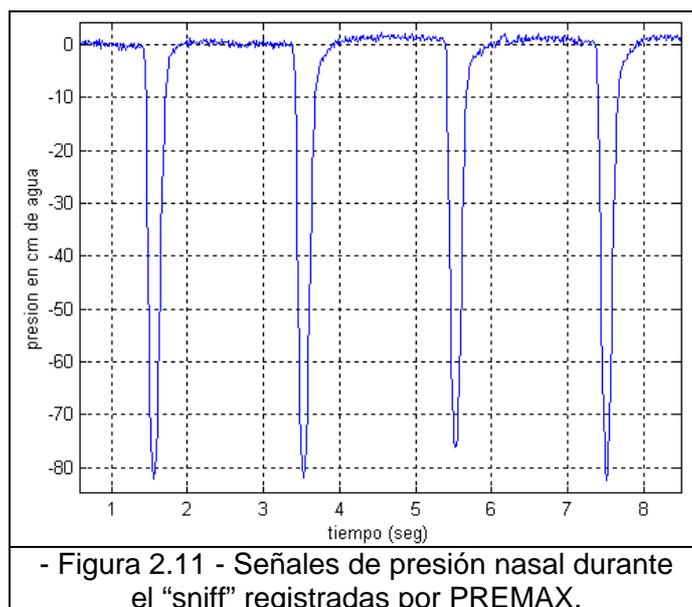
El algoritmo fue probado usando boquillas descartables, habiéndose obtenido resultados satisfactorios. Para corroborar los resultados se usó el PC desde el cual se pudo ver la forma de la señal y verificar el valor de los parámetros.

A través de las visitas al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria, se pudo establecer que se usa un criterio diferente para la elección de la presión bucal a informar. Este consiste en identificar primero el pico de presión, y luego ubicar una meseta en forma visual. Esta meseta deberá estar después del pico, pero lo más cercana en el tiempo y en altura. El valor de la meseta es el adoptado como presión bucal. Se informó que usando la meseta se pretende dar importancia al mantenimiento del esfuerzo por parte del paciente durante la maniobra.

Por lo expuesto en el párrafo anterior se decidió estimar un valor de la meseta en la señal de las presiones bucales, quedando como parte del conjunto de parámetros a informar luego del proceso de medida. Para ello, se definió un intervalo de 0.5 segundos como duración de la meseta. El programa de PREMAX procede entonces a “deslizar una ventana” de 0.5 segundos a través de la señal, ubicando el conjunto de puntos cuya desviación estándar es mínima. La ventana recorre la señal partiendo del pico de presión, haciéndose coincidir el extremo izquierdo con el pico. Luego se desliza la ventana en tiempo creciente, hasta que el extremo derecho de la misma alcance 1.5 segundos después del pico. El deslizamiento se va haciendo de una muestra a la vez, al tiempo que se va calculando la desviación estándar de los valores de presión que caen dentro de la ventana. Se define como intervalo de meseta aquel cuya desviación estándar sea la menor de todas.

Como parte de los parámetros de la medida, PREMAX informa el valor de la meseta definida como el intervalo de 0.5 segundos, entre el pico de presión y 1.5 segundos después, cuyas muestras poseen la menor desviación estándar.

La curva de presión nasal correspondiente al “sniff”, presenta un aspecto diferente respecto a las presiones bucales. La forma genérica puede verse en la figura 2.11. Como se dijo antes, la maniobra de “sniff” está considerada dinámica, presentando el mayor ancho de banda de las señales a medir por PREMAX (15Hz). Podría describirse la curva como una espiga de presiones negativas de corta duración. La base de las espigas (medida a la décima parte del pico) adopta valores que pueden estimarse como cercanos a 0.5 segundos de duración. El valor del pico puede llegar a -185cm de agua como caso extremo, tal como se analizó antes en función de las referencias [2] y [8].

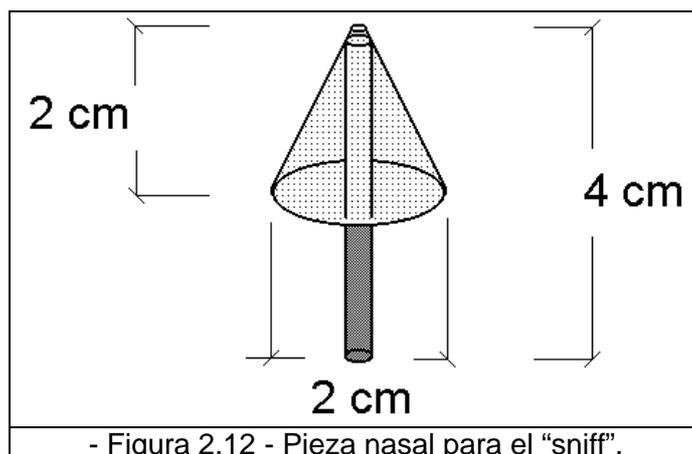


El documento estándar [2] es poco preciso respecto a la descripción de la maniobra, los materiales a utilizar, y el criterio para definir el valor de la medida. Las visitas al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas y la documentación obtenida ([9], [10], [11] y [12]), han permitido obtener una idea cualitativa de la forma de dichas curvas, así como establecer un criterio para el valor tomado de la medida.

La figura 2.7 muestra la forma habitual de las señales. Como se dijo antes, las espigas son de corta duración, hecho considerado como importante para que la maniobra se admita como correcta. A partir de estas características, la documentación antes citada ([9], [10], [11] y [12]) establece criterios similares, aunque no específicamente descritos, para establecer el valor final de la medida. PREMAX considera que el valor de presión nasal inspiratoria mínima medida a través de la maniobra de "sniff", corresponde al pico de la espiga, es decir el mínimo de presión. Habrá por tanto un valor distinto para cada una de las espigas de la figura 2.7. Al mismo tiempo, la calidad de la maniobra se evalúa en función de la duración de la base de la espiga, la que debiera ser lo más corta posible, y que será definida con precisión en la sección siguiente.

Diseño de la pieza nasal.

La figura 2.12 muestra un esquema de pieza nasal diseñada para la maniobra de "sniff".



En vista de la falta de estandarización de la forma así como de sus medidas, se decidió adoptar una forma cónica con medidas tales que sean levemente superiores al tamaño de las fosas nasales. El material usado para la fabricación fue el mismo que el del tubo bucal, es decir nailon. Como se adelantó en el estudio de mercado realizado para la construcción del tubo bucal, éste junto con la pieza nasal fueron hechos por el mismo fabricante por razones de precio así como por tratarse de tornería de precisión. En efecto, el tubo más la pieza nasal resultaron de menor precio respecto al precio que los otros fabricantes dieron para el tubo solamente. El costo de la pieza nasal fue de 85\$U.

Criterio de calidad de las señales.

La importancia de la experiencia del operador se establece en la documentación estándar [2], lo que ha sido indicado varias veces en los párrafos anteriores. Uno de los aspectos en los que cuenta esta experiencia es en la selección de la calidad de las señales para su aceptación o no como válida. Este punto ha sido verificado en las visitas al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria.

Se decidió entonces establecer un criterio capaz de ser programado, que informe la calidad de la señal obtenida, en forma similar a como lo hace el operador. Para ello fueron seleccionados algunos puntos que son tenidos en cuenta por el operador del Laboratorio así como por la documentación estándar [2], resaltando la importancia de cada uno con un factor de ponderación.

El alcance del criterio usado está de acuerdo con las características del proyecto PREMAX, y en particular con el tiempo disponible para su desarrollo. Es por este motivo que se indica un factor de calidad de la señal, sólo con la intención de que sea usado por el operador como indicación primaria de la corrección de la maniobra, lo cual deberá ser verificado más adelante con la señal propiamente en la pantalla de un PC.

La calidad de la maniobra o calidad de la señal podrá adoptar valores entre 0% y 100% para PEMAX y PIMAX. Para la presión nasal durante el "sniff", la calidad de la señal tendrá 2 valores posibles: 0% o 100%.

Se describe a continuación el criterio usado para cada tipo de señal respiratoria.

PEMAX y PIMAX.

1 Ubicación del pico respecto al segmento de 1 segundo: La calidad de la señal obtenida se entiende como mayor, en la medida de que el pico de presión esté ubicado cerca del extremo izquierdo del segmento de 1 segundo usado para el teorema de Lagrange. Se considera que la maniobra ha sido buena cuando el paciente ejerce un gran esfuerzo respiratorio inicial, lo que permite alcanzar un pico de presión, tratando luego de mantener dicho esfuerzo por cierto período. PREMAX cuantifica esta posibilidad asignando un puntaje entre 0 y 10 puntos en una escala no lineal. Sea puntaje(1) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_1=35\%$.

2 Crecimiento rápido de la curva hasta llegar al pico de presión: El esfuerzo de una correcta maniobra, deberá ser ejercido en forma rápida hasta alcanzar el pico de presión. Se deberá entonces ponderar positivamente el rápido crecimiento. Para ello se encuentra el punto por izquierda del pico, cuya altura sea la décima parte del mismo. Se calcula el intervalo $t_{\text{pico}} - t_{\text{pico}/10} = \Delta t$, y en función de su duración, PREMAX asigna un puntaje en una escala no lineal de 0 a 10. Sea puntaje(2) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_2= 30\%$.

3 Muestras de la meseta con poca desviación. Se intenta ponderar positivamente el hecho de que exista realmente una meseta en el esfuerzo, lo que ocurre cuando las muestras durante el intervalo elegido de 0.5 segundos presentan poca desviación respecto al valor medio. Se usa entonces la desviación estándar relativa respecto a la media, midiendo este resultado en porcentajes. Se asigna 10 puntos si el valor pertenece al intervalo $[0, 0.1\%]$, para el intervalo $[0.1\%, 0.2\%]$ se asigna 9 puntos, y así sucesivamente hasta asignar 1 punto si el valor está en el intervalo $[0.9\%, 1.0\%]$. Por encima del 1% no se asigna puntaje. Sea puntaje(3) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_3=5\%$.

4 Presión de meseta cercana al pico. Se considera como positivo el hecho de que el esfuerzo mantenido, es decir la meseta, se logre para valores de presión similares al pico de presión. Para cuantificar este hecho, en el caso de presión espiratoria se procede como sigue. En el intervalo de 1 segundo usado para el teorema de Lagrange, se considera que la presión tiene un mínimo en el extremo izquierdo de dicho intervalo. Aunque esto no es válido en todos los casos, se asume que sí lo es en la mayoría de las señales. Se realiza entonces la resta entre el pico y la presión del extremo izquierdo del segmento, dividiendo esta resta en 10 partes. Si la meseta cae dentro del primer décimo cercano al pico, se asigna 10 puntos. Si cae dentro del segmento de menor presión, se asigna 1 punto. Los demás casos corresponden a los puntajes intermedios. Si la presión de la meseta es menor que el mínimo, se asigna puntaje cero. El proceso es análogo para la presión inspiratoria pero para valores negativos de presión. Sea puntaje(4) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_4=5\%$.

5 Meseta cercana al pico en el tiempo: Se considera positivo el hecho de que el esfuerzo mantenido, es decir la meseta, ocurra inmediatamente después del pico de presión. Para cuantificar este hecho se divide el segmento $[t_{\text{PICO}}, t_{\text{PICO}}+1s]$ en diez partes. Si el comienzo de la meseta cae en el primer décimo, se asigna 10 puntos, si cae en el segundo se asigna 9. Se continúa así, en forma sucesiva hasta asignar 1 punto cuando el comienzo cae en el décimo más cercano al extremo derecho del segmento elegido. Sea puntaje(5) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_5=5\%$.

6 Tendencia a mantener el esfuerzo en toda la maniobra: Se intenta medir con este parámetro la tendencia a mantener el esfuerzo durante el intervalo de 1 segundo que fuera usado para el teorema de Lagrange. Se eligió para ello usar la desviación estándar relativa al promedio, la que deberá ser pequeña como factor de consideración positiva. En este caso, el promedio coincide con PEMAX o PIMAX según el caso. Se considera entonces un valor tope de 1%, dividiendo este valor en 10 partes de 0.1%. Por tanto, si la desviación estándar relativa adopta un valor dentro del intervalo [0%, 0.1%], se asigna 10 puntos; si cae dentro del segmento [0.1%, 0.2%] se asigna 9 puntos, y así sucesivamente hasta asignar 1 punto para el intervalo [0.9%, 1.0%]. Por encima del tope, se asigna puntaje nulo. Sea puntaje(6) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_6=15\%$.

7 Altura del pico: Se considera positivo el esfuerzo cuyo pico de presión sea superior a 50cm de agua. Si ocurre se asigna 10 puntos, y en caso contrario se asigna 0 punto sin valores intermedios. Sea puntaje(7) el valor finalmente asignado. En el criterio global, este ítem tendrá una ponderación de $p_7=5\%$.

8 Definición de criterio de calidad para PEMAX y PIMAX: La calidad de la señal es el valor obtenido de sumar todos los ítems anteriores con la ponderación correspondiente:

$$\text{Calidad de la señal} = \frac{1}{10} \times \sum_{i=1}^{i=7} [\text{puntaje}(i) \times p(i)].$$

De acuerdo con la definición, la calidad de la señal podrá adoptar valores en el intervalo [0%, 100%].

Presión nasal durante el "sniff".

- La calidad de la señal puede tomar sólo dos valores: 0% o bien 100%.
- Para 100% se necesita a la vez que se cumplan las siguientes condiciones:
 - Base de la espiga menor a 0.5 segundos. Se define como base de la espiga a la diferencia en tiempo de los puntos con altura 0.1 del pico (o las muestras inmediatas con altura menor al 0.1 del pico).
 - Altura de la espiga superior a 10cm de agua.

Cálculo de las medidas y datos a presentar.

Para cada paciente serán guardadas 10 maniobras de PEMAX, 10 de PIMAX y 10 maniobras de presión nasal durante el "sniff". Para cada una de las presiones respiratorias, PREMAX informa una serie de parámetros que según el caso, el médico podrá tomar como la medida buscada.

PEMAX.

Cada vez que finaliza una maniobra, el equipo PREMAX informa los siguientes parámetros (ver capítulo 7, sección Tratamiento de las señales):

- PEMAX: Se calcula usando el teorema de Lagrange.
- Pico de presión: valor de la presión máxima.

- Meseta de presión.
- Calidad de la maniobra.

Una vez finalizadas todas las maniobras de medida de PEMAX, el equipo PREMAX procede de la siguiente manera:

- Se elige la maniobra de mayor PEMAX, y se informa nuevamente el valor de PEMAX y la calidad de la señal para dicha maniobra.
- Se elige la maniobra de mayor calidad y se informa nuevamente el valor de PEMAX y la calidad de la señal para dicha maniobra.

PIMAX.

Cada vez que finaliza una maniobra, el equipo PREMAX informa los siguientes parámetros (ver capítulo 7, sección Tratamiento de las señales):

- PiMAX: Se calcula usando el teorema de Lagrange.
- Pico de presión: valor de la presión mínima.
- Meseta de presión.
- Calidad de la maniobra.

Una vez finalizadas todas las maniobras de medida de PIMAX, el equipo PREMAX procede de la siguiente manera:

- Se elige la maniobra de menor PIMAX, y se informa nuevamente el valor de PIMAX y la calidad de la señal para dicha maniobra.
- Se elige la maniobra de mayor calidad y se informa nuevamente el valor de PIMAX y la calidad de la señal para dicha maniobra.

Presión nasal durante el “sniff”.

Cada vez que finaliza una maniobra, el equipo PREMAX informa los siguientes parámetros (ver capítulo 7, sección Tratamiento de las señales):

- Sólo en el caso de maniobra con calidad 100%:
 - Maniobra óptima
 - Pico de presión.
 - Duración de la espiga.
- Sólo en el caso de maniobra de calidad 0%:
 - Maniobra no óptima.
 - Pico de presión.
 - Duración de la espiga.

Una vez finalizadas todas las maniobras de medida de presión nasal durante el “sniff”, el equipo PREMAX procede de la siguiente manera:

- Sea N el número de elementos del conjunto de maniobras realizadas. El valor de N podrá ser menor o igual que 10, dependiendo de que el operador haya decidido guardar menos maniobras que el máximo permitido.
- Sólo si N es menor o igual que 3 se informa para todas las maniobras (1, 2 ó 3):
 - Pico de presión
 - Calidad de la maniobra (0% o 100%)
- Se define el conjunto “maniobras óptimas” formado por todas las maniobras de calidad 100%. Sea “N-óptimo” el número de elementos de este conjunto.

- Sólo si N-óptimo es menor o igual que 3 se informa para todas las maniobras óptimas (1, 2 ó 3):
 - Pico de presión
 - Maniobra óptima
- Sólo si N-óptimo es mayor que 3, se informa la mejor terna del conjunto “maniobras óptimas”, elegida de la siguiente forma:
 - Para todo el universo de ternas se evalúa la media y la desviación estándar
 - Se identifica la terna con menor desviación estándar
 - Se informa la presión de pico media en la terna, y la presión de pico de cada integrante de la terna: Pprom, P1, P2 y P3. Se aclara que en este caso todas las maniobras son de calidad óptima.

Tubos de conexión.

Son realizadas aquí algunas consideraciones referidas a los tubos que conectan el transductor con el tubo bucal o con la pieza nasal. De acuerdo con lo establecido en la referencia estándar [2], la respuesta en frecuencia del dispositivo mecánico depende fuertemente del diámetro interno de los tubos de conexión usados. Si el diámetro es demasiado pequeño, o si el volumen de gas es demasiado grande, el ancho de banda puede disminuir por debajo de lo deseado. Este documento estándar recomienda por tanto el uso de tubos de conexión de polietileno, con diámetro interno de 1.4 a 1.7mm y 70cm a 1m de largo. Al mismo tiempo y para evitar cambios de temperatura significativos en la membrana del transductor, como fue dicho en anteriores párrafos, PREMAX recomienda usar tubos de conexiones de 1 metro de largo.

Tabla final.

A partir del análisis realizado en el presente capítulo, los parámetros obtenidos respecto de las señales de trabajo se resumen en la siguiente tabla. Algunos resultados surgen de consideraciones realizadas en capítulos posteriores.

- Tabla 2.4 - Parámetros de diseño.	
Señales de presión.	
Extremos de presión esperados	±285cm de agua
Extremos de presión admisibles por PREMAX	300cm de agua
Cota superior del ancho de banda	15Hz
Ancho de banda usado por PREMAX para el almacenado de la señal	PEMAX y PIMAX 15Hz Presión nasal durante “sniff” 32.5Hz
Valores extremos discriminados.	
PEMAX con pieza bucal tubular	285cm de agua
PEMAX con la pieza bucal tipo “submarinista”	235cm de agua
PIMAX con pieza bucal tubular	-165cm de agua
PIMAX con la pieza bucal tipo “submarinista”	-155cm de agua
Presión nasal durante el “sniff” extrema	-185cm de agua
Tubos de conexión.	
Largo recomendado	1 metro
Diámetro interno recomendado	1.4 a 1.7mm

· Capítulo 3

ETAPA DE TRANSDUCCIÓN.

Elección del transductor.

En el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias) quedó establecido que las cotas de presión a medir son de 300 y –300 cm de agua respecto de la presión atmosférica lo que hace necesaria la elección de un transductor de presiones diferenciales. El uso de un transductor de presión absoluta requeriría la medida de la presión atmosférica, lo cual incrementa innecesariamente la complejidad del diseño.

La presión diferencial a medir es la del gas ocluido dentro de una cavidad respecto al aire libre. Una solución consiste en usar un transductor que trabaje con las variaciones de las propiedades físicas de una membrana, como consecuencia de los cambios en las presiones a las que está sometida de ambos lados.

Tipos de transductores:

Inductancia variable: Estos transductores funcionan cambiando la inductancia de la bobina como consecuencia de la variación de presión aplicada. Para la medición de estos parámetros se requiere usar circuitos de corriente alterna.

Capacitancia variable: Las variaciones de presión generan cambios en un capacitor, modificando algunas de sus características físicas. Una posibilidad es la modificación de la separación entre placas. También aquí con un circuito adecuado de corriente alterna se puede medir el cambio en la capacidad, y generar un voltaje en función de la presión que lo genera.

Resistencia variable: Usan las variaciones de la resistencia de un alambre sometido a diferentes elongaciones. La resistencia del material puede ser representada a través de la relación siguiente:

$$R = \frac{r(T) \times L}{S}$$

donde

R: resistencia total

T: temperatura

r: resistividad, variable con la temperatura

L: longitud del alambre

S: sección del alambre.

Las variaciones de la resistividad provocada por la temperatura, no son significativas respecto a las provocadas en R por los cambios en la longitud o la sección del alambre. Esta “estabilidad” térmica sería deseable si las demás características del transductor fuesen las necesarias. En el rango de trabajo la presión será proporcional a la tensión mecánica ($\Delta L/L$).

Piezorresistivos: Utilizan los cambios producidos en la piezorresistencia de un material semiconductor. La sensibilidad de estos transductores es muy superior al

caso de los de resistencia variable, pero tienen el inconveniente de la importante variación de la resistencia con la temperatura. Los transductores disponibles que usan esta tecnología, utilizan resistencias implantadas en una membrana de silicona. Esta membrana se deforma como consecuencia de las distintas presiones existentes a ambos lados. Puesto que la elasticidad de este material cristalino es muy alta, dentro de su rango de trabajo no hay deformaciones permanentes de la membrana, y sólo falla por rotura.

La descripción anterior argumenta en favor de la elección de un transductor de presión de tipo piezorresistivo. La membrana de silicona que usa esta tecnología permite medir presiones diferenciales, el cual es uno de los objetivos buscados en la elección. Deberá tenerse en cuenta la influencia apreciable de las variaciones de $r(T)$ sobre el valor de R . Esto podría llegar a ser un inconveniente a efectos de la calibración puesto que el aire espirado posee la temperatura corporal del paciente distinta de la ambiental.

Para la elección fueron tomados en cuenta los antecedentes que al respecto existen en los diseños del Hospital de Clínicas, así como los presentados en el Seminario de Ingeniería Biomédica del año 2001. Por ejemplo y en particular, se planteó como deseable que la caja del transductor permitiese la conexión directa con los catéteres habituales de uso médico, que de acuerdo con las especificaciones estándar [2], son usados en el diseño de PREMAX.

La búsqueda en el mercado proporcionó información sobre varios modelos, en general para aplicaciones industriales. En base a esta información, y a las especificaciones generales expuestas, se realizó una elección directa del dispositivo. El modelo de transductor MICRO SWITCH 143PC05D ha sido el seleccionado, cuyas características son expuestas a continuación.

Transductor MICRO SWITCH 143PC05D:

- Tabla 3.1 - Características del producto. Extraído de [13].	
Tipo de medida	Diferencial
Tratamiento de la señal	Amplificación
Rango de presión	± 5.0 psi
Sobrepresión máxima	30 psi
Compensación de temperatura	-18 °C a 63 °C
Tiempo de respuesta	1 ms máximo
Voltaje de la fuente	7.0 V dc mínimo; 8.0 Vdc típico y 16.0 Vdc máximo

Este modelo trabaja con un rango de presiones que deja un margen adecuado por encima y por debajo de las cotas previstas, incluyendo todos los casos posibles dentro del rango de trabajo. A su vez, la rotura del dispositivo no se producirá en ningún caso dentro de los posibles usos que se den al instrumento a diseñar, ya que la presión máxima de un atleta (4.3Psi) es menor que la presión de rotura (30 Psi).

Respecto al ruido previsto que afecte la señal a procesar, aun trabajando a fondo de escala no resultará significativo. Esto es consecuencia de que el dispositivo posee una sensibilidad lo suficientemente elevada, de unos 1.5 V/Psi.

El circuito interno usa un puente de Wheatstone al que se conectan las cuatro resistencias implantadas en la membrana con las direcciones adecuadas, tal que dos de ellas se incrementan y las otras dos disminuyen en un mismo valor. Un aspecto relevante es que el dispositivo cuenta con un circuito amplificador integrado para

elevar el valor del voltaje de salida, lo que reduce la complejidad de diseño puesto que esta opción disminuye el ruido de manera significativa.

Un punto que deberá tenerse en cuenta, como se dijo, es la variación del voltaje de salida con la temperatura de la membrana. Sin embargo el dispositivo cuenta con un “termistor” como parte del circuito interno, cuya función consiste en compensar los cambios producidos por las variaciones de temperatura. Las medidas que serán tomadas por PREMAX están dentro de este rango de compensación de temperatura.

El tiempo de respuesta del transductor supera el necesario para los requerimientos del equipo PREMAX, cuya frecuencia de muestreo será de 150 muestras por segundo.

El rango de salida típico del transductor es de 1 a 6 Volts, es decir que presenta una expansión a fondo de escala de 5 Volts. Cambiando los valores de la fuente de alimentación es posible incrementar los valores del rango de salida y por tanto también la expansión. Aumentar el rango de salida no disminuye los errores producidos por el transductor ya que están expresados en valores relativos a la expansión, sino por el contrario se incrementan levemente como se analiza en el capítulo 9 (Cálculo de errores). Sin embargo, incrementando el voltaje de salida se consigue una mayor independencia respecto del ruido producido por factores externos, a saber por ejemplo, el producido por la red. Aunque en general amplificar la señal implica amplificar el ruido, aprovechando que el dispositivo cuenta con amplificación interna que es por tanto más inmune al ruido, se valoró positivamente el incremento del rango de salida. Se eligió para la fuente de alimentación un valor de 12 Volts. En estas condiciones, la expansión adopta un valor medio entre el típico de 5 Volts y el máximo permitido de 10 Volts (que se consigue con una fuente de 0-16 Volts), permitiendo trabajar en condiciones no extremas de exigencia del dispositivo. Específicamente, para una fuente unipolar de 0-12 Volts el rango de salida del transductor es de 1.5 a 9 Volts y por tanto la expansión a máxima escala es de 7.5 Volts. Estas especificaciones de la alimentación (tabla 3.2) del transductor serán de relevancia en el diseño de la fuente de todo el equipo PREMAX (ver capítulo 8, Fuente de alimentación).

- Tabla 3.2 - Características de voltaje del transductor MICRO SWITCH 143PC05D usadas por PREMAX.	
Fuente de alimentación	Unipolar 0-12V
Rango de voltaje de salida	1.5-9V
Expansión	7.5V (9-1.5V)

· Capítulo 4

ETAPA DE FILTRADO.

Según se estableció en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias), las frecuencias máximas presentes en la señal a estudiar son de 15Hz. Desde el punto de vista teórico, la señal deberá ser tratada por medio de un filtro pasa bajos que elimine las frecuencias superiores a 15Hz. Este resultado clásico de la teoría del tratamiento de señales, permite disminuir la potencia del ruido aleatorio que pudiera estar afectando la señal. Sin embargo, desde el punto de vista del diseño, todo filtro pasa bajos atenúa también las frecuencias de interés de la señal, lo que se manifiesta en mayor proporción a medida que sus polos se acercan a las altas frecuencias. Por lo tanto, el filtro debiera tener la menor frecuencia de corte posible, aunque superior a 15 Hz, tal que pueda verificarse que la atenuación de la señal no presenta valores significativos. Al mismo tiempo, para obtener una respuesta plana o muy cercana a ello en bajas frecuencias, se considera deseable que el pasa bajos sea del mayor orden posible.

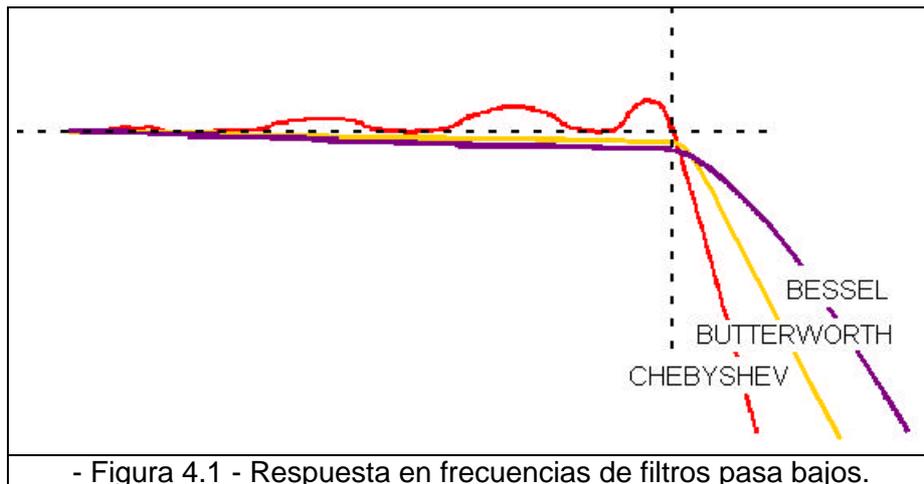
En cuanto a las consideraciones relativas al conversor se determinó que la frecuencia de muestreo usada por PREMAX sea de 150 muestras por segundo, resultado explicado en el capítulo 5 (Etapa de conversión-codificación), y que corresponde a 10 veces la frecuencia máxima de la señal. A la vez, para la digitalización de una señal, de acuerdo con el teorema de Nyquist, se hace necesario el filtrado previo (filtrado “anti-aliasing”), para eliminar las frecuencias superiores a la mitad de la de muestreo, es decir 75Hz.

El filtrado “anti-aliasing” impone entonces una cota superior a la frecuencia de corte del filtro pasa bajos, que se agrega a los requerimientos del primer párrafo. Es decir que la frecuencia de corte deberá tener un valor perteneciente al intervalo [15Hz, 75Hz].

Diferentes diseños de filtro pasa bajos.

Existen muchos tipos de filtros, cada uno con características especiales. En un orden general se destacan los diseños de Butterworth, Bessel y Chebyshev.

Si se realiza un diagrama del módulo de la respuesta en frecuencia de cada uno de los filtros, se obtienen curvas como las que se muestran a continuación [14]:



- Comparando cualitativamente las tres respuestas, se observa que:
- El filtro de Butterworth es el que tiene la respuesta más plana en la región de interés).
 - El filtro de Bessel presenta respuesta plana en la región de interés y es el que tiene, para el mismo número de polos, la menor atenuación. Este diseño es el que más se aproxima a una respuesta en fase lineal en la zona de interés.
 - El filtro de Chebyshev, aunque atenúa mejor las altas frecuencias, posee una respuesta que no es plana en la región de interés.

Elección preliminar del diseño a ser utilizado en PREMAX.

El diseño elegido es el de Bessel ya que su distorsión es la mínima posible puesto que la respuesta en fase de los otros modelos se aleja en mayor medida de la linealidad. En dicha elección, se tuvo en cuenta que para el correcto funcionamiento de PREMAX es prioritaria la no distorsión de la señal, ya que la baja atenuación de las altas frecuencias podría solucionarse mediante un filtro de orden más alto.

Diferentes tipos de filtro.

Los tipos de filtro existentes se pueden dividir en: Pasivos, Activos y de Capacitores Conmutados

Filtros Pasivos.

Los filtros pasivos son aquellos que sólo utilizan resistores, capacitores e inductores. Son la implementación más simple para una función de transferencia dada. Pueden trabajar a muy altas frecuencias. La única componente de ruido en estos filtros es el ruido térmico del cual puede controlarse su amplitud con un diseño cuidadoso. En estos filtros, la impedancia de entrada está limitada y la impedancia de salida no puede ser arbitrariamente baja. Los inductores necesarios encarecen el diseño de este tipo de filtros, ya que son muy costosos inductores de tamaño reducido, y además, valores consecutivos estándares de estos componentes no son muy próximos. Estos problemas de tamaño y exactitud también afectan a los capacitores pero en un grado mucho menor [15].

Filtros Activos.

Los filtros activos utilizan amplificadores operacionales con resistores y capacitores en sus bucles de realimentación. Pueden tener alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, y ganancia en señal teóricamente arbitraria. La gran ventaja que presentan frente a los filtros pasivos es que carecen de componentes inductores. El rendimiento en altas frecuencias está limitado por el producto de “ganancia por ancho de banda” de los amplificadores utilizados pero en el rango de frecuencias de operación de dichos amplificadores, puede alcanzarse muy buena exactitud si se utilizan resistores y capacitores de baja tolerancia. En estos filtros, el elemento activo introduce una nueva fuente de ruido, pero hoy en día pueden encontrarse amplificadores operacionales de bajo ruido a muy bajo costo [15].

Filtros de Capacitores Conmutados.

Las características de todos los filtros activos dependen de la exactitud de sus constantes de tiempo RC. Debido a que la precisión típica alcanzada por los resistores y capacitores integrados es de aproximadamente $\pm 30\%$, le es imposible al diseñador utilizar los valores absolutos para los componentes de un circuito integrado. Sin embargo, el cociente de los valores de los capacitores puede ser controlado con una precisión de aproximadamente 0.05%. Los filtros de capacitores conmutados usan estos cocientes de capacidad para conseguir precisión sin necesidad de incorporar componentes externos precisos.

Los filtros de capacitores conmutados también son filtros activos, pero están basados en un sistema de muestreo de datos por lo que no son completamente equivalentes a integradores RC de tiempo continuo. La principal desventaja de este tipo de filtros es que presentan más ruido a la salida que los filtros activos de tiempo continuo.

Los filtros de capacitores conmutados tienen la ventaja de que pueden mantener frecuencias bajas sin usar valores grandes (no deseables) de R y C [16].

Comparación entre los distintos tipos de filtros [17]:

Exactitud: En la mayor parte de los casos, los filtros de capacitores conmutados tienen la mejor exactitud. Para que filtros pasivos o activos alcancen la misma exactitud se requiere usar componentes muy precisos lo cual eleva en gran medida el costo del filtro.

Costo: Cuando se necesita buena exactitud, o un filtro de tamaño reducido, los componentes pasivos, especialmente los capacitores, pueden ser bastante costosos, encareciendo así los filtros pasivos y, en menor medida, los filtros activos. Cuando la velocidad también es importante, los filtros activos requerirán de amplificadores operacionales más costosos. Así, cuando la velocidad y exactitud no son importantes, algunos filtros activos de tiempo continuo pueden resultar muy baratos.

Ruido: Los filtros pasivos generan sólo ruido térmico provocado por los resistores. Los filtros activos de tiempo continuo generalmente tienen menor ruido que los de capacitores conmutados. Los componentes de integración usados en los filtros de capacitores conmutados deben ser muy pequeños por lo tanto sus valores deben ser también muy pequeños. Por esta razón, los resistores de entrada de sus integradores deben ser muy altos para así obtener constantes de tiempo útiles. Pero grandes resistores producen altos niveles de voltaje de ruido térmico. El ruido térmico no es el único tipo de ruido que los filtros de capacitores conmutados inyectan al camino de la señal, puesto que la onda de reloj también se agrega ruido a la salida del filtro.

Voltaje de “Offset”: Los filtros pasivos no tienen voltaje de “offset” inherente, y en los activos el “offset” será una función simple de los voltajes de “offset” de los amplificadores operacionales y las ganancias de continua de cada etapa del filtro, mientras que los filtros de capacitores conmutados tienen valores grandes de voltaje de “offset”.

Diseño: Los filtros de capacitores conmutados son, por lo general, los más fáciles de diseñar puesto que sólo se debe suministrar una frecuencia apropiada mediante un reloj. Dentro de los filtros activos de tiempo continuo, se pueden encontrar los filtros universales, los cuales son configurados por medio de resistencias externas y con ayuda de los programas provistos por el fabricante.

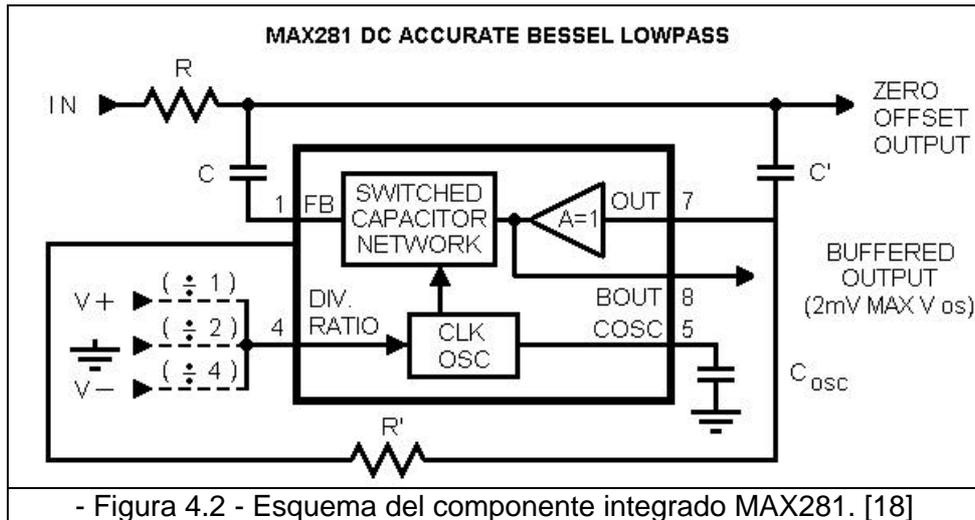
Elección del tipo de filtro a ser utilizado en PREMAX.

Del estudio antes realizado, se concluye que el filtrado “anti-aliasing” requerido por la etapa de digitalización de la señal, puede ser implementado tanto con un filtro activo de tiempo continuo como con uno de capacitores conmutados. Como parte del diseño del prototipo, se implementaron ambas alternativas a los efectos de evaluar cuál es la que mejor se ajusta. Se analiza seguidamente cada una de estas alternativas, exponiéndose previamente un listado de los parámetros de trabajo que debe verificar el diseño final:

- *Rango de entrada de 0 a 10V.* Los argumentos que definieron estos parámetros son los siguientes. De acuerdo a lo establecido en el capítulo 3 (Etapa de transducción), el voltaje de salida del transductor adopta valores entre 1.5 y 9V. Según se vio en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias), el valor de presión diferencial considerado extremo es de 300cm de agua, lo que corresponde a un voltaje de salida del transductor de 8.45V.
- *Fuente de alimentación unipolar con voltaje <12V.* El criterio usado en esta definición se basa en los parámetros surgidos del diseño de la fuente (ver capítulo 8, Fuente de alimentación). Como punto principal a considerar, todas las etapas de PREMAX trabajan con alimentación unipolar. Además, se optó por usar el mismo valor de voltaje que el requerido por el microprocesador, es decir 12V, con la idea de simplificar el diseño.
- *Baja atenuación en las frecuencias de interés ($f < 15\text{Hz}$).* Como se estableció en párrafos anteriores, este punto puede conseguirse si el filtro tiene la menor frecuencia de corte posible, aunque superior a 15 Hz.
- *Frecuencia de corte inferior a 75Hz.* Este punto está relacionado con el “aliasing”, y fue discutido en párrafos anteriores. Desde el punto de vista del diseño, se busca entonces que la atenuación sea máxima por encima de los 75 Hz.
- *Pasa bajos tipo Bessel.* La argumentación fue expuesta en párrafos anteriores.

Alternativa 1: filtro de capacitores conmutados.

Luego de una intensa búsqueda en Internet, se encontró un filtro adecuado a los requerimientos “anti-aliasing” de PREMAX. Esta se realizó usando los parámetros de trabajo recién expuestos, y el dispositivo encontrado fue el MAX281 [18] de la empresa Maxim. Sin alterar significativamente los parámetros de búsqueda, no se encontró alternativa alguna.



El MAX281 es un filtro pasa bajos de 5º orden sin error de DC ya que utiliza una resistencia y un capacitor externo para aislar el integrado del camino de la señal de DC. La frecuencia de corte del filtro se determina por medio de un reloj que puede ser generado externamente si se desea. Este filtro utiliza la relación de frecuencias: $f_{CLK}/f_C=101$ que permite eliminar fácilmente el “ripple” del reloj [18].

El voltaje de salida es evaluado a través de un “buffer” interno y luego es aplicado a la red interna de capacitores conmutados. La parte integrada de todo el filtro, maneja sólo el camino AC de la señal. El offset de DC del “buffer” y de la red de capacitores conmutados son bloqueados por el capacitor y no aparecen en la pata OUT (pin 7).

El uso de R y C también proveen automáticamente el filtrado “anti-aliasing” requerido por el bloque de capacitores conmutados.

El ruido de baja frecuencia en el integrado es atenuado por el capacitor externo ya que cualquier ruido en el pin FB (pin 1) pasa a través de un camino pasa alto hacia la pata OUT. La salida a través de este pin, no pasa por el “buffer”.

R' y C' son utilizadas como realimentación. El filtro interno de 4 polos es manejado por un reloj que también determina la frecuencia de corte del filtro.

Dependiendo del valor máximo de señal, se tiene un valor mínimo para R ya que la corriente por la pata FB debe ser de aproximadamente 1 mA. Para PREMAX, el mínimo valor de R es de 10 kΩ.

Operación con Fuente Unipolar.

Los pines AGND (pin 2) y OUT deben estar polarizados a la mitad del voltaje de la fuente. Los valores de las resistencias R1 y R2 deben ser elegidos para que se conduzca por ellas una corriente de 100µA o más. R' polariza en DC el “buffer” y C' aísla el “buffer” del valor de DC de la salida. Bajo estas condiciones, los valores de R y C deben satisfacer $1/2\pi RC=f_C/1,2737$, donde f_C es la frecuencia de corte deseada. Esta relación también debe ser tomada en cuenta para los valores de R' y C'. Si el capacitor externo se usa para activar el oscilador interno, éste debe estar conectado a la tierra del sistema. El pin AGND también debería ser puentado por un capacitor de desacople.

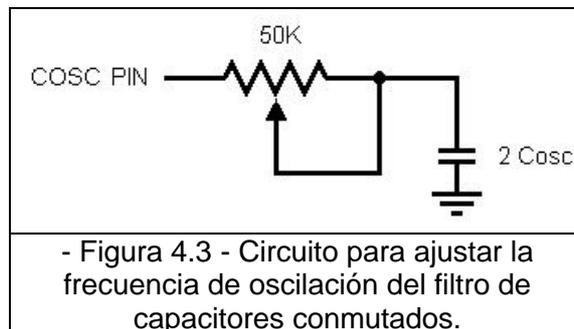
Utilizando el oscilador interno.

La frecuencia del oscilador interno se modifica conectando un capacitor en la pata C_{OSC} (pin 5). El valor de este condensador se calcula con la fórmula:

$$C_{osc} = \left(\frac{140kHz}{f_{osc}} - 1 \right) \times 33pF$$

donde la frecuencia de oscilación depende de la relación f_{osc}/f_{CLK} escogida mediante el pin DR y de la frecuencia de corte del filtro. Si la relación escogida es 1 a 1 (DR conectado a V^+), entonces $f_{osc} = f_{CLK} = 101f_c$. Si la relación es 2 a 1, entonces $f_{osc} = 2f_{CLK} = 202f_c$ y si la relación es 4 a 1, entonces $f_{osc} = 4f_{CLK} = 404f_c$.

Para poder ajustar adecuadamente la frecuencia de oscilación deseada, puede colocarse un potenciómetro en serie con C_{osc} tal como se ve en la figura 4.3. Para ello, se calcula el valor con la fórmula anterior y se coloca un condensador que valga aproximadamente el doble, junto con un potenciómetro de $50k\Omega$ [18].



Se utilizó el filtro siguiendo todas las recomendaciones hechas por el fabricante, habiéndose escogido:

$$R = 150K\Omega$$

$$C = 47nF$$

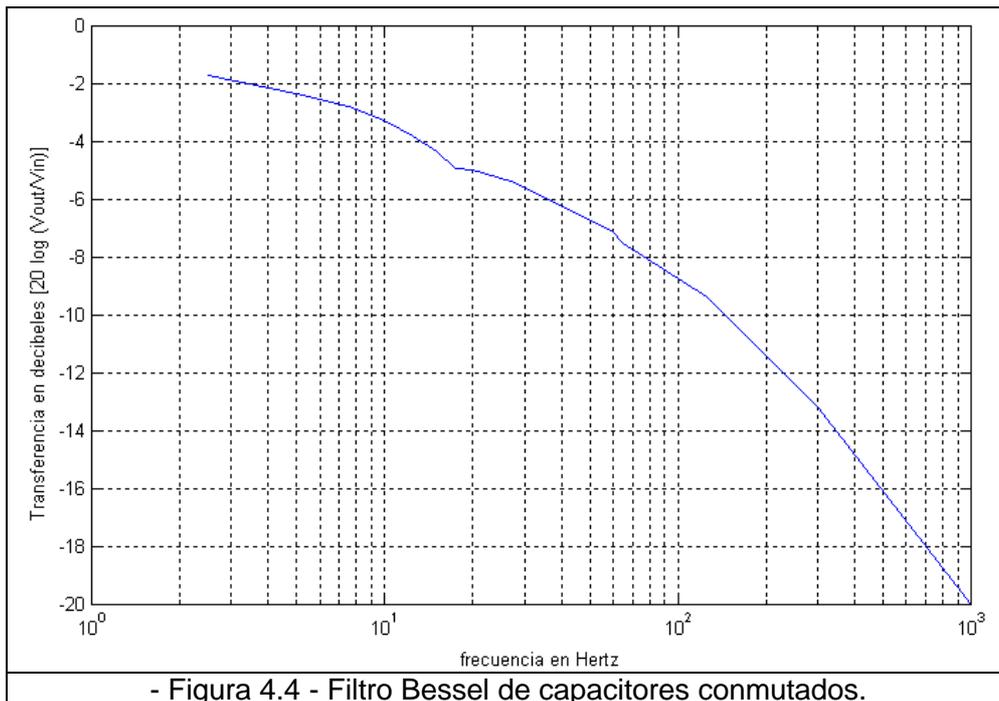
$$R1 = R2 = 56k\Omega$$

$$C_{osc} = 1.5nF \text{ (se colocó uno de } 4,7nF \text{ y un potenciómetro de } 50k\Omega)$$

$$R' \text{ y } C' \text{ con iguales valores que } R \text{ y } C.$$

Características y resultados obtenidos del diseño.

Relevando la respuesta en frecuencias de este filtro se obtuvo el diagrama de Bode de la figura 4.4.



El dispositivo fue probado usando señales sinusoidales de frecuencias entre 10Hz y 1kHz y con ayuda del osciloscopio. Los resultados obtenidos se describen en los siguientes puntos de interés:

- Se advirtió que la señal de salida estaba afectada de ruido con potencia importante, el cual podía apreciarse visualmente sumado a la sinusoide esperada. Se interpretó este resultado como un grado alto de sensibilidad al ruido.
- La señal sinusoidal presentaba deformaciones fácilmente visibles en la pantalla del osciloscopio. Estas deformaciones sólo pudieron ser minimizadas con el ajuste de los componentes. En particular, el ajuste del potenciómetro en serie recomendado por la hoja de datos, producía mayor "limpieza" en la forma de la señal de salida. No obstante, puesto que para pequeños cambios de los componentes estas deformaciones de la salida se volvieron significativas, se interpreta que el dispositivo posee una alta sensibilidad a los cambios de dichos componentes.
- Como se desprende de la figura 4.4, la señal de salida en 15Hz es de -4dB, o bien del 63%.
- La señal medida en 75Hz tiene una amplitud del 42% (-8dB) respecto a la entrada.
- El diseño involucra sólo un chip para todo el dispositivo.
- Costo del chip en origen (U.S.A.): 12.51U\$\$
- Costo aproximado de componentes: 2U\$\$ (3 resistencias de 0.25W, 3 capacitores de cerámica y 1 potenciómetro de 50kΩ y 0.25W).
- Costo total del filtro 15U\$\$ aproximadamente.

Alternativa 2: filtro activo de tiempo continuo.

Dado que los filtros de segundo orden pueden modelar de manera más cercana las características de los filtros ideales es que los filtros activos se implementan formando cascadas de filtros de segundo orden con un solo amplificador operacional

cada uno. En este sentido, los diseños de Butterworth, Bessel y Chebyshev, pueden implementarse utilizando dos arquitecturas diferentes: "Sallen Key" y "Multiple FeedBack" (MFB) [19].

Filtro pasa bajos de segundo orden.

La ecuación de un filtro pasa bajos ideal de segundo orden es:

$$H_{LP} = \frac{K}{-\left(\frac{f}{FSF \times f_c}\right)^2 + \frac{1}{Q} \frac{jf}{FSF \times f_c} + 1} \quad (\text{ecuación 1})$$

donde,

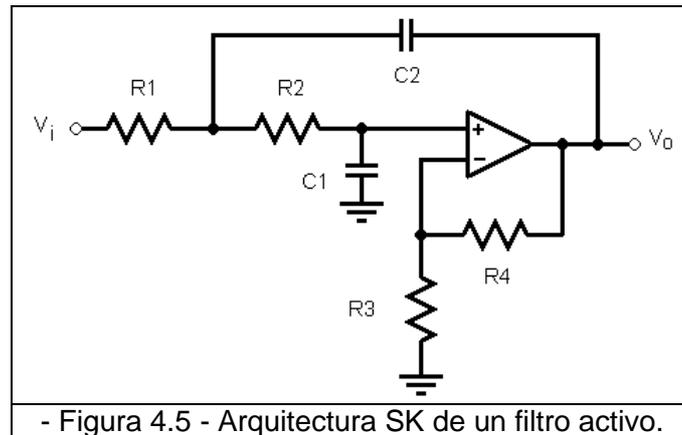
fc = frecuencia de corte
 FSF = frequency scaling factor
 Q = factor de calidad

En base a la ecuación anterior, la respuesta de un filtro se divide en las siguientes 3 regiones:

- 1- región de interés → es la que está por debajo de la frecuencia de corte ($f < f_c$) donde $H_{LP} = K$
- 2- región de transición → es la región cercana a la frecuencia de corte ($FSF = f/f_c$) donde $H_{LP} = -jKQ$ por lo que las señales son desfasadas 90° y multiplicadas por Q
- 3- región de rechazo → es la región por encima de la frecuencia de corte ($f > f_c$) donde las señales son desfasadas 180° y atenuadas a medida que la frecuencia crece.

La transferencia del filtro pasa bajos de segundo orden de Bessel puede escribirse como:

$$H_{LP}(f) = \frac{K}{-\left(\frac{f}{1.274 \times f_c}\right)^2 + 1.360 \frac{jf}{f_c} + 1}$$

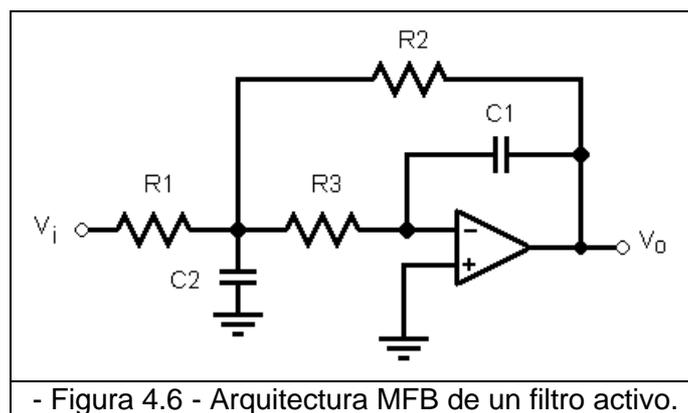
Arquitectura “Sallen – Key” (SK):

En términos de los componentes de la figura 4.5 la función de transferencia es:

$$H(f) = \frac{R3+R4}{R3} \frac{1}{(j2\pi f)^2 (R1R2C1C2) + j2\pi f \left(R1C1 + R2C1 + R1C2 \left(\frac{-R4}{R3} \right) \right) + 1}$$

Escribiendo la ecuación anterior en la forma genérica de la ecuación 1, se deducen los parámetros para esta arquitectura:

$$K = \frac{R3 + R4}{R3} ; \quad FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R1R2C1C2}} ; \quad Q = \frac{\sqrt{R1R2C1C2}}{R1C1 + R2C1 + R1C2(1 - K)}$$

Arquitectura “Multiple – FeedBack” (MFB):

$$H(f) = \frac{-R2}{R1} \frac{1}{(j2\pi f)^2 (R2R3C1C2) + j2\pi f \left(R3C1 + R2C1 + \left(\frac{R2R3C1}{R1} \right) \right) + 1}$$

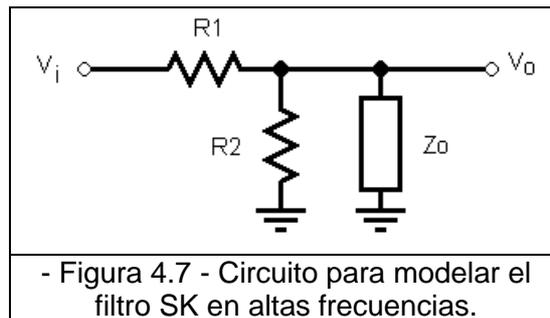
Escribiendo la ecuación anterior en la forma genérica de la ecuación 1, se deducen los parámetros:

$$K = -\frac{R2}{R1} ; \quad FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R2R3C1C2}} ; \quad Q = \frac{\sqrt{R2R3C1C2}}{R2C1 + R3C1(1-K)}$$

Operación no ideal de "Sallen-Key":

En altas frecuencias, la respuesta de los filtros reales no se comporta de la misma manera que lo hace un filtro pasa bajos ideal, sino que comienzan a dejar pasar las señales e incluso, a amplificarlas [20].

El comportamiento en altas frecuencias se puede modelar con el circuito de la figura 4.7.



donde el amplificador se modela por su impedancia de salida (en altas frecuencias). Se supone que C1 y C2 son muy pequeños (en altas frecuencias) comparados con la impedancia de R1 y R2, y que el operacional genera una "tierra de alterna" limitada únicamente por su impedancia de salida en lazo cerrado.

La función de transferencia de este modelo es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{\frac{R1}{R2} + \frac{R1}{Z_0} + 1} \quad \text{tal que si } Z_0 \ll R1 \rightarrow \frac{V_o}{V_i} \approx \frac{Z_0}{R1}$$

Z_0 depende del lazo de transmisión y de la impedancia del lazo abierto z_0 :

$$Z_0 = \frac{z_0}{1 + a(f)B} \quad \text{donde } B \text{ es el factor de realimentación (depende de } R3 \text{ y } R4) \text{ y}$$

$a(f)$ es la ganancia del lazo abierto.

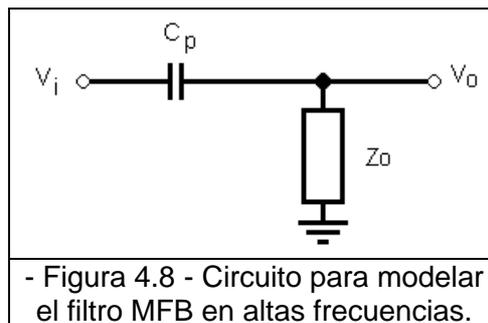
Con la compensación del polo dominante, la ganancia del lazo abierto del amplificador, decrece a -20dB/déc en el rango de frecuencias de operación. Si se

asume que z_0 es principalmente resistiva (condición válida para frecuencias de hasta 100MHz) Z_0 crece a +20dB/déc.

Colocando un filtro pasa bajos en serie con la salida del amplificador, se logra obtener una respuesta plana para el rango de altas frecuencias.

Operación no ideal de MFB:

En altas frecuencias, se puede modelar el filtro según figura 4.8

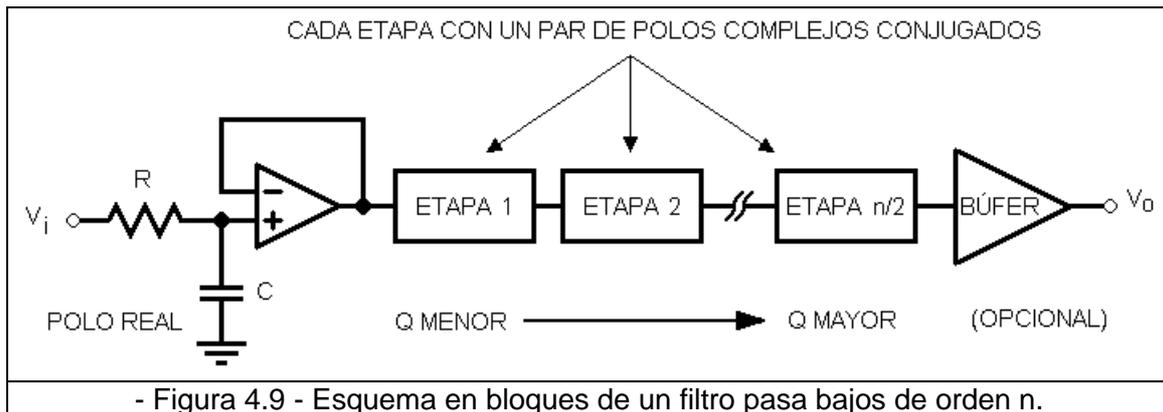


donde el amplificador se modela por su impedancia de salida (en altas frecuencias). Se supone que C_1 y C_2 son muy pequeños (en altas frecuencias) comparados con la impedancia de R_1 , R_2 y R_3 , y que el operacional genera una "tierra de alterna" limitada únicamente por su impedancia de salida en lazo cerrado. Se representa además con C_p a las capacidades parásitas presentes entre V_i y V_o . La impedancia C_p disminuye -20 dB/déc y Z_0 aumenta con f a 20 dB/déc por lo que el modelo muestra que en altas frecuencias, la respuesta del filtro crece con una pendiente de 40 dB/déc. La función de transferencia de este modelo es:
$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{Z_0}{\frac{1}{2\pi f C_p} + Z_0} \approx t^2.$$

Colocando un filtro pasa bajos en serie con la salida del amplificador, se logra disminuir la pendiente positiva, mejorando así la respuesta en altas frecuencias.

Filtros de mayor orden.

Los filtros básicos se pueden configurar en cascada para formar filtros de orden superior. Teóricamente, el orden en que van colocados los bloques es indiferente, pero para evitar saturaciones, suele colocarse el bloque con más bajo factor de calidad cerca de la entrada, mientras que los bloques con mayor Q se colocan como etapa de salida del circuito.



Para implementar los tipos de filtro discutidos, se recomienda el uso de tablas que indican los valores de Q y FSF necesarios para cada etapa del filtro resultante de manera de evitar “clipping” (recortes en la salida). Cada etapa es un filtro de segundo orden con un solo operacional. Por lo general uno busca un filtro de orden n y frecuencia de corte f_c , por lo que necesitará m etapas de las cuales conoce sólo el f_c . (se tienen R1, R2, C1 y C2 como incógnitas).

- Tabla 4.1 - Comparación de filtros pasa bajos SK y MFB.

Arquitectura.	Ventajas.	Desventajas.
Sallen-Key	No es sensible a la variación de los componentes en la zona de ganancia unitaria.	Respuesta en alta frecuencia limitada por la respuesta en frecuencia del amplificador operacional.
MFB	Poca sensibilidad a la variación de componentes. Buena respuesta en alta frecuencia.	Presenta leve complejidad en el diseño matemático.

Comentarios sobre la selección de componentes.

Teóricamente, puede utilizarse cualquier valor de R y C que satisfagan la ecuación pero en la práctica, se recomienda tener especial cuidado en la selección de componentes. En primera instancia, se observa que al determinar el valor de la constante RC, los valores de estos dos componentes se vuelven inversamente proporcionales. Si se escogen valores grandes para R, C puede volverse tan pequeño como las capacidades parásitas, lo cual causa errores. Los fabricantes recomiendan evitar la utilización de condensadores menores que 10pF y resistencias en el rango de unos pocos cientos de Ω hasta unos pocos miles. Al mismo tiempo, se recomienda que la tolerancia de los componentes sea del 1% o mejor [20].

Elección de la arquitectura a ser utilizada en premax.

La arquitectura seleccionada es la de “Sallen-Key” dado que es la que presenta mejor respuesta en la zona de ganancia unitaria puesto que en dicha zona, no es sensible a las variaciones en los componentes. A su vez, para cumplir con los requerimientos establecidos en el comienzo del capítulo, se pensó en conseguir una atenuación superior a 20dB en 75Hz y un polo cercano a 30Hz. En función del

resultado obtenido con el componente MAX281, el filtro a diseñar debe ser de orden 6 o número par superior, dejando a la experimentación la decisión final.

Elección de los amplificadores operacionales a ser utilizados.

Se ha elegido para la implementación del filtro, el dispositivo TLV2374IN de Texas Instruments [21]. Este componente contiene cuatro amplificadores operacionales por lo que puede construirse un filtro de hasta ocho polos. Se decidió entonces evaluar la respuesta en frecuencia del caso extremo (8 polos) que no presenta incremento significativo del costo respecto de un filtro de 6 polos con el mismo chip. Se listan seguidamente algunos parámetros del chip [22]:

- ❖ Alimentación – El dispositivo seleccionado, admite alimentación unipolar con voltajes que van desde $2,7V_{DC}$ a $15V_{DC}$. Este fue uno de los requerimientos utilizados para la búsqueda.
- ❖ Voltaje de entrada – El amplificador operacional soporta a la entrada el rango de voltajes manejado por el transductor de presión, éste va de $-0,2V_{DC}$ a $V_S+0,2V_{DC}$ (V_S es el voltaje de la fuente unipolar).
- ❖ Ancho de banda. El ancho de banda de los amplificadores es de 3MHz, por lo que no tiene influencia en las frecuencias de interés.
- ❖ Consumo: los valores máximos especificados por el fabricante indican una disipación de potencia de 1,6W a lo sumo.
- ❖ Precio del chip: 0.60U\$\$ en origen

Diseño del Filtro pasa bajos antialiasing para PREMAX:

- Tabla 4.2 - Parámetros del filtro de Bessel, tomado de Karki [20].

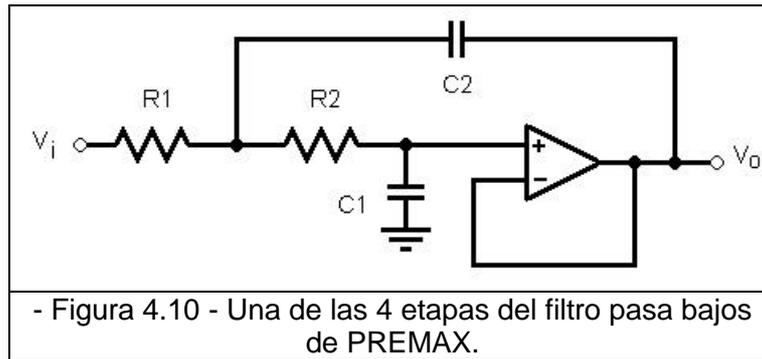
FILTER ORDER	Stage 1		Stage 2		Stage 3		Stage 4		Stage 5	
	FSF	Q								
2	1.2736	0.5773								
3	1.4524	0.6910	1.3270							
4	1.4192	0.5219	1.5912	0.8055						
5	1.5611	0.5635	1.7607	0.9165	1.5069					
6	1.6060	0.5103	1.6913	0.6112	1.9071	1.0234				
7	1.7174	0.5324	1.8235	0.6608	2.0507	1.1262	1.6853			
8	1.7837	0.5060	2.1953	1.2258	1.9591	0.7109	1.8376	0.5596		
9	1.8794	0.5197	1.9488	0.5894	2.0815	0.7606	2.3235	1.3220	1.8575	
10	1.9490	0.5040	1.9870	0.5380	2.0680	0.6200	2.2110	0.8100	2.4850	1.4150

Para el diseño, se implementaron las cuatro etapas con ganancia estática unitaria y la frecuencia del polo se escogió en 30 Hz dado que se desea dejar pasar las frecuencias hasta alrededor de 15 Hz y a la vez atenuar significativamente las frecuencias mayores que 75 Hz.

A los efectos de simplificar los cálculos, se escribe:

$$\begin{aligned} R2=R & & C1=C \\ R1=mR & & C2=nC \end{aligned}$$

$$\frac{R3 + R4}{R3} = 1 \quad \text{de donde se deduce que } R4 = 0$$



$$(m+1)RC = \frac{1}{2p f_c Q_{FSF}} ; \quad Q = \frac{\sqrt{mn}}{(m+1)}$$

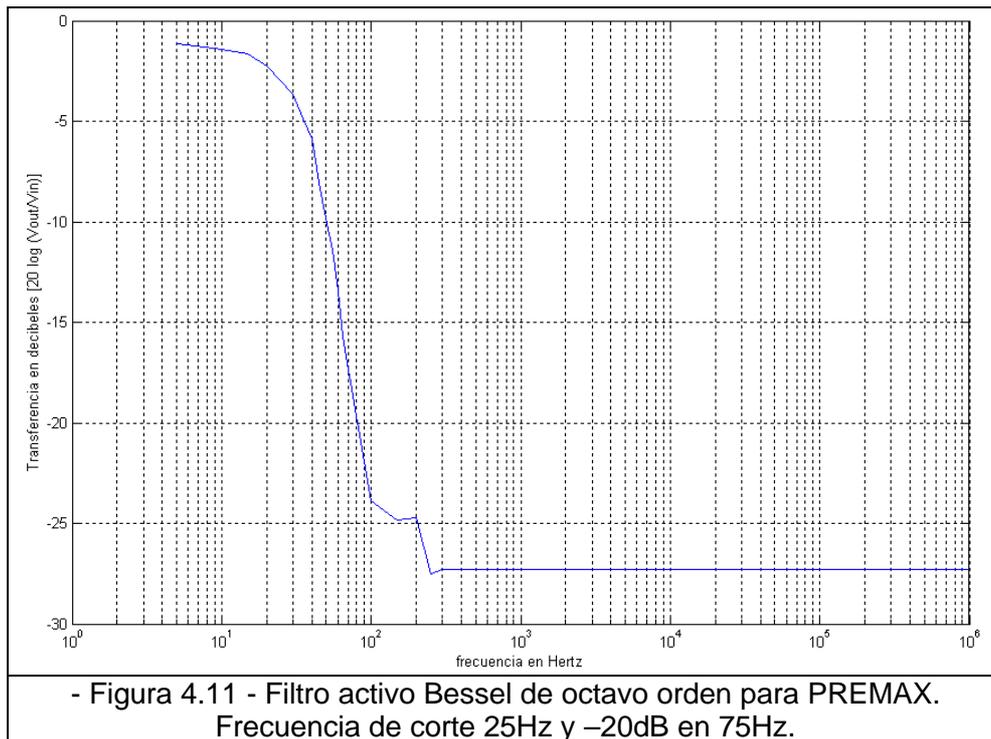
Se probaron varias combinaciones para los valores de R y C, hallando m y n en cada caso y se seleccionó la que más se aproximaba a valores estándares para C1 y C2.

Los resultados obtenidos se detallan en la siguiente tabla 4.2.

- Tabla 4.3 - Valores obtenidos para las etapas del filtro de Bessel.

ETAPA	FSF	Q	R	C	M	n	R1	C1	R2	C2
1	1,7837	0,506	34 kΩ	10 nF	16	4,7	560 kΩ	10 nF	34 kΩ	47 nF
2	2,1953	1,2258	64,9 kΩ	1 nF	29	47	1,8 MΩ	1 nF	64,9 kΩ	47 nF
3	1,9591	0,7109	46,4 kΩ	10 nF	7	4,7	330 kΩ	10 nF	46,4 kΩ	47 nF
4	1,8376	0,5526	36,5 kΩ	10 nF	13	4,7	470 kΩ	10 nF	36,5 kΩ	47 nF

Se implementó este diseño y se obtuvo la respuesta en frecuencias, cuyo diagrama se expone en la figura 4.11. Asimismo, se constató que hasta frecuencias de 1MHz, la respuesta se mantiene en -27dB por lo que se decidió no colocar el filtro pasa bajos en serie con la salida tal como se estudió más arriba. Finalmente, con la idea de mejorar aún más la transferencia del filtro, fueron cambiados algunos valores de resistencias corriendo así la frecuencia del polo. Se observó entonces que bajando la atenuación en 15Hz, se incrementaba sensiblemente la salida en 75Hz, optándose por la configuración ya establecida.



Características y resultados obtenidos del diseño.

- Filtro Bessel de octavo orden.
- Atenuación de -1.6dB en 15Hz , es decir que la señal tiene el 83% de su amplitud en la entrada.
- Atenuación en 75Hz de -20dB . La señal de salida cae al 10% respecto a la entrada.
- Cualitativamente puede verse que la respuesta es sensiblemente plana en las frecuencias de interés.
- A pesar de tratarse de una serie de filtros en cascada, el diseño se realizó usando un solo chip puesto que en el mismo están incorporados cuatro amplificadores operacionales distintos.
- Se midió un voltaje de "offset" de 5mV .
- Costo del chip TLV2374IN: $0.60\text{U}\$\$$ en origen (U.S.A.).
- Costo aproximado de componentes usados: $2\text{U}\$\$$ (8 capacitores y 8 resistencias de 0.25W).
- Costo total del filtro pasa bajos: $3\text{U}\$\$$ aproximadamente.

Comparación entre ambas alternativas.

- En principio, se supuso que la cantidad de chips involucrados en el diseño favorecería netamente la opción de diseñar un filtro pasa bajos de capacitores conmutados. En efecto, se interpreta que esta alternativa es tecnológicamente superior en vista de que el chip está diseñado efectivamente como filtro pasa bajos, y por tanto el armado del dispositivo completo sólo involucra la adición de algunos componentes externos. No obstante ello, también es posible el armado de un filtro activo de alto orden usando un solo chip, aunque este dispositivo no haya sido diseñado con tal fin específico. Si bien la especificidad

del diseño podría decidir la elección, la falta de dispositivos que cumplan los requerimientos de PREMAX, así como el desempeño de este único encontrado no permiten tomar una decisión.

- Sin que se trate de un aspecto significativo, la complejidad del diseño es, en principio, levemente superior en el caso del filtro activo. En este caso, es necesario tomar decisiones y calcular los valores de los componentes, a partir de las propiedades buscadas para el dispositivo final. De esta manera, la tolerancia en los valores de diseño de los componentes agrega dificultades adicionales, por ejemplo, en el sentido de conseguir la respuesta en frecuencia deseada. A pesar de ello, puede valorarse como positivo que esta opción brinda mayor libertad para obtener posibilidades diferentes. Por norma general, estas dificultades planteadas para el filtro activo, ya están decididas para el de capacitores conmutados, e incluso la tolerancia en los valores de los componentes son también contempladas por el fabricante.
- El filtro de capacitores conmutados es un pasa bajos de 5º orden, por lo que se decidió diseñar un filtro activo que tuviera mayor orden, se eligió 8, para intentar conseguir un mejor desempeño del mismo sin incremento sensible de la complejidad de diseño. Aunque en principio se esperaba que con 5º orden se consiguiera alcanzar una respuesta satisfactoria, igualmente el orden mayor implica superioridad de diseño del filtro activo.
- En la frecuencia máxima de la señal, es decir 15Hz, la atenuación se considera importante en el caso del filtro de capacitores conmutados, lo que no es deseable.
- La atenuación en 75Hz es muy superior en el filtro activo, respecto al de capacitores conmutados. Este punto favorece la elección del filtro activo respecto al segundo.
- Una descripción cualitativa de los tres puntos anteriores puede ser como sigue. La transferencia obtenida para el filtro activo es más cercana a la transferencia ideal de un filtro pasa bajos, lo que puede concluirse a partir de la atenuación en las bajas frecuencias, así como de la pendiente mayor (en valor absoluto) para las frecuencias superiores.
- La sensibilidad al ruido es mayor en el caso del filtro de capacitores conmutados. Las señales sinusoidales que fueron introducidas en la entrada del filtro, presentaban ruido fácilmente identificable superpuesto a la señal, no ocurriendo lo mismo con el filtro activo.
- Para señales sinusoidales cuyas frecuencias están dentro del rango de interés, el filtro de capacitores conmutados alteraba sensiblemente su forma. La distorsión varía con el ajuste de los componentes, no habiéndose logrado eliminarla completamente. Este fenómeno no se detectó en el filtro activo, el que por tanto presentó menor sensibilidad a los cambios en los parámetros de los componentes.
- El bajo desempeño del filtro de capacitores conmutados se interpretó como un mal funcionamiento. Tratando de lograr la respuesta deseada, se invirtió gran cantidad de horas-persona en la interpretación de la hoja de datos brindada por el fabricante, así como en el armado, lo que involucró cambios o sustitución de los distintos componentes adicionales. Tampoco se logró mejora significativa cambiando el chip, lo que permitió descartar problemas específicos del dispositivo. Desde el punto de vista práctico, este ítem es interpretado como un incremento en la complejidad de diseño, por lo que deberá adicionarse al expuesto más arriba relativo a la misma. A esta situación debe añadirse el hecho de que no fue posible encontrar otro modelo de filtro de capacitores conmutados con los requerimientos de PREMAX, por lo que no se pudo comparar ambas alternativas pero con otro distinto.

- La cantidad de componentes utilizados en el diseño del filtro de capacitores conmutados fue de 6 (3 capacitores y 3 resistencias, una variable) y el chip MAX281. Para el filtro activo, 16 componentes (8 resistencias y 8 condensadores) y el chip TLV2374IN.
- El espacio a utilizar en una plaqueta son similares en ambos casos desde el punto de vista de PREMAX..
- El costo total del filtro de capacitores conmutados es 5 veces mayor que el activo (15 y 3U\$\$ respectivamente).

Resumen de características.

Se resumen seguidamente las características discutidas anteriormente.

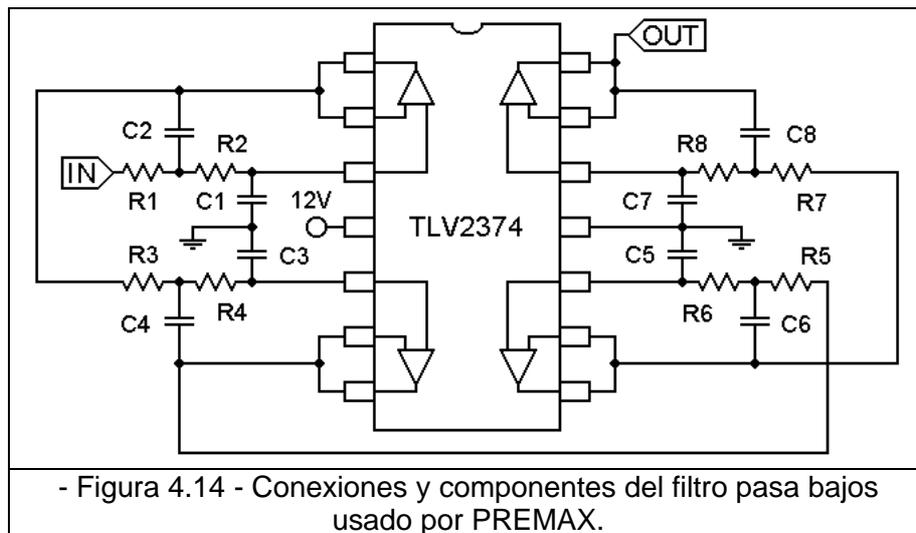
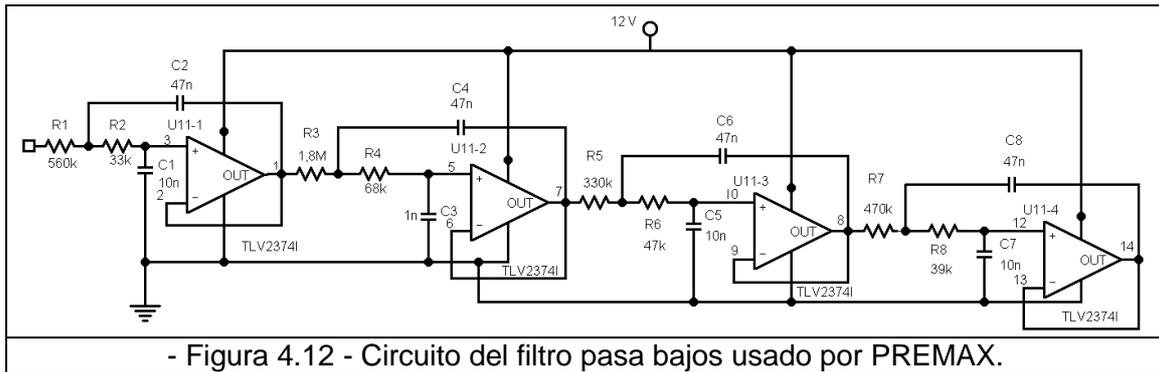
- Tabla 4.4 - Comparación entre filtro pasa bajos de capacitores conmutados y activo.

Filtro	Capacitores conmutados	Activo
Cantidad de chips	1	1
Complejidad del diseño	Similar (se incrementó por el no funcionamiento).	Similar
Componentes	5	16
Orden del pasa bajos	5 ^o	8 ^o
Respuesta en bajas frecuencias	Mediocre	buenas
Atenuación en 15Hz	4dB. Alta, no deseable	1.6dB. Aceptable
Atenuación en 75Hz	8dB. Baja, no deseable	20dB. Buena
Aproximación a la transferencia ideal de filtro pasa bajos.	Mala	Buena, muy superior al otro caso
Distorsión de señales	Detectada en el osciloscopio	No detectada
Espacio a utilizar	Similar	Similar
Costo	15U\$\$	3U\$\$
Desempeño	Malo	Aceptable

Elección final:

A partir del análisis realizado se decidió incorporar al diseño de PREMAX el filtro activo cuya construcción fue explicada anteriormente.

El esquema y valores finales del filtro usado por PREMAX están dados en las figuras 4.12 y 4.13, y en la tabla 4.4.



- Tabla 4.5 - Componentes del filtro pasa bajos usado por PREMAX.

Resistencias		Capacitores	
R1	560k Ω	C1	10nF
R2	33k Ω	C2	47nF
R3	1.8M Ω	C3	1nF
R4	68k Ω	C4	47nF
R5	330 k Ω	C5	10nF
R6	47 k Ω	C6	47nF
R7	470 k Ω	C7	10nF
R8	39 k Ω	C8	47nF

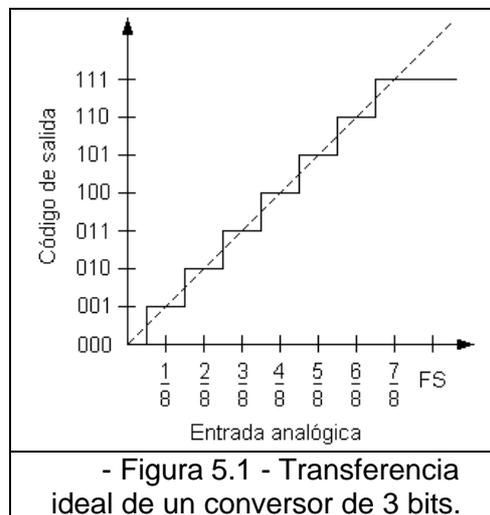
· Capítulo 5

ETAPA DE CONVERSIÓN – CODIFICACIÓN.**Conversores analógico-digitales (CAD).**

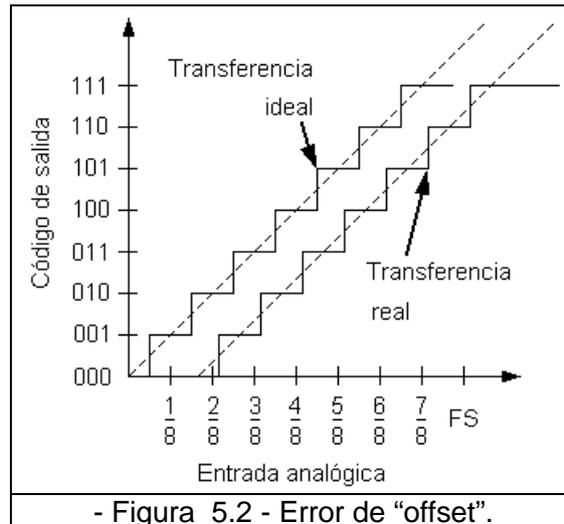
Las características técnicas que se resumen seguidamente, fueron relevadas previamente a la búsqueda del convertor para PREMAX, con la idea de utilizarlas como marco teórico general.

Las especificaciones brindadas por los fabricantes se dividen en 2 grupos: las relacionadas con la exactitud estática (en DC) y las que describen el comportamiento dinámico (en AC) del convertor.

Dentro de las especificaciones estáticas se encuentran el error de “offset”, el error de ganancia, la no linealidad diferencial (DNL) y la no linealidad integral (INL). Cada una de ellas será explicada tomando como base la función de transferencia ideal de un convertor de 3 bits [23].

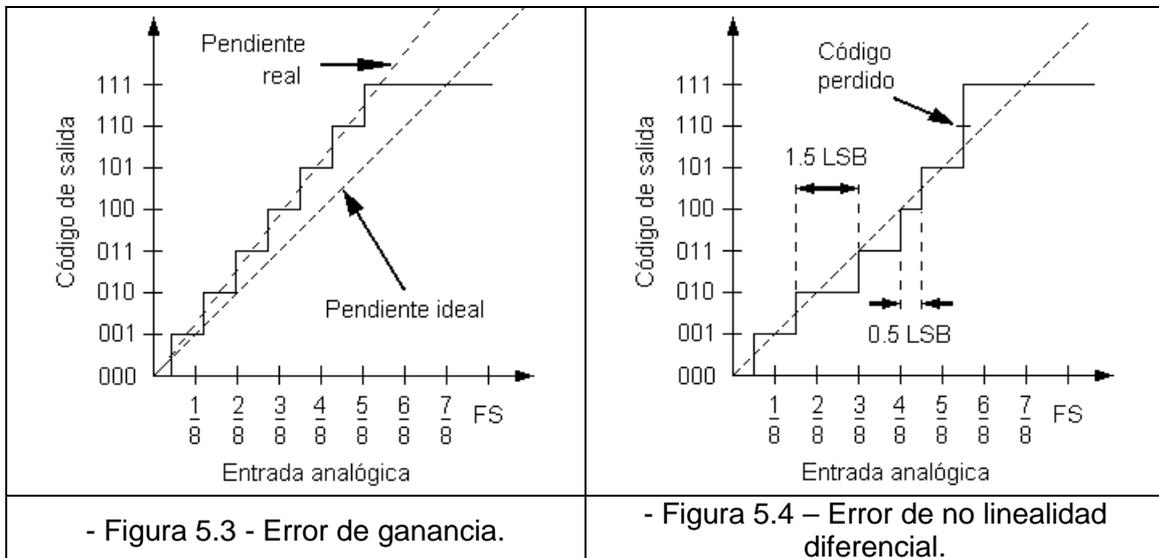


El error de offset se define como la diferencia entre el nivel para el cual se da la primer transición de código (de 000 a 001 en el ejemplo) con respecto al caso ideal. Éste puede expresarse en LSB (bit menos significativo), en Volts, o como porcentaje del rango de fondo de escala. La figura 5.2 muestra un ejemplo con un error de “offset” de 1.7 LSB, o bien de 1.7/8 del fondo de escala.



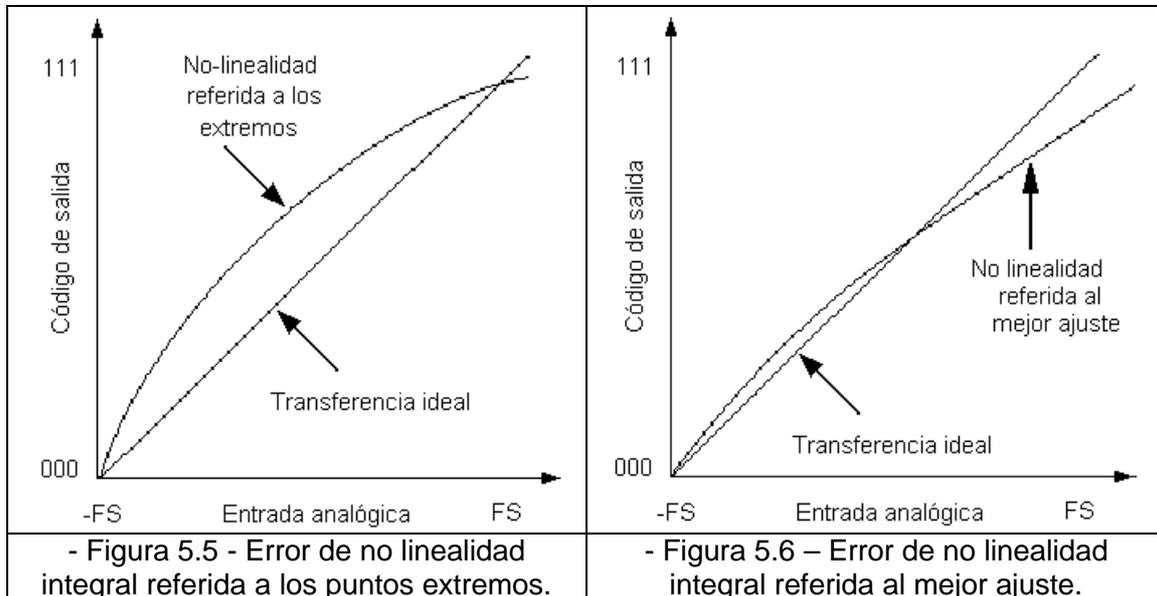
El error de ganancia se define como la desviación de la pendiente de la transferencia en el caso real con respecto al ideal. Por lo general, este error se expresa como porcentaje del rango de fondo de escala. Este error se da cuando la separación entre las transiciones es constante pero distinta al caso ideal. La figura 5.3 muestra el caso de error de ganancia positivo.

La no linealidad diferencial (DNL) se da cuando la separación entre las transiciones de código no es constante. Esto puede generar, a su vez, que el conjunto de los códigos de salida no abarque los 2^N niveles que corresponden a un conversor de N bits, lo que se conoce como "pérdida de códigos" (ver figura 5.4).



La no linealidad integral (o linealidad absoluta, o también estática) se usa para describir el aspecto global de la función de transferencia del conversor. Para ello pueden usarse dos rectas distintas como ganancia ideal. La figura 5.5 muestra el caso llamado no linealidad referida a los puntos extremos, y la figura 5.6 muestra la segunda opción llamada no linealidad referida al mejor ajuste. En efecto, en el primer caso la recta se traza usando la intersección con los puntos extremos, mientras que en el segundo, las transiciones reales del conversor se usan como datos de cálculo en el método de mínimos cuadrados que determina la recta. En ambos casos el mayor

alejamiento entre la ganancia ideal y la real en los puntos de transición corresponde al valor de no linealidad integral. En la referencia [23] se sugiere también que pueden usarse otros métodos para estimar este valor, como por ejemplo la suma de las no linealidades diferenciales de igual signo.



Las especificaciones dinámicas de un convertor muestran el desempeño en el dominio de las frecuencias. Éstas adquieren importancia cuando la tasa de muestreo utilizada no es mucho mayor que el ancho de banda de la señal. Es decir que para un convertor con frecuencia de muestreo muy superior al ancho de banda de la señal, las mayores frecuencias de la misma estarán asociadas al comportamiento en bajas frecuencias del CAD. Para un convertor ideal, la potencia de ruido que se introduce, se debe únicamente al error de cuantificación, pero en el caso real, también se introduce distorsión. Al conjunto de estas medidas se le denomina SINAD (“Signal to Noise And Distortion”) y en base a este parámetro, se calcula el “número de bits efectivos” (ENOB) como:

$$ENOB = \frac{SINAD - 1,76 \text{ dB}}{6,02}$$

el cual depende de la frecuencia de la señal de entrada.

Otra especificación importante es el “rango dinámico libre de espurios” (SFDR) y determina el mínimo nivel de señal que puede ser distinguido entre los componentes de distorsión [24].

Tipos de convertidores.

Existen varias arquitecturas de diseño de convertidores analógico-digitales. Algunas de ellas son: SAR (aproximaciones sucesivas), “Subranging”, “Flash”, Delta-Sigma entre otras.

La arquitectura que presenta mayor velocidad de conversión es la denominada “Flash”, con la que se han alcanzado tasas de muestreo de hasta 500 MHz. La conversión se realiza en un ciclo y son necesarios 2^N comparadores. La resolución de

estos convertidores es limitada y típicamente no supera los 8 bits, debido a que para incrementar la resolución en un bit, la complejidad del circuito se duplica. Estos se basan en tecnología CMOS con lo que se obtienen grandes velocidades con muy poca disipación de potencia. El tipo de arquitectura proporciona una forma de salida paralela [25].

Los convertidores por aproximaciones sucesivas (SAR) han alcanzado alto grado de difusión a ya que es la arquitectura que tiene el mejor desempeño para el mismo costo. Con éstos, pueden lograrse resoluciones desde 8 a 16 bits y velocidades de conversión que van desde los 40kHz hasta los 2,5MHz. La conversión se realiza en N ciclos de conversión utilizando un único comparador. Este tipo de convertidores utiliza tecnología bipolar CMOS y BiMOS, con lo que se tiene poca disipación de potencia y bajo ruido para altas velocidades. Presentan muy poco error de linealidad y su salida es serial naturalmente [25].

Los del tipo "Subranging" o convertidores de dos pasos, son utilizados cuando es necesaria alta resolución a velocidades mayores que las alcanzadas por los convertidores de aproximaciones sucesivas. Con esta arquitectura se ha alcanzado una resolución de 12 bits con velocidades de hasta 20MHz. Esta técnica mezcla las características de las dos anteriores, y realiza la conversión en 2 ciclos de "flash" de N/2 comparadores [25].

Los convertidores Delta-Sigma ($\Delta\Sigma$) son los que presentan mayor resolución. Pueden encontrarse convertidores de hasta 24 bits con velocidades de 15ksps, y de 16 bits con velocidades de hasta 2.5Msps. La característica fundamental de la conversión delta-sigma se basa en el cuantificador de un bit, el cual alimenta la entrada de un filtro digital que usa algoritmos de sobre muestreo incrementando así la resolución [26].

Requerimientos de PREMAX.

El microprocesador seleccionado ofrece interfaces seriales de comunicación RS 232 y RS 485, además de 4 entradas y 4 salidas digitales por lo que el convertidor analógico-digital (CAD) a utilizar debe proporcionar la salida por medio de un protocolo de comunicación serie compatible.

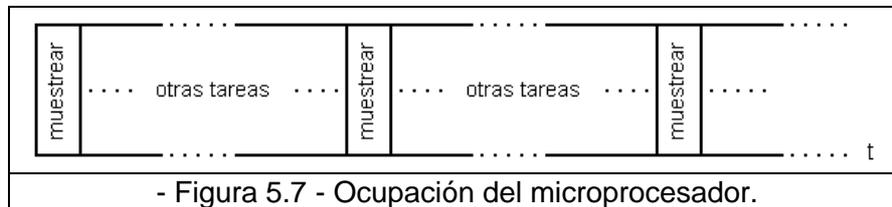
Para decidir qué tipo de comunicación usar entre convertidor y Rabbit, fueron ponderadas las siguientes variables. Desde el punto de vista del convertidor, un dispositivo con salida serial digital implica una menor complejidad de hardware para el armado. Posiblemente, incluso, podría llegar a requerirse bloques adicionales para usar la comunicación de los protocolos RS 232 y 485. Por contrapartida, se entendió en un principio que trabajar con estos protocolos podría simplificar la programación del microprocesador. No obstante ello, el funcionamiento del Rabbit en este marco de comunicación incrementa la cantidad de horas necesarias para el estudio de su implementación. Este último punto se ponderó en el marco de la cantidad de horas asignadas para el desarrollo de todo el proyecto PREMAX. Como decisión final, entonces, se consideró que la comunicación a través de las entradas y salidas digitales del Rabbit sería la más conveniente.

El equipo PREMAX trabaja comunicando microprocesador y convertidor a través de las salidas y entradas digitales del Rabbit.

Según se establece en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias), se asume que la señal a tratar tiene un ancho de banda de 15 Hz, por lo que teóricamente sería necesario muestrear a una tasa de 30 Hz. Sin embargo, en la práctica se recomienda utilizar una tasa de muestreo diez veces mayor al ancho de banda de la señal [27].

El equipo PREMAX trabaja con una frecuencia de muestreo de 150 muestras por segundo.

Por otra parte, dado que deben atenderse otras tareas a la vez que se obtienen muestras de la señal que proviene del transductor, se decidió intentar un diseño tal que el tiempo requerido para obtener una muestra fuera de, aproximadamente, la centésima parte del tiempo entre muestras. Con esto, la tasa de muestreo mínima que debe soportar el CAD es de 15000 muestras por segundo (15 ksps) como se muestra en la figura 5.7.



De acuerdo a lo establecido en el capítulo 3 (Etapa de transducción), la señal a convertir tomará valores en el rango de 1.5V a 9V, por lo que se buscará un convertor cuyo rango de entrada sea 0 a 10 voltios.

Al mismo tiempo deberá tenerse en cuenta lo establecido en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias), por lo que el número de bits necesarios para el convertor deberá ser superior a 11. Las recomendaciones de diseño [23] aconsejan que el convertor elegido tenga una resolución 5 veces superior al teórico, lo que eleva el número de bits mínimo necesario a 14.

Respecto a los valores posibles de la fuente de alimentación, el problema queda determinado por lo establecido en el capítulo 8 (Fuente de alimentación). A efectos de simplificar el diseño, la fuente del convertor debiera ser de 0-12Vdc en su máxima extensión posible.

Elección del convertor A/D para PREMAX.

Como se ha visto, los requerimientos de la etapa de conversión de PREMAX son:

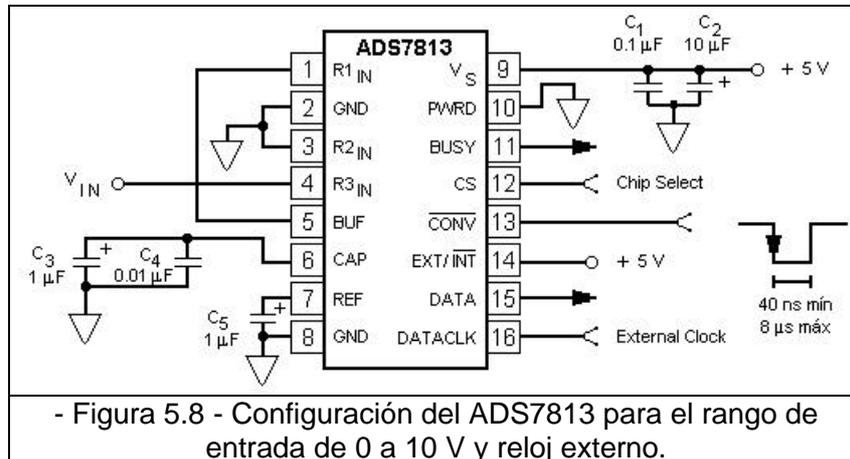
- Velocidad de conversión mínima de 15 kHz
- Alimentación con fuente unipolar menor o igual que 12 V_{DC}
- Rango de voltajes de entrada de 0 a 10 V
- Resolución mínima de 14 bits
- Interfaz de salida digital serial

Estas restricciones limitan la búsqueda a convertores de tipo delta-sigma o por aproximaciones sucesivas, ya que las restantes no pueden brindar la resolución buscada.

Se realizó una búsqueda entonces de ambos tipos de convertores y se encontró que los de arquitectura delta-sigma disponibles en plaza, para velocidades mayores de 15 kHz, no soportaban el rango de voltajes de entrada requerido. Por esta razón, fue elegido un convertor de aproximaciones sucesivas. El modelo que más se adecuó a las necesidades de PREMAX es el ADS7813 de la empresa "Texas Instruments", que presenta los siguientes parámetros [29]:

- Rango de entrada: 0 a 10V a configurar
- Fuente de alimentación: unipolar de 5V_{DC}
- Resolución: 16 bits sin pérdida de códigos
- SINAD: 87dB mínimo → ENOB = 14 bits
- Tasa de muestreo: 40Ksps
- Interfaz de salida: Serial

El convertor analógico-digital ADS7813 puede ser configurado para una variedad de rangos de voltaje de entrada pues la primera etapa se compone de una red de divisores resistivos lo cual ofrece protección de sobre voltaje inherente [28]. La interfaz de salida es serial, y permite sincronizar los datos tanto a un reloj interno como externo. Contiene un circuito "sample & hold" a la entrada, esto es, un capacitor interno que se carga al valor del voltaje de entrada y se desconecta de ella justo antes de que la conversión comience. El dispositivo utiliza voltaje de referencia interno.



Descripción general del funcionamiento [29]:

Un flanco de bajada en la entrada CONV coloca al circuito "sample & hold" en el modo "hold" y comienza la conversión. Cuando se trabaja con la señal de reloj brindada externamente, el resultado de una conversión puede ser leído tanto después de que la conversión se haya completado como durante la próxima conversión. En este sentido, dadas las características de la comunicación con el microprocesador, así como el diseño de los programas, PREMAX utiliza el primer método de lectura.

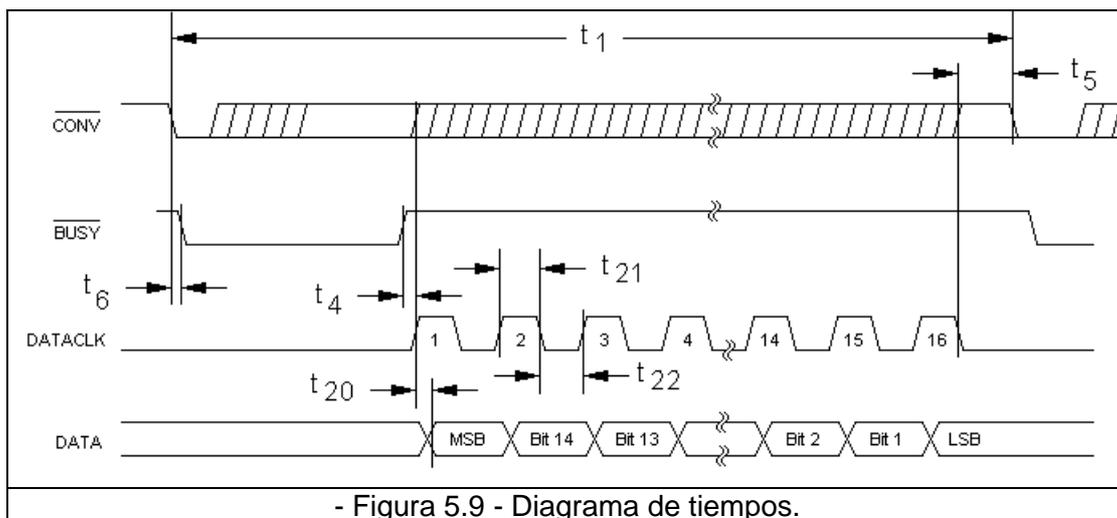
Luego de un tiempo t_6 de que el CAD percibe el flanco de bajada de CONV, baja la salida BUSY indicando que está en modo de conversión. El valor brindado por la hoja de datos para t_6 es de 20 μ s como cota superior. Cuando la salida BUSY vuelve al estado alto, indicando que el convertor está en modo de adquisición, éste está listo para recibir la señal de reloj y poder transmitir los datos de salida en forma serial.

La señal de reloj puede enviarse inmediatamente después de que la salida BUSY vuelve al estado alto. Los datos son transmitidos en código binario en complemento a dos (BTC) enviando primero el bit más significativo (MSB). Cada bit de dato se asegura válido luego de un tiempo t_{20} después del flanco de subida del reloj. La señal de reloj debe tener un semiperíodo mínimo de 50 ns.

La entrada CS permite inhabilitar las salidas digitales del CAD. Aunque la conversión se inicia en el flanco de bajada de CONV (independientemente del estado de CS), si CS está en estado alto, las salidas BUSY y DATA estarán en estado de alta impedancia. Se presenta en la tabla 5.1 un resumen de tiempos de las señales que controlan el funcionamiento extraído de la hoja de datos del dispositivo.

- Tabla 5.1 - Valores de tiempos para el ADS7813.

	Mín	Máx	
T ₁		25	μs
T ₄	0		ns
T ₅	2		μs
T ₆		20	μs
T ₂₀		85	ns
T ₂₁	50		ns
T ₂₂	50		ns



La comunicación entre el microprocesador y el CAD se realiza entonces usando 2 entradas y 2 salidas digitales del microprocesador. Las entradas reciben las señales BUSY y DATA del convertor y las salidas envían las señales de control CONV y DATACLK.

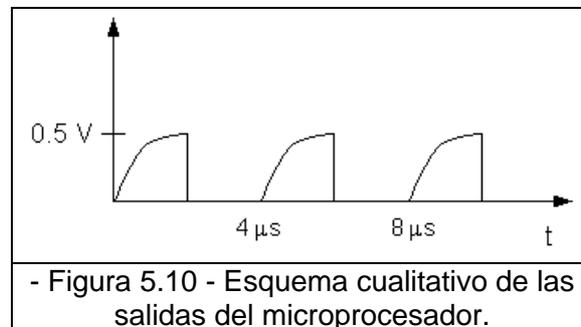
Para cumplir con los requerimientos de tiempo especificados para el convertor, las funciones de comunicación para el microprocesador debieron ser escritas en lenguaje Assembler (ver capítulo 7, Programación y planificación del uso del microprocesador), puesto que las funciones de biblioteca ya implementadas realizan la lectura y escritura de un bit en tiempos del orden de milisegundos. En efecto, según lo planteado en párrafos anteriores, se desea que el tiempo invertido en leer la muestra completa sea de 67μs aproximadamente. Esto surge de combinar la tasa de 150 muestras por segundos, con el requerimiento de usar sólo la centésima parte del tiempo de microprocesador; lo que operando se expresa como

$$T_{muestra} = \frac{1s}{150 \times 100} = 67 \mu s$$

Se decidió realizar una serie de pruebas preliminares para la verificación del funcionamiento del dispositivo. Para ello se estableció la comunicación a través de rutinas sencillas en Assembler, cuya función consistió en la lectura y escritura de bits, y donde se procuró utilizar la menor cantidad posible de instrucciones. Estas pruebas dieron resultados erróneos.

Las lecturas obtenidas con el microprocesador no coincidían con el voltaje aplicado a la entrada del CAD, e incluso para un valor de voltaje constante aplicado, la

lectura variaba en todo el rango de valores (0 a 10V). Se analizaron entonces las señales producidas a la salida del Rabbit con el osciloscopio durante la ejecución de la rutina. Lo que se observó en la pantalla se esquematiza en la figura 5.10. Como se muestra, las formas de onda tienen máximos de 0.5V, debiendo ser la salida correcta una serie de pulsos rectangulares de altura 5V.

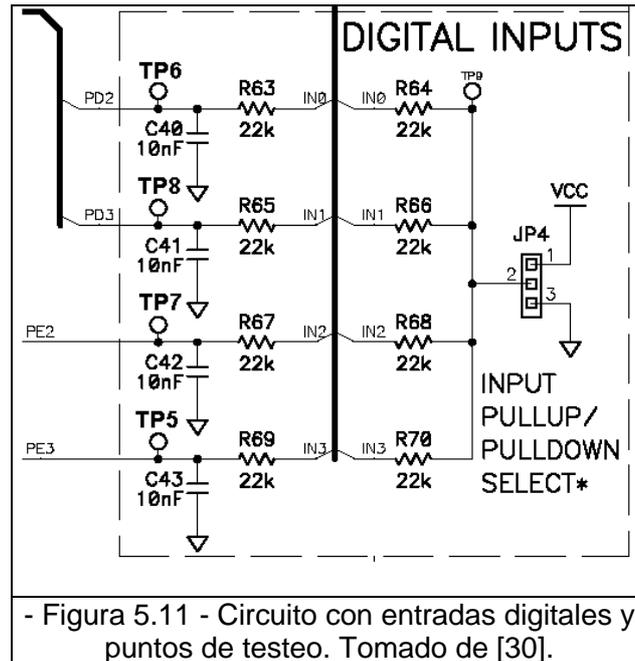


El resultado anterior se interpretó en base al excesivo tiempo de levantamiento de las salidas del Rabbit. (Se entiende por tiempo de levantamiento el requerido para ir del 10 al 90% del valor final). En efecto, la rutina de escritura de bits se implementó en lenguaje Assembler para que el tiempo de muestra fuese de $67\mu\text{s}$ o similar. Puesto que la muestra consta de 16 bits, el período de reloj debiera ser de $4\mu\text{s}$ aproximadamente, lo que implica pulsos de $2\mu\text{s}$ para el análisis que se está realizando. El problema sería entonces que el tiempo de levantamiento de la salida podría ser superior a $2\mu\text{s}$.

$$T_{\text{muestra}} = 67 \text{ ns} \rightarrow T_{\text{reloj}} = \frac{67 \text{ ns}}{16} = 4.2 \text{ ns}$$

Para verificar esta interpretación se decidió medir dicho tiempo de levantamiento. Para ello se modificaron las rutinas, incrementando en varias ocasiones el período del pulso hasta obtener los 5 V necesarios en la salida del Rabbit. Una vez conseguido, se midió con el osciloscopio un tiempo de subida aproximado de $54\mu\text{s}$, identificándose así la causa del problema. (Estas medidas fueron tomadas usando una resistencia de "pull up" de $270\ \Omega$, valor que será modificado como se establece seguidamente).

El problema que se tiene con el tiempo de subida de las salidas, debería también ocurrir con las entradas digitales. Se decidió entonces medir el tiempo de levantamiento de las entradas, usando los puntos de testeo previstos para ello: TP5, TP6, TP7 y TP8 de la figura 5.11. Los resultados indicaron que los mismos eran del orden de los $500\mu\text{s}$ valor que nuevamente es muy superior a los $2\mu\text{s}$ necesarios para el tiempo de bit.



Quedó establecido así que la razón de la falta de comunicación Rabbiti – CAD es consecuencia del excesivo tiempo de subida en las salidas y entradas del Rabbit. La combinación de resistencias y condensadores en los circuitos correspondientes del Rabbit deberían ser los causantes del problema. Las entradas tienen condensadores de 10nF conectados a tierra, mientras que los de las salidas son de 100nF. Existiendo ya un antecedente de esta situación [31], la solución posible consistiría en sustituir o eliminar estos condensadores, lo cual sería decidido en función de que los resultados fueran los buscados.

Para los circuitos de las cuatro salidas, fueron sustituidos los condensadores de 100nF por condensadores de 1pF y la resistencia de colector abierto por una resistencia de 150Ω. También se introdujo una resistencia adicional de 470Ω en serie con dicha salida. Con esta configuración, se obtuvo un tiempo de subida de 230ns y un sobretiro de 0,2V lo cual es soportado por el convertor.

Deben realizarse aquí las siguientes puntualizaciones. En primer lugar, el condensador de 1pF se ubicó en la parte exterior de la placa madre (“motherboard”), con la finalidad de simplificar el diseño. En segundo lugar, con 150Ω para la resistencia de “pull up”, la corriente máxima de salida del microprocesador puede estimarse como 80mA, puesto que se considera que la resistencia vista hacia el CAD es infinita (superior a 10MΩ según la hoja de datos). Este valor es menor a la mitad del tolerado por el Rabbit de 200mA.

$$I_{\text{máxima}} = \frac{12\text{ V}}{150\ \Omega} = 80\text{ mA}$$

Finalmente, respecto a la resistencia en serie de 470Ω, la función de la misma consiste en disminuir el sobretiro, que en un principio era superior al tolerado por el CAD. Se entiende que esto fue posible debido a las capacidades parásitas que, pudiendo existir distribuidas en los dispositivos, actúan conjuntamente con la resistencia para formar un filtro pasa bajos.

Para el circuito de las entradas, se eliminaron completamente los condensadores pues las señales en los puntos de testeo no presentaron sobretiro con

esta configuración. El tiempo de subida resultante fue de 13 μ s. La eliminación total de los condensadores planteó la duda respecto a la protección de los circuitos, vistos desde las entradas hacia adentro del Rabbit. Una comunicación vía correo con el fabricante [32], permite asegurar que se trabaja dentro de amplios márgenes de seguridad: los circuitos toleran sobretiros de ± 36 V.

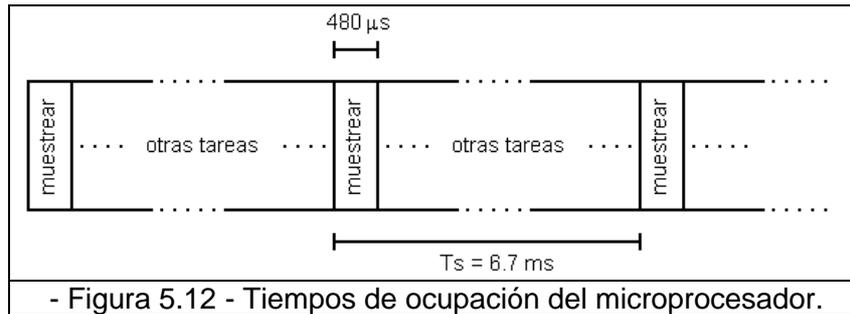
Con los cambios realizados, se logró establecer correctamente la comunicación entre el CAD y el microprocesador, y la adquisición de muestras se probó exitosamente, restando sólo ajustar los tiempos que serán usados para optimizar dicha comunicación.

En función de lo comentado en los párrafos precedentes, el tiempo de levantamiento que limita el diseño es el de las entradas, es decir 13 μ s. Puesto que las señales usadas para la comunicación entre el Rabbit y el ADS7813 son: señal de reloj y señal de datos (más dos de control), el tiempo de levantamiento tendrá principal influencia sobre las mismas de la manera que se describe seguidamente. La señal de reloj más rápida posible de ser suministrada consiste en un período superior a 26 μ s (2*26 μ s, un pulso alto y otro bajo, por tanto), lo que deberá ser verificado a través del osciloscopio. No obstante ello, se decidió tomar como criterio de diseño un período de reloj de 30 μ s. Este valor permite un margen de seguridad entendido como adecuado, sin quitar velocidad a la señal como se desea. A partir de esta señal de reloj, los datos serán enviados al Rabbit con esta cadencia, cumpliendo entonces los requerimientos de las entradas del mismo.

Con estas consideraciones, se modificaron paso a paso los programas hasta obtener un tiempo de reloj de 30 μ s. Existe una instrucción de "limpiado" que inicializa el contador y que debe ejecutarse al atender la interrupción. El período dependerá entonces del lugar que ocupa la instrucción dentro del código. Se pudo comprobar que aun ejecutando esta instrucción al comienzo de la rutina de atención a la interrupción no se obtiene el período impuesto. Este proceso fue seguido con las señales desplegadas en la pantalla del osciloscopio, lo que permitió verificar que la señal de entrada llegaba limpiamente al Rabbit. Con esto se quiere hacer referencia a que los pulsos en el tiempo se percibieron con forma rectangular, quedando además un margen adecuado por encima de las deformaciones detectables cuando el período se disminuía hasta acercarse al doble del tiempo de subida (26 μ s). Nuevamente, este procedimiento se realizó con ayuda de los puntos de testeo nombrados anteriormente. Además de la observación visual que permite la pantalla del osciloscopio, la verificación real consiste en el funcionamiento adecuado de la comunicación, lo cual también fue verificado para variados valores de la señal de entrada, y en el período de interés para el reloj de 30 μ s.

El establecimiento del período de reloj en 30 μ s genera cambios en los parámetros de diseño. En la elección del conversor se usó como condición de búsqueda la posibilidad de que el microprocesador estuviera ocupado sólo la centésima parte del tiempo en la adquisición de las muestras. Sin embargo, según se desprende de los párrafos anteriores, en las nuevas condiciones el Rabbit debería pasar 7.7% del tiempo en la tarea de muestrear. En efecto:

$$\text{Tiempo de muestra} = 30 \text{ ns} \times 16 \text{ bits} = 480 \text{ ns}$$



- Figura 5.12 - Tiempos de ocupación del microprocesador.

$$\text{Frecuencia de muestreo} = 150 \text{ muestrasporsegundo} \rightarrow T_s = 6.7 \text{ ms}$$

$$\text{Porcentaje empleado en muestrear} = \frac{0.48 \text{ ms}}{6.7 \text{ ms}} \times 100 = 7.2 \%$$

Este resultado limitado respecto al planificado (7.2 veces superior), se tiene como consecuencia de la baja velocidad de transferencia de datos que tiene el microprocesador Rabbit, incluso luego de haber eliminado los condensadores de la entrada.

Señales a utilizar para la comunicación.

Una vez conseguida la comunicación de manera correcta, se planteó el problema concreto de cuáles iban a ser las señales necesarias para el establecimiento de la misma. La consideración particular de este punto es consecuencia de la necesidad de utilizar las salidas del microprocesador para la comunicación con los chips que manejan la columna de LEDs. En consecuencia, la decisión de este punto se pospuso hasta la definición final del diseño de dicha columna.

El chip seleccionado como "driver" de la columna fue el A6276 de "Allegro Microsystems" (ver capítulo 6, Realimentación visual con el operador y el paciente). Este requiere un mínimo de 3 señales para la comunicación: "Latch enable", reloj y datos. El PIN de control restante, "Output enable", alcanza con que permanezca activo (bajo) durante toda la maniobra. Es decir que serán necesarias 3 salidas específicas del Rabbit para el manejo del A6276.

Para el manejo del CAD, según lo analizado en esta sección, son necesarias 2 señales: orden de conversión a través de la pata "Conv", y el reloj de sincronización.

Puesto que el microprocesador posee sólo cuatro salidas digitales, no es posible el diseño con la exclusividad de funciones para cada una. Es decir que las salidas deberán ser usadas de manera alternada para uno u otro dispositivo.

Esta situación conllevó un análisis específico para el diseño final. En efecto, en principio se consideró que el CAD necesitaba sus señales con exclusividad de funciones por las razones siguientes. Según las recomendaciones de la hoja de datos del conversor, la señal de reloj deberá estar estática antes de la siguiente conversión; de no ser así, el valor muestreado de la señal puede ser afectado por los cambios en el voltaje impuesto al pin del reloj. Sin embargo, el fabricante no especifica cuánto tiempo antes de la conversión debe permanecer estática la señal de reloj. Por esta razón, se analizó la posibilidad de adoptar como opción de diseño, la inhabilitación del CAD en el intervalo de tiempo en que no se esté adquiriendo muestras, y durante el cuál las salidas del Rabbit son usadas para la comunicación con los "drivers" de la

columna de LEDS. En principio esto se pensó posible de lograr a través del uso del pin "Chip select". Sin embargo, según lo especificado en la hoja de datos y de acuerdo a la interpretación que se hizo de la misma, el pin "Chip Select" no realiza exactamente la inhabilitación del dispositivo, tal como su nombre lo indica, sino que sólo pone las salidas en alta impedancia.

Posteriormente, la decisión sobre la posibilidad de manejar el pin "Chip Select" o mantenerlo permanentemente conectado a tierra, fue analizada en conjunto con el funcionamiento de la columna de LEDS (ver capítulo 6, Realimentación visual con el operador y el paciente). En tal ocasión, los ensayos realizados permitieron verificar el correcto funcionamiento del dispositivo en su conjunto, aun manteniendo dicho pin en 0V.

Por estas últimas razones, se ha decidido mantener habilitado el CAD de forma permanente, por tanto conectando a tierra el pin "Chip Select" habiendo también considerado los siguientes argumentos. Se admite como suficiente el tiempo que permanece estática la señal conectada al PIN "Clock" del CAD, puesto que si bien fue usada como reloj para el "driver" de los LEDS durante el período entre dos muestras sucesivas, igualmente los intervalos involucrados son del orden de los milisegundos (más de 6ms). Como valores de comparación, debe tenerse en cuenta que todos los períodos de transición del CAD son del orden de los μ s. Este período de 6ms es consecuencia del diseño de los programas (ver figura 5.12), donde se toma una muestra durante una interrupción del Rabbit, luego se lee el teclado en la siguiente interrupción, y en otra son enviados los valores correspondientes a la columna de LEDS, dejándose libre la cuarta interrupción.

Proceso de conversión y tiempos medidos durante los ensayos.

Como inicio del proceso PREMAX pone en nivel bajo la pata "Conv". La duración del pulso bajo para dicho PIN es de 3μ s, siendo el rango informado por el fabricante de $t_3 = 40$ ns hasta $t_2 = 8\mu$ s.

70ns después de haber bajado la pata "Conv", el convertor usado para el prototipo de PREMAX baja la salida "Busy" durante 19μ s. Estos tiempos según la hoja de datos deberían ser, en el primer caso, t_7 típico de 85ns y t_7 máximo de 120ns; mientras que en el segundo caso t_6 típico es de 19μ s y el máximo 20μ s. Para la medida de los intervalos más pequeños (en nanosegundos), se usó como criterio el restar los valores de tiempo medidos en 1.4V. En efecto, para reconocimiento de niveles altos y bajos según la tecnología CMOS, las fronteras de certeza se encuentran en 0.8V para el nivel bajo y 2.0 V para el alto.

Se espera luego la subida del PIN "Conv" para enviar el primer pulso de reloj, y dar comienzo así la transferencia de bits sincronizada. Los tiempos de esta transferencia fueron descritos en los apartados anteriores y son expuestos también en la Tabla 5.3 del final de esta sección. El tiempo medido entre el flanco de subida del PIN "Busy" y el primer flanco de subida del reloj es de 8.7μ s, que corresponde a t_4 y que no tiene requerimientos de valor mínimo según el fabricante.

El CAD utilizado envía el primer bit de datos 75ns luego del correspondiente flanco de subida del reloj, donde el valor típico es de $t_{20} = 55$ ns y el máximo de 85ns.

La tabla 5.2 muestra los parámetros medidos en comparación a los de la hoja de datos.

- Tabla 5.2 - Comparación entre tiempos medidos y especificados.

	Equipo PREMAX	Mínimo	Típico	Máximo
PIN "Conv" en nivel bajo	1.2 μ s	t3 = 40ns		t2 = 8 μ s
t ₇	70ns		85ns	120ns
PIN "Busy" en nivel bajo (t ₆)	19 μ s		19 μ s	20 μ s
t ₄	8.7 μ s			
t ₂₀	75ns		55ns	85ns

- Tabla 5.3 - Parámetros surgidos de la etapa de conversión diseñada.

CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL.	
Modelo del CAD	ADS7813
Cantidad de bits del CAD	16
Frecuencia del reloj suministrado al CAD	33 333 Hz (1/30 μ s)
Período de reloj del CAD (T clock)	30 μ s
Tiempo de muestra del CAD	480 μ s (16x30 μ s)
COMUNICACIÓN CONVERSOR – RABBIT.	
Tasa de muestreo teórica de PREMAX	150 muestras por segundo
Tasa de muestreo medida durante las pruebas	153 muestras por segundo
Tiempo entre muestras medido	6.5ms (es decir 1/153)
Condensador a tierra en la salida del Rabbit	1pf
Resistencia de pull up	150 Ω
Resistencia en serie entrada CAD – salida Rabbit	470 Ω
Tiempo de subida en la entrada del CAD (salida del Rabbit más resistencia en serie)	230ns
Sobretiro en la entrada del CAD (salida del Rabbit más resistencia en serie)	0.2V
Sobretiro tolerado por el CAD	0.25V
MICROPROCESADOR RABBIT.	
Condensador a tierra en la entrada del Rabbit	No
Tiempo de subida a la entrada del Rabbit	13 μ s
Sobretiro de la señal a la entrada del Rabbit (medido en los puntos de testeo, ingresando un escalón)	No detectado.
CONEXIONES.	
SALIDAS DIGITALES DEL RABBIT	PIN DEL CAD
O0	"Conv"
O1	"Clock"
O2	Libre
O3	Exclusiva hacia los LEDS

· Capítulo 6

REALIMENTACIÓN VISUAL CON EL OPERADOR Y EL PACIENTE.

Posibles diseños.

De acuerdo a lo establecido en el capítulo 1 (sección Descripción general de la solución), el equipo PREMAX deberá tener un dispositivo de comunicación visual con el paciente. La comunicación consiste en que el paciente tenga la posibilidad de ver el esfuerzo que está realizando durante la medida. Otro tanto ocurre con el operador quien también necesita ver el esfuerzo del paciente, pues según lo establecido en el estándar [2], la maniobra incluye el incentivo del operador hacia este para que realice su mayor esfuerzo, manteniéndolo lo más posible.

La visualización en tiempo real (“on line”) del esfuerzo ha quedado determinado, al menos en términos generales, a partir del estudio comparativo realizado en el capítulo 1 (sección Características de las alternativas de diseño para el equipo PREMAX). En particular, el problema estaría resuelto si el equipo contara con una pantalla de PC o similar. Pero en vista de que la opción elegida consistió en el armado de PREMAX con un Rabbit, el problema pasó a tener independencia del desarrollo de los restantes bloques del proyecto.

Un estudio previo a la sección recién nombrada, llevó a considerar la posibilidad de que el dispositivo elegido, aun siendo transportable, tuviese la posibilidad propia de presentar la evolución de la medida como se desea. En particular, se obtuvo información sobre la existencia de microprocesadores Rabbit, modelos OP6800 y OP6810 distintos al finalmente elegido, tal que junto con el “display” poseen una fila de LEDS en la parte anterior de la caja. No estando el tema definido, se pensó en incluir esta posibilidad en el cuadro comparativo nombrado. No obstante ello, se consideró que si la decisión final fuese la de visualizar la medida a través de una columna de LEDS, entonces el tamaño de la misma debería ser al menos de 20 ó 30 LEDS distribuidos en unos 20 ó 30cm. Estos valores son muy superiores a los de la fila de LEDS presentada por los modelos OP6800 y OP6810, la cuál consta sólo de 7 LEDS, y donde incluso el tamaño mismo de cada uno de los LEDS hace que la función deseada esté lejos de cumplirse con tal dispositivo.

Las soluciones posibles que se encontraron al problema fueron dos: una columna de LEDS independiente del microprocesador pero manejada por este, o bien una pantalla o monitor pequeño también manejado por el Rabbit.

La elección no requirió de un estudio detallado de costos o conveniencia. Se muestra a continuación la serie de puntos evaluados para la toma de la decisión.

1 Equipo diseñado con pantalla o monitor:

- Se gana en presentación de la información (según se estudió también en su momento para un PC).
- El tamaño de la pantalla debiera ser comparable a la de un PC. En efecto, la evolución de la maniobra debiera ser observada a cierta distancia por paciente y operario.
- Incremento excesivo del costo total del equipo.
- Incremento del tiempo de procesador para atender los requerimientos del hardware adicional.
- Incremento sustancial de las horas de programación necesarias para el diseño total.

- Incremento de la complejidad general de todo el diseño. En particular, el ensamblado físico de todas las partes.
- En base a los anteriores puntos: pérdida en parte de la portabilidad del equipo, característica ponderada como esencial.

2 Equipo diseñado con columna de LEDS:

- Calidad inferior respecto a la presentación de la información.
- Costo muy inferior, no comparable al de la pantalla.
- La modalidad con la que trabajaría, hace que la visualización sea considerable aun a cierta distancia.
- Posibilidad de incorporar el dispositivo al ensamblado del equipo total, permitiendo mantener la portabilidad tanto como las restantes partes lo permitan.

Se decidió finalmente que el diseño del equipo PREMAX se llevará a cabo con una columna de LEDS para visualización de las maniobras usadas para la medida.

En visitas al Laboratorio de Exploración Respiratoria del Hospital de Clínicas, se recabó en principio la información de que el uso de una pantalla resultaba de interés fundamental para efectuar la medida. Los argumentos usados están relacionados con la visualización ya considerada, pero al mismo tiempo por la posibilidad de elegir, bajo cierto criterio personal, el valor final de la medida. Sin embargo, se entendió que la columna de LEDS mejoraría sensiblemente la visualización del esfuerzo, fundamentalmente por parte del paciente. Además el cálculo debe hacerse por medio del programa, independientemente del uso de monitor o columna de LEDS. Se entiende conveniente, de todas formas, la realización de un período de entrenamiento del operador en el uso de una columna de LEDS como visualización de la maniobra.

Diseño del dispositivo: consideraciones generales.

La función buscada por PREMAX para la columna de LEDS, según información recabada en Internet, se denomina habitualmente tipo voltímetro digital. En efecto, se busca que los LEDS encendidos en la columna sea función del voltaje que se tiene en la entrada del dispositivo, a su vez proporcional a la presión respiratoria.

Las opciones posibles son denominadas habitualmente como modo barra ("bar mode") o bien modo punto ("dot mode"). El modo barra consiste que la altura de la columna de LEDS encendidos sea, por ejemplo, proporcional al voltaje de entrada. En el caso del modo punto, sólo se enciende un LED de la columna, tal que al elevar el voltaje, "el LED encendido sube en la columna", permaneciendo apagados todos los restantes, por encima y por debajo.

Las columnas de LEDS son manejadas por chips ("drivers") que pueden cumplir diferentes funciones, y que en particular pueden trabajar en modo barra o modo punto. Puesto que la comunicación de la columna a diseñar y el Rabbit se establecerá por medio de datos digitales y seriales, se pensó en principio en la búsqueda simultánea de un conversor digital-analógico (CDA). De esta forma, la señal digital de la salida del Rabbit, sería convertida en analógica, para que luego este voltaje sea ingresado al chip que maneja la columna.

De la búsqueda realizada en Internet (para fuente de alimentación unipolar, formato DIP) se obtuvo como resultado el chip LM3914 de "National Semiconductor" [33], modelo más frecuentemente usado para el manejo de barras de LEDS. Este chip trabaja con entrada analógica, y puede manejar hasta 10 LEDS al mismo tiempo.

Funciona en los dos modos antes definidos, lo que se consigue con distintas formas de conectar los pines de control del mismo. Y finalmente, permite la posibilidad de conectar varios chips en cascada, lo cual coincide con los requerimientos de PREMAX, puesto que se pretendía trabajar con un número mayor de LEDS.

Como punto negativo dentro de la información recogida sobre el funcionamiento, está el hecho de que el ajuste no resulta sencillo. En efecto, el hecho de usar varios chips en cascada hace que cada uno trabaje en rangos distintos de voltaje. Estos rangos deben ser ajustados en forma individual por medio de resistencias variables. De este modo se evitan solapamientos de los LEDS de transición que son encendidos en la columna.

No obstante lo expuesto, se encontró finalmente un dispositivo que cumplía los requerimientos totales del diseño de la columna de LEDS. El chip es el A6276 de la empresa "Allegro MicroSystems" [34], el cual trabaja con entrada digital y serial. Esto transformó en innecesaria la búsqueda de un CDA para completar el diseño, excepto por supuestas razones de precio que, como se verá seguidamente, tampoco fue necesario considerar.

1 Diseño usando LM3914:

- Cada chip puede manejar hasta 10 LEDS
- Pueden ser usados en cascada, pero presentan dificultades de ajuste.
- Precio por unidad: 1.15U\$S en origen
- Requiere uso de CDA,
- Implica entonces una transformación de la señal en analógica con el ruido consiguiente, aunque su influencia pudiera ser poco significativa

La necesidad del uso de CDA implica además:

- Incremento del costo de diseño (no se estimó en cuánto)
- Incremento de la complejidad del dispositivo completo. En efecto, el funcionamiento del CDA implicaría seguramente nuevos componentes.
- Incremento significativo de las horas hombre dedicadas al armado

2 Diseño usando A6276:

- Cada chip puede manejar hasta 16 LEDS
- Pueden ser usados en cascada, pero puesto que trabajan con datos digitales, no presentan problemas de ajuste en los LEDS de transición
- Precio por unidad: 2.25U\$S en origen (ver siguientes párrafos).
- No requiere dispositivos adicionales pues no necesita transformar la señal en analógica
- No introduce ruido de conversión, puesto que carece de esta etapa

De los anteriores puntos se dedujo que la elección adecuada era el diseño a través del chip A6276 de "Allegro MicroSystems", lo que se desprende fácilmente de su sencillez, así como de los precios comparativos aun sin contar el CDA.

Para la compra de los dispositivos, los distribuidores encontrados fueron:

- Arrow electronics Inc.
<http://www.arrow.com>
Precio: U\$S1.85.
El producto no estaba disponible en el momento de la búsqueda.
- Newark in one

<http://www.newark.com>

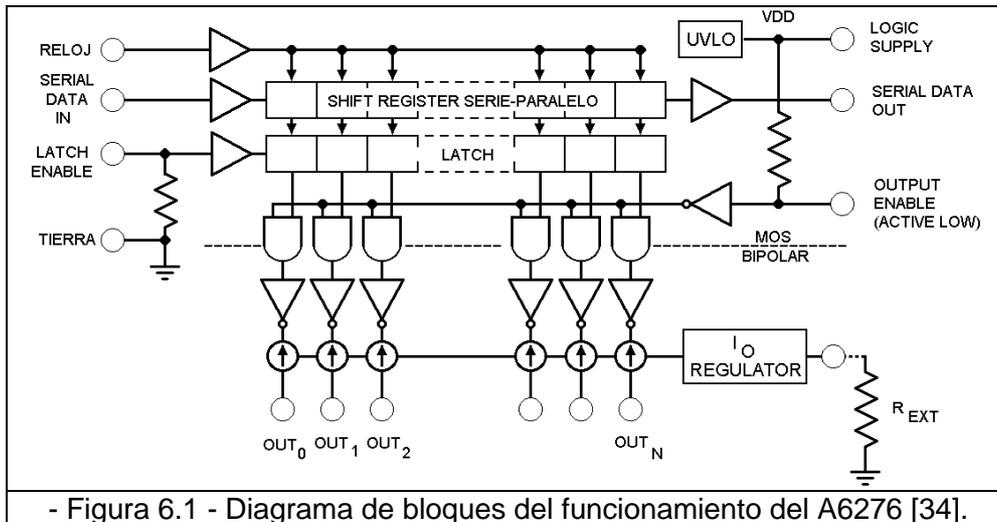
Precio U\$S2.15

La compra se realizó vía Internet a la empresa "Newark in one".

Características generales del A6276 de Allegro Microsystems.

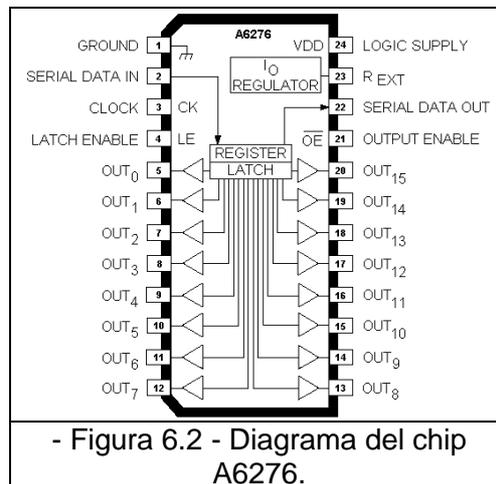
- El dispositivo puede manejar hasta 16 LEDS: Al momento de la selección de este dispositivo, la cantidad de LEDS que tendrá la columna es todavía un punto a definir. No obstante, las opciones en discusión están entre 20 y 30 LEDS, lo cual implica que en el caso más desfavorable serán necesarios sólo dos chips.
- Funciona con fuente de alimentación unipolar 0-5V: El equipo PREMAX completo trabaja con fuente unipolar, lo cual fue condición necesaria en la búsqueda del dispositivo.
- Recibe los datos en forma de bits seriales. La comunicación del microprocesador Rabbit con el exterior se da en esta misma modalidad. Esto implica la posibilidad de que la misma se realice en forma directa entre el Rabbit y el chip.
- La entrada es compatible con la salida del microprocesador, de manera tal que un valor lógico de uno corresponde con un voltaje de 5V (si es el usado en la fuente) y el cero lógico con 0V (tierra). Tolerancia de variaciones de tensión de $\pm 0.4V$.
- La velocidad de transferencia puede llegar hasta 20MHz: El tiempo de bit correspondiente será de 50ns (1/20MHz). Esta velocidad es superior al límite impuesto por el Rabbit, cuyo valor de salida es función de los 230ns correspondientes al tiempo de subida, y que fuera medido en las entradas digitales del mismo (ver capítulo 5, Etapa de conversión-codificación). En caso de usar varios chips conectados en cascada, la frecuencia de reloj recomendada baja a 10MHz, lo que implica un tiempo de bit de 100ns, velocidad todavía menor que la impuesta por el Rabbit.
- La corriente de salida hacia cada uno de los LEDS está determinada por el valor de una resistencia externa, y por tanto se puede variar en función de lo que estos requieran.

Funcionamiento general.



Como puede verse en la figura 6.1, los datos se ingresan en forma serial, bit a bit y sin codificación. Esto significa que si se desea que en el LED correspondiente a la salida OUT_{15} , por ejemplo se encienda, entonces el primer bit ingresado deberá ser un uno. La razón es que los bits se van almacenando en un registro de traslación ("shift register"), de forma tal que el primer bit ingresado será corrido hasta el final del registro cuando finalice el ingreso de los 16 bits.

El ingreso de datos se realiza a través del pin "Serial data in" y en forma sincrónica con la señal de reloj que debe ser ingresada a través del pin "Clock". En cada flanco de subida del reloj, el "Shift Register" desplaza en bloque todos los bits ingresados un lugar hacia la derecha (según la figura 6.1). Al mismo tiempo ubica en la posición inicial del registro el dato presente en la entrada, es decir un bit uno o cero.



En la forma más simple de trabajo, o sea con 16 LEDs manejados por un solo chip, el proceso finaliza cuando se ingresaron los 16 valores quedando todos almacenados en el registro. El paso siguiente deberá ser la transformación de este vector de unos y ceros en el encendido de los LEDs correspondientes, lo cual se consigue pasando primero los datos en paralelo a un registro de almacenamiento posterior ("Latch" de la figura 6.1).

El pin "Latch enable" es el que gobierna el pasaje de los datos desde el registro de desplazamiento hacia el "latch". La transferencia se produce con el pin alto, y cuando se vuelve a poner en nivel bajo, se interrumpe la comunicación entre los registros manteniendo el "latch" los últimos datos ingresados. Respecto de este punto debe señalarse que mientras el pin "Latch enable" permanezca en nivel alto, cualquier cambio en el registro de desplazamiento será reproducido en el de almacenamiento ("latch"). Esto implica que para un correcto funcionamiento, los datos deberán ingresarse manteniendo el pin "Latch enable" en nivel bajo, para evitar que los LEDS reflejen el desplazamiento serial de los bits durante su ingreso al "shift register".

Finalmente, el pin "Output enable" maneja la salida de los datos directamente a los LEDS. Una vez que los datos están en el "latch", si "Output enable" está en nivel bajo, entonces son encendidos los LEDS correspondientes a los bits de datos igual a uno y viceversa. El funcionamiento correcto se obtiene manteniendo el pin "Output enable" permanentemente en nivel bajo; en caso contrario los LEDS se apagan todos al mismo tiempo.

Para el funcionamiento de una columna que requiera más de un chip en cascada, la comunicación entre los chips se establece usando el pin "Serial data out". En todo momento este pin tiene el mismo voltaje que el último bit del registro de desplazamiento. Por tanto, conectando este pin a la entrada del chip número dos, los datos pueden ser ingresados a este último chip mediante un único proceso serial para ambos. Por ejemplo, para el caso de 32 LEDS, se ingresan los 32 valores por el primer dispositivo en forma sincronizada con el reloj (común a ambos). Entonces los primeros 16 datos ingresados seguirán desplazándose vía "Serial data out", hasta ubicarse en el lugar correspondiente del registro de desplazamiento del segundo chip, quedando en el chip inicial los últimos 16 valores. De esta forma, los datos seriales quedan preparados para ser pasados a paralelo (pasaje a los "latches") y salir a la columna de LEDS en la manera correcta.

Debe tenerse en cuenta que la señal de reloj deberá aplicarse simultáneamente a los dos chips, puesto que se requiere de una transferencia sincronizada de los bits. Las restantes señales de control se manejan de forma idéntica en ambos casos, por lo que al igual que con el reloj, podrán tener un cableado común (conexiones al Rabbit comunes).

Pensando en la simplificación del problema, si se adopta el criterio de usar más de 16 LEDS, el diseño se hará como fue explicado en el párrafo precedente. Debe señalarse no obstante, que el mismo resultado puede obtenerse con otras formas de diseño. En particular, cada uno de los chips puede manejarse en forma independiente desde el microprocesador. Esta segunda opción implicaría, tal vez, sólo una leve complejidad adicional en el diseño de los programas. Sin embargo, desde el punto de vista de la velocidad de la transferencia, la cantidad de salidas a utilizar y la simplicidad del cableado, la solución expuesta en primer lugar se pondera como la mejor, siendo entonces la adoptada por PREMAX.

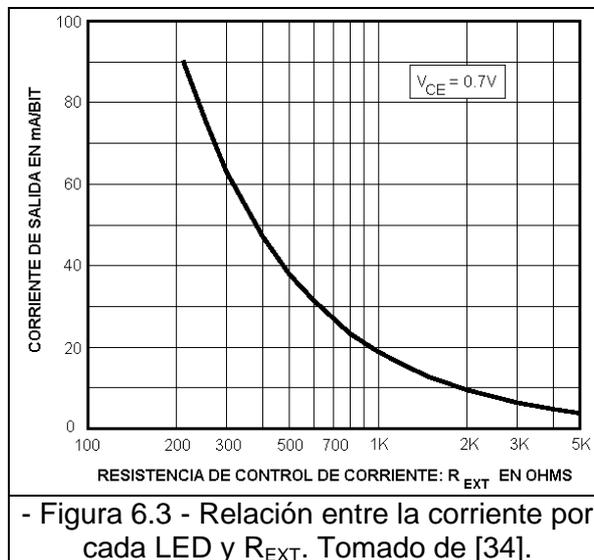
- Tabla 6.1 - Tabla de verdad del chip A6276. Tomado de [34].

Serial Data Input	Clock Input	Shift Register Contents						Serial Data Output	Latch Enable Input	Latch Contents						Output Enable Input	Output Contents					
		I ₁	I ₂	I ₃	...	I _{N-1}	I _N			R ₁	R ₂	R ₃	...	R _{N-1}	R _N		P ₁	P ₂	P ₃	...	P _{N-1}	P _N
H		H	R ₁	R ₂	...	R _{N-2}	R _{N-1}	R _{N-1}														
L		L	R ₁	R ₂	...	R _{N-2}	R _{N-1}	R _{N-1}														
X		R ₁	R ₂	R ₃	...	R _{N-1}	R _N	R _N														
		X	X	X	...	X	X	X	L	R ₁	R ₂	R ₃	...	R _{N-1}	R _N							
		P ₁	P ₂	P ₃	...	P _{N-1}	P _N	P _N	H	P ₁	P ₂	P ₃	...	P _{N-1}	P _N	L						
										X	X	X	...	X	X	H	H	H	...	H	H	

La tabla 6.1 muestra la tabla de verdad correspondiente al funcionamiento descrito del chip para entradas genéricas. La columna de entrada de datos indica con H ("high") un valor 1, o bien un voltaje de entrada en nivel alto (5V). Con L ("low") se indica un cero o nivel bajo. Se indica con X los datos irrelevantes ("don't care"), con P el estado presente, y con R el estado anterior. La columna de la entrada "Clock" indica los flancos de interés, y los periodos de reloj sucesivos se indican con t_1 hasta t_N .

Corriente de salida hacia los LEDS.

El A6276 permite cambiar el valor de la corriente en cada una de las salidas que van conectadas a los LEDS. Esto se puede variar colocando distintos valores para la resistencia R_{EXT} de la figura 6.1. La correspondencia entre la corriente y la resistencia se muestra en la figura 6.3.



Tipos de LEDS que pueden ser manejados.

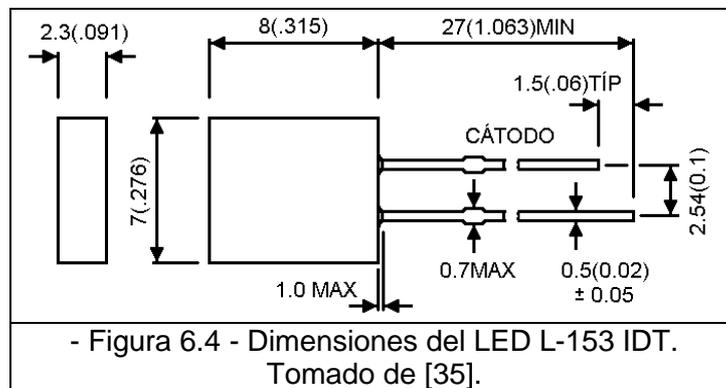
En los LEDS la intensidad de luz emitida es proporcional a la intensidad de corriente. El chip A6276 genera el valor de corriente adecuado a ser suministrado a cada uno de los LEDS, que según se dijo anteriormente, puede ser cambiado por medio de una resistencia externa. Por lo tanto, la elección de los LEDS a usar (excepto por algún factor en que influya la potencia de trabajo) será realizada tomando factores exclusivamente de visualización. Dentro de estos factores pueden citarse: el color, la intensidad de luz, el tamaño, la forma, la cantidad de LEDS, etc.

Para elegir las características se tuvo en cuenta los siguientes puntos.

- La columna de LEDS deberá permitir una amplia visualización tanto por el paciente como por el técnico que realiza las maniobras para la medida.
- La misma idea se deberá aplicar al brillo.
- El tamaño de la columna estará acotado por las dimensiones del equipo en su totalidad. En efecto, no obstante lo expresado en el punto 1, la calidad de portátil del diseño no debiera perderse, de ser posible tratando de que la pieza se ajuste o encastre en la caja del equipo.

Lo anterior así como la búsqueda realizada de distintos tipos de LEDS disponibles, permitió tomar la siguiente decisión. La compra se realizará en el mercado local por motivos prácticos y referidas al costo de los dispositivos. A su vez, se eligió el color rojo por visualización y la forma rectangular por razones estéticas.

El modelo de LED es el L-153 IDT y corresponde al mostrado en la figura 6.4.



Especificaciones de los LEDS.

Forma: rectangular
 Tamaño: 2.3 x 7mm (tolerancia ± 0.25 mm)
 Tipo: L-153 IDT
 Color del chip: rojo de alta eficiencia
 Color de la lente: rojo difuso
 Intensidad de luz: mínima 3 MCD, máxima 5 MCD
 Intensidad de corriente: 10mA a 20mA (típico 10mA)
 Ángulo de visión: 110°
 (Ver referencias [35] y [36]).

Columna a diseñar.

Los tipos de LEDS elegidos han permitido tomar la decisión final sobre la cantidad a utilizar en la columna. La misma será de 32 LEDS, lo que puede conseguirse usando 2 chips A6276. De acuerdo al tamaño de los mismos, la longitud de la columna será de unos 15 a 20 cm.

El equipo PREMAX trabaja con una columna de 32 LEDS rectangulares y rojos.

Circuito a diseñar.

La columna de 32 LEDS se maneja con dos chips en cascada. Las conexiones se establecen como se muestra en la figura 6.5. En particular, debe notarse que el pin "Serial data out" (22) se conecta al pin "Serial data in" (2), siendo comunes el reloj y las conexiones a los pines "Latch enable", tal como se explicó antes.

La resistencia externa conectada al pin "R_{EXT}" deberá elegirse para que la corriente por los LEDS sea de 10mA a 20mA. Según el gráfico de las especificaciones (figura 6.3) el valor deberá ser aproximadamente de 1k Ω . El equipo PREMAX usa dos

Como diseño de fuente regulada, para el chip LM317 fueron usadas las mismas resistencias que en el caso en que se alimentó el conversor A/D durante las pruebas preliminares (ver capítulo 8). Además, se tomó como caso extremo a probar el encendido de todos los LEDs. El resultado desde el punto de vista del chip LM317 no fue satisfactorio. Se encontró que la temperatura subía rápidamente al encender el dispositivo, por lo que no se permitió que la alimentación estuviera conectada más de unos pocos segundos. Al mismo tiempo, las señales en todos los puntos significativos del circuito presentaban un ruido muy superior al aceptable, lo cual fue visualizado a través del osciloscopio. En consecuencia, se entendió conveniente modificar el posible diseño por razones de seguridad, aun en el caso de que fuese usado con disipador de calor. Como segunda alternativa se alimentó a cada uno de los chips A6276 y los respectivos 16 LEDs con un solo regulador de voltaje. Es decir que fueron usados dos circuitos reguladores en paralelo. Los resultados obtenidos fueron muy similares al caso anterior. Uno de los LM317 elevaba su temperatura rápidamente, mientras el otro se mantenía en un valor muy por debajo, aunque sensiblemente mayor que la temperatura ambiente.

Para la segunda opción el resultado negativo se mantuvo, aun cuando fueron cambiados los chips LM317 para asegurar la ausencia de posibles daños. Nuevamente aquí se interpretó que aun adicionando un disipador de calor, por razones de seguridad no resultaría conveniente un diseño de este tipo. Asimismo se supuso que el problema, en caso de estar en los chips LM317, podría estar en algunas de las especificaciones y a la vez en las corrientes de circulación de la alternativa número dos.

Asimismo fueron probadas algunas variantes, como por ejemplo bajar la corriente por medio de la resistencia R_{EXT} , lo cual mejoraba la situación pero en cambio disminuía sensiblemente el brillo de los LEDs. Otra opción consistió en alimentar un solo chip con dos LM317 en paralelo, y no se consiguió un funcionamiento satisfactorio tampoco, continuando a su vez el ruido en exceso en todos los puntos del circuito.

Estos resultados negativos llevaron a considerar el diseño de la fuente de alimentación para la columna de LEDs, haciendo uso de otro dispositivo con especificaciones convenientes. Las opciones de la búsqueda se explican en el siguiente apartado.

Por otro lado, como parte de la prueba inicial, aunque se mantuvo conectado el circuito de LEDs a la fuente, se quitó del programa prueba el manejo de los LEDs. Es decir que entre cada muestra, no se encendían los LEDs. En estas condiciones, los chips LM317 no incrementaban su temperatura en forma sensible, lo cual era de esperar. No obstante, la comunicación con el conversor A/D era incorrecta pues presentaba errores circunstanciales. Las causas de este hecho fue interpretado como posible consecuencia del cableado común que tienen los pines del conversor A/D y del A6276. En efecto, el pin de salida O0 del Rabbit maneja alternativamente la entrada CONV del conversor y el pin "datos" del A6276. Al mismo tiempo, la salida O1 corresponde al reloj del conversor A/D y al reloj de los A6276. Las otras dos salidas tienen funciones específicas independientes para cada chip. Este modo de funcionamiento es correcto desde el punto de vista teórico, puesto que las impedancias vistas hacia adentro de los chips pueden considerarse infinitas. Sin embargo, se interpretó que los malos resultados de las pruebas podrían estar relacionados con este punto. En particular, la hoja de datos del conversor A/D recomienda mantener estable la entrada CONV un tiempo antes de la conversión, que también podría estar alterando el resultado, ya que como se vio antes no es posible deshabilitar el conversor cuando no se está usando. Además, si la potencia consumida por los "drivers" fuese excesiva, esto podría estar alterando la resistencia vista en la entrada de los mismos.

Fue por todas estas razones que se decidió, como parte del ensayo, analizar la posibilidad de aislar los pines de entradas del conversor y de los chips A6276, tal que las entradas a cada uno permanezcan estables durante el período en que no son usadas, y siempre que el costo adicional no sea significativo.

Las conclusiones finales extraídas de los primeros ensayos implican un nuevo diseño para la fuente de alimentación de la columna de LEDS, y la posibilidad de aislar las entradas de los bloques correspondientes a la columna y al conversor A/D.

Fuente de alimentación alternativa para la columna de LEDS.

Se realizó una búsqueda de una fuente con las siguientes características:

- Voltaje de entrada 12Vcd
- Voltaje de salida 5Vcd
- Máxima corriente superior a 1.5A

Los 12V de entrada se deben a que se pensó en conectar esta etapa a la salida de la fuente aislada que alimenta a todos los restantes componentes, el chip PT4583, cuyo voltaje de salida es precisamente ese.

La salida de 5V es necesaria porque los chips que manejan los LEDS, así como los propios LEDS, requieren ese voltaje de alimentación. Otro tanto ocurre con el conversor, que también sería alimentado con este voltaje.

Respecto a la corriente de 1.5A, el cálculo preliminar ya hecho indicaba que sólo eran necesarios menos de 0.75A, aunque como también se vio, no hay seguridad de un consumo adicional por parte de la columna.

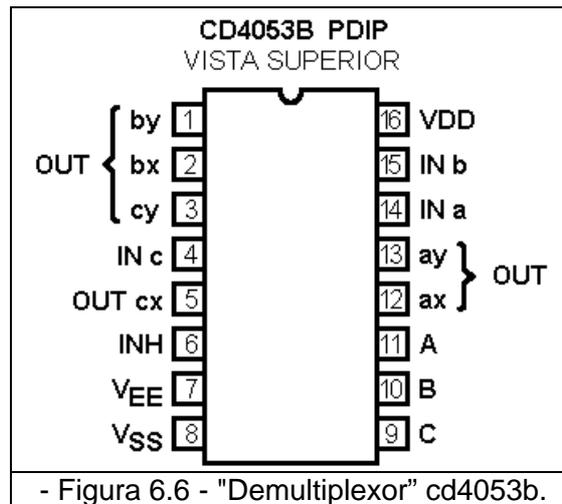
La búsqueda se realizó a través de Internet con los parámetros citados, y además considerando que el diseño no debería adicionar complejidad significativa. Los modelos encontrados fueron el 78ht305 y el 78st305 de Texas Instruments. No obstante, el fabricante no recomendaba utilizar estos dispositivos en nuevos diseños por tratarse de productos obsoletos. El sustituto sugerido es el PT6302 de la empresa Texas Instruments [38], el que sólo lleva un capacitor externo, y los únicos terminales a usar son los dos de entrada y los dos de salida.

Dispositivo para aislar las entradas.

Como se dijo en párrafos anteriores, se decidió usar un dispositivo capaz de separar las entradas de los dispositivos manejados desde el microprocesador. La razón es que de acuerdo con el diseño, son necesarias cinco señales para control y transferencia de datos en la comunicación Rabbit – Conversor A/D y Rabbit – Columna de LEDS, mientras que el microprocesador sólo tiene cuatro salidas digitales.

El dispositivo buscado debiera cumplir la función clásica de un “demultiplexor” de varias entradas. Si se considera que al menos una de las salidas del Rabbit sería usada para control del “demultiplexor”, las restantes 3 salidas tendrían que ser usadas como entradas al “demultiplexor”. De esta manera la señal de control pasaría las 3 entradas a la salida en forma alternada, tal que en un ciclo se establece la comunicación con el A/D, y en el ciclo siguiente con los LEDS.

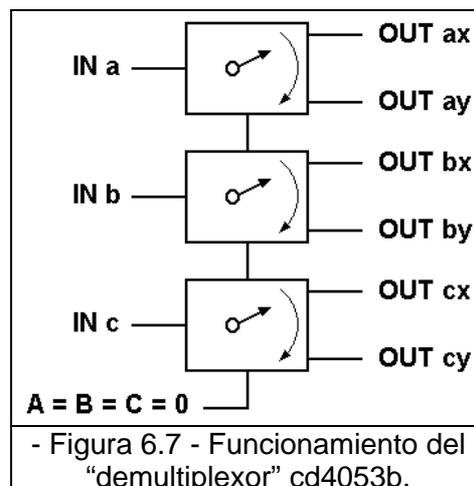
Nuevamente se incluyó en los parámetros de búsqueda el bajo costo del dispositivo, así como la sencillez de diseño del bloque para no agregar complejidad adicional al diseño completo, y siempre en el supuesto de que estos nuevos dispositivos terminaran usándose en el diseño definitivo. Se encontró el chip cd4053b de Texas Instruments [39] cuyo funcionamiento se describe seguidamente.



El chip cd4053b funciona con alimentación 0-5Vcd, la cual es suministrada a través de los pines VDD y VEE (tierra analógica) o bien VDD y VSS (tierra digital). Todo el dispositivo puede funcionar como "multiplexor" o como "demultiplexor", lo cual dependerá de las conexiones a utilizar. Dado que el formato de comunicación usado por PREMAX es de ceros y unos en 0 ó 5V, los pines de tierra digital y analógica son conectados a tierra.

En su función de "demultiplexor", la necesaria para PREMAX, el chip cd4053b tiene 3 pines de control A, B y C. El dispositivo puede funcionar como 3 "demultiplexors" distintos, a cada uno de los cuales corresponde uno de los pines de control. Cuando el pin A está en nivel bajo, la entrada "IN a" queda conectada a la salida "OUT ax". Con el pin A en nivel alto, la conexión se produce entre la entrada A y la salida "ay". Cada uno de los 3 "demultiplexors" funciona en forma independiente y con análogo comportamiento al descrito para el caso A.

De acuerdo con la funcionalidad buscada, en el diseño del equipo PREMAX los pines de control A, B y C están cableados o cortocircuitados. De esta forma, con nivel bajo en estos pines, el chip completo habilita las salidas ax, bx y cx, tal como se muestra en la figura 6.7. Con la señal de control en nivel alto, las salidas habilitadas serán las otras tres.



Para la función descrita las conexiones necesarias en todos los pines del “demultiplexor” son las que se encuentran en la tabla 6.2.

- Tabla 6.2 - Comunicación con el “demultiplexor” cd4053b.

PINES DEL “DEMULPLEXOR”		PINES DE LOS OTROS DISPOSITIVOS
NÚMERO DE PIN	FUNCIÓN	
1	OUTby	Reloj del driver de LEDS A6276
2	OUTbx	Reloj del conversor A/D
3	OUTcy	Latch Enable del driver de LEDS A6276
4	INc	Salida O3 del Rabbit
5	OUTcx	Nada
6	INH	Sin uso.
7 y 8	Tierra	
9, 10 y 11	C, B y A en cortocircuito	Salida O2 del Rabbit
12	OUTax	Pin CONV del conversor A/D
13	OUTay	Pin DATA IN del driver de LEDS A6276
14	INa	Salida O0 del Rabbit
15	INb	Salida O1 del Rabbit
16	Fuente de 5V	

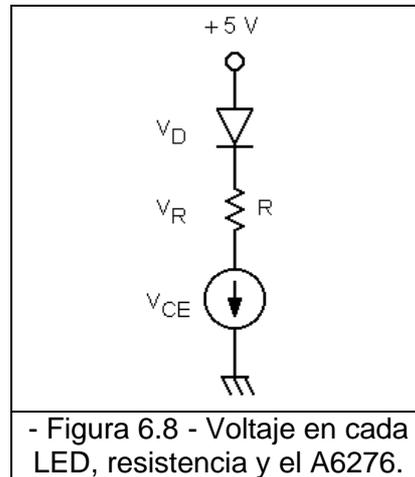
A efectos de estos ensayos fueron realizadas algunas modificaciones en los programas, en particular, en lo referente al control del “demultiplexor”. Los primeros resultados no fueron satisfactorios. Simulando un valor conocido de presión a través de un voltaje en la entrada, el microprocesador no dio los valores correctos. En función de esto, fueron estudiadas las distintas señales de datos y control a través del osciloscopio, habiéndose encontrado un comportamiento no deseado en las salidas del “demultiplexor”. Las salidas que no están siendo usadas, según la hoja de datos del “demultiplexor”, son puestas en alta impedancia (“off channel” con corrientes de fuga de $\pm 100\text{nA}$). Por tanto, en el funcionamiento buscado para PREMAX, las salidas a uno u otro dispositivo pasan de valores impuestos (niveles alto o bajo) a valores no previsibles de voltaje. Tal es lo que se detectó en los pines de control del conversor A/D, en que una vez que se ponía en nivel alto, cuando el “demultiplexor” ponía las salidas en alta impedancia, el voltaje en los pines del A/D no permanecía en nivel alto sino que bajaba a cero con valores similares a los de una curva exponencial. Como solución se decidió colocar un inversor que contrarreste el efecto de caída a cero, el cual se supuso debido al “demultiplexor”, puesto que en principio no se realizó un estudio detallado de las posibles razones por tratarse de ensayos preliminares.

Llegado este punto, los nuevos ensayos fueron realizados, a partir de lo expuesto en los párrafos anteriores, con el funcionamiento dentro del equipo total de los siguientes dispositivos: fuente de alimentación PT6302 con salida de 5Vdc, “demultiplexor” 4053b y el inversor 74LS04 [40] entre la salida del “demultiplexor” y el pin “Conv” del conversor A/D.

El resultado obtenido en estas últimas instancias fue superior a todos los anteriores. Todo el equipo funcionó de acuerdo a lo previsto teóricamente. Se consiguió leer con éxito los valores de voltaje introducidos al conversor, al tiempo que fue posible la visualización del nivel correspondiente en la columna de LEDS en forma simultánea. También fueron realizadas con acierto las pruebas en que intervino el transductor, sobre el cual se introdujo una señal de presión de igual naturaleza que la teórica en el estudio del proyecto PREMAX. En este último caso, pudo verse que los

LEDS reprodujeron con precisión los cambios de la señal, al tiempo que los máximos y mínimos calculados por programación se estimó que fueron los correctos. Sin embargo, la dificultad significativa que se encontró fue el incremento sensible en la temperatura de los “drivers” de los LEDS, lo cual pudo ser disminuido mediante el contacto con disipadores aun sin haberlos ajustado con precisión a los chips. El incremento de temperatura se detectó en mayor medida, como era de esperar, cuando se encendían todos los LEDS al mismo tiempo, dejándolos así por varios minutos.

En la medida del correcto funcionamiento de los restantes bloques que conforman el equipo, se pensó que el consumo excesivo de potencia por parte de los “drivers” podría ser la razón de los errores experimentados anteriormente. Se decidió entonces recabar información sobre las posibles razones de calentamiento de estos chips. De la misma surgió la posibilidad de que el voltaje interno en las salidas del A6276 podría ser excesivo. En efecto, la hoja de datos del producto informa que el funcionamiento correcto se da cuando el voltaje identificado como V_{CE} toma valores menores a $0.7V$. Habiéndose pensado en principio que dicho valor quedaba impuesto por el chip, se trató de corregir el error bajándolo desde el exterior a través de una resistencia en serie con cada uno de los LEDS. A los efectos de realizar nuevos ensayos, se calculó la resistencia necesaria de la siguiente manera.



- Figura 6.8 - Voltaje en cada LED, resistencia y el A6276.

$$5V = V_D + V_R + V_{CE}$$

Tomando $V_{CE} = 0.7V$ y estimando V_D en $1.5V$, se tendrá:

$$V_R = 5V - V_{CE} - V_D = 5V - 0.7V - 1.5V = 2.8V.$$

Puesto que la corriente la impone R_{EXT} desde del “driver”, se obtiene para $20mA$:

$$R = \frac{V_R}{20mA} = \frac{2.8V}{20mA} = 140\Omega.$$

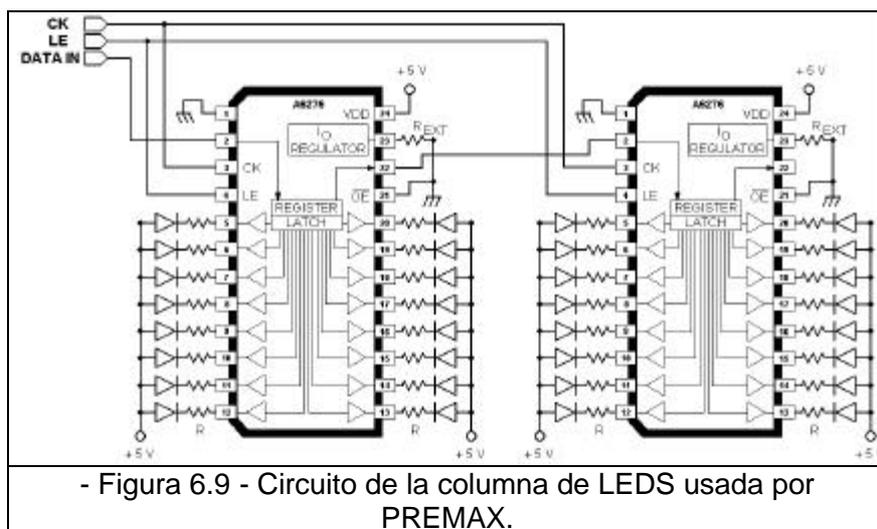
En vista de las estimaciones realizadas, se decidió ensayar con resistencias de unos pocos cientos de Ohms. En particular, usando un valor de 150Ω fueron medidos los voltajes en la salida del “driver”, en bornes de la resistencia y del diodo, obteniéndose los siguientes valores:

$$V_{CE} \cong 400mV, \quad V_R \cong 2.7V, \quad V_D \cong 1.8V.$$

Estos ensayos fueron realizados sólo en una de las salidas del “driver”, en vista de la dificultad que implica ensayar con varios valores de resistencias en caso de conectar al circuito las 32 necesarias.

Al mismo tiempo, habiendo verificado que no se apreció cambio en el brillo del LED, se decidió conectar en serie una resistencia en cada uno de los mismos, y probar de esta manera si persistía el incremento en la temperatura en los chips A6276. El hecho de que no cambiara el brillo coincide con el resultado esperado desde el punto de vista teórico, en que la corriente por cada LED la determina en forma independiente la resistencia R_{EXT} , comprobándose de esta manera el correcto funcionamiento en acuerdo con las especificaciones.

El paso siguiente consistió en ensayar todo el equipo con la columna de LEDs usando resistencias en serie de valor 150Ω . Las pruebas realizadas fueron satisfactorias, aún en mayor medida que en los ensayos precedentes. En efecto, el incremento de la temperatura en los chips A6276 se consideró insignificante en comparación con las pruebas anteriores. Para exigir condiciones extremas a los mismos, fueron quitados los disipadores que estaban en contacto con la superficie, y además fueron encendidos todos los LEDs al mismo tiempo. Esta situación se mantuvo por más de 5 minutos, no habiéndose registrado calentamiento sensible de los chips. Este ensayo, finalmente, fue el usado para el criterio de diseño para la columna de LEDs del equipo PREMAX, la que será construida con “drivers” A6276, LEDs L-153 IDT, y resistencias en serie de 150Ω .

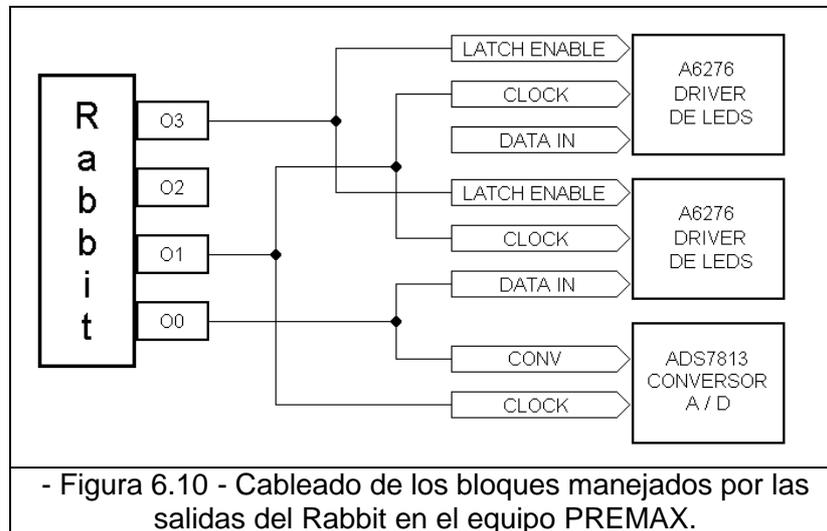


Una vez establecido el correcto funcionamiento de todas las partes, se consideró que el exceso de consumo que se producía en los primeros ensayos por parte de los “drivers”, podría ser el causante del mal funcionamiento de los restantes dispositivos. En efecto, a partir del buen funcionamiento logrado en el último ensayo descrito, en las señales correspondientes a los puntos importantes del circuito (reloj, datos, control, etc.) sólo fue constatado ruido de poca potencia que no altera la comunicación digital. Se decidió entonces volver a ensayar todo el equipo, pero ahora sin la presencia de los dispositivos “demultiplexor” e inversor, los cuales fueron adicionados en los ensayos para corregir los problemas ya citados.

Los ensayos dieron los resultados esperados. La comunicación con todos los bloques del equipo se realizó de manera exitosa: se muestreó, procesó la muestra, y envió el valor correspondiente a la columna de LEDs, todo en tiempo real de acuerdo a lo establecido en el programa de prueba que se utilizó. Al mismo tiempo, no se

registró calentamiento de los distintos dispositivos, habiéndose prestado particular atención a los chips A6276 sin que se produjese sensible incremento de temperatura. Este ensayo fue el determinante para la decisión sobre el criterio de diseño de todo el equipo PREMAX.

El diseño de PREMAX posee los distintos bloques del equipo conectados tal como muestra la figura 6.10.



Elección de fuentes para LEDS y CAD.

De los todos los ensayos, el resultado aún pendiente era el de la fuente de alimentación para los dispositivos cuyo voltaje es de 5Vdc. En efecto, las últimas pruebas realizadas se hicieron usando el dispositivo DC/DC PT6302. La situación a definir consistía en cuál de los chips usar para esta función: el PT6302 [38], o bien uno o más reguladores de voltaje LM317 [37]. Como se describió en los párrafos anteriores, el ensayo realizado con el uso del dispositivo PT6302 se consideró exitoso, quedando entonces por probar la opción de los reguladores de voltaje, para luego contrastar con el primer caso.

Para el ensayo fueron alimentados los “drivers” y el convertor A/D con 5Vdc desde un solo dispositivo LM317. Se corrió el programa de prueba al mismo tiempo que fueron analizadas las distintas señales involucradas en la comunicación a través del osciloscopio. La comunicación se estableció en forma correcta: la lectura del voltaje de entrada se estimó como cercana a la real, así como también los valores de salida hacia la columna de LEDS, la que a su vez funcionó adecuadamente. Inicialmente se detectó ruido excesivo en las distintas señales del circuito, lo cual fue corregido con el agregado de un capacitor en la salida del regulador LM317, tal como se recomienda en la hoja de datos. Sin embargo, el calentamiento del regulador comenzó a ser importante luego de algunos segundos. Para generar las condiciones extremas de consumo, fueron encendidos todos los LEDS al mismo tiempo, lo cual permitió verificar nuevamente el incremento de temperatura no deseado en el regulador de voltaje. En función de este ensayo, se adoptó el criterio final de diseño para la fuente de alimentación correspondiente a 5Vdc, lo cual se explica seguidamente.

En vista del incremento de la temperatura del regulador de voltaje, se decidió que en caso de ser elegidos tales dispositivos, debieran ser usados 3 reguladores: uno para cada “driver” y el restante para el convertor A/D. Esta decisión se tomó por

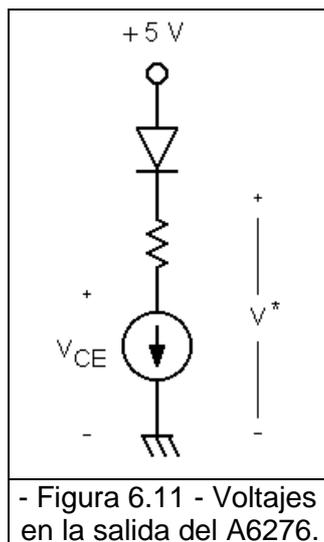
razones de seguridad, donde se ponderó como importante el hecho de que la conversión continuara realizándose correctamente, aún en caso de fallo de la alimentación para los “drivers” por ser estos los de mayor consumo. Incluso, se consideró mantener este criterio aun en el caso de colocar disipadores de calor en los chips LM317. En tales circunstancias, la comparación a realizar sería entre el chip PT6302, y 3 chips LM317 con sus correspondientes disipadores.

La decisión final fue la de usar el chip PT6302 por las siguientes razones. El costo de los 3 chips LM317 junto a los componentes necesarios, se estimó en 5U\$\$, mientras que en el caso del PT6302 el costo total sería de unos 12U\$\$\$. Pero a diferencia del LM317, el PT6302 trabaja con el método de capacitores conmutados (“switched capacitors”), por lo que la disipación de potencia es mucho menor que en el regulador, lo cual pudo apreciarse en la ausencia de calentamiento sensible, siendo por tanto de rendimiento superior. En vista del incremento de temperatura detectado en los reguladores de voltaje LM317, así como el hecho de su rendimiento inferior, se concluye que el dc/dc PT6302 es un dispositivo de mayor confiabilidad que el regulador. La decisión entre ambas opciones contrastó entonces el incremento del costo con la confiabilidad. Es por esto que, finalmente, se decidió asumir que los gastos adicionales no eran significativos respecto a la importancia de la superior confiabilidad del PT6302, el cual interviene en un bloque sustancial del equipo PREMAX como lo es la etapa de conversión.

El equipo PREMAX usa como fuente de alimentación para la columna de LEDS y para el conversor A/D el chip dc/dc PT6302, cuyo voltaje de salida es de 5Vdc.

Medidas y cálculo de potencia.

Por seguridad, se decidió medir todos los valores de VCE para verificar que ninguno quede por encima del máximo permitido, y a su vez obtener el valor de la potencia consumida por la columna de LEDS. Con todos los LEDS encendidos, condición de máximo consumo, fueron relevados los valores de V_{CE} y V^* (figura 6.11), con los cuales se calculó el resto de los parámetros de la tabla 6.3.



- Figura 6.11 - Voltajes en la salida del A6276.

$$V_D = 5 - V^*, \quad V_R = V^* - V_{CE}, \quad I = \frac{V_R}{R} = \frac{V_R}{150 \Omega}$$

- Tabla 6.3 - Parámetros medidos en el circuito de la columna de LEDS.

LED	V _{CE} (mV)	V _D (V)	V _R (V)	I (mA)	LED	V _{CE} (mV)	V _D (V)	V _R (V)	I (mA)
1	228	1.84	2.932	19.5	17	280	1.83	2.890	19.3
2	285	1.81	2.905	19.3	18	272	1.93	2.798	18.7
3	323	1.83	2.847	19.0	19	375	1.80	2.825	18.8
4	343	1.83	2.827	18.8	20	420	1.82	2.760	18.4
5	409	1.83	2.761	18.4	21	478	1.80	2.722	18.1
6	419	1.82	2.761	18.4	22	478	1.81	2.712	18.1
7	443	1.81	2.747	18.3	23	433	1.79	2.777	18.5
8	380	1.82	2.800	18.7	24	504	1.81	2.686	17.9
9	436	1.80	2.764	18.4	25	505	1.81	2.685	17.9
10	395	1.82	2.785	18.6	26	532	1.79	2.678	17.9
11	432	1.79	2.778	18.5	27	511	1.80	2.689	17.9
12	428	1.82	2.752	18.3	28	511	1.78	2.709	18.1
13	343	1.86	2.797	18.6	29	433	1.81	2.757	18.4
14	348	1.82	2.832	18.9	30	395	1.81	2.795	18.6
15	341	1.80	2.859	19.1	31	360	1.80	2.840	18.9
16	300	1.83	2.870	19.1	32	314	1.81	2.876	19.2

Se deduce de la tabla el correcto funcionamiento de la columna donde V_{CE} es en todo momento inferior a 700mV (valor máximo permitido), así como la corriente que entregan los “drivers” es siempre cercana a 20mA. Por este motivo, la potencia consumida tendrá 3.2W como cota superior, ya que:

$$Potencia = 32 \times 5 V \times 20 mA = 3.2 Watts .$$

Debe señalarse asimismo que la potencia disipada por las resistencias es inferior a 0.06W, por lo que puede diseñarse con los dispositivos habituales de 0.25W. En efecto, tomando V_R=3V como cota superior, se tendrá:

$$Potencia = \frac{V_R^2}{R} = \frac{9 V}{150 \Omega} = 0.06 Watts .$$

Resumen del funcionamiento de la columna de LEDS de PREMAX.

El equipo PREMAX utiliza la columna de LEDS como dispositivo de realimentación visual con el paciente y con el usuario. La columna consta de 32 LEDS rojos, los cuales muestran en tiempo real el esfuerzo realizado por el paciente durante la maniobra de medida de la presión respiratoria correspondiente. En el caso de la presión inspiratoria bucal, los LEDS se encienden comenzando desde la parte superior de la columna. Es decir que a medida que la presión inspiratoria se incrementa, comienzan a encenderse aquellos LEDS que están en la parte inferior de la columna. El comportamiento para la presión espiratoria es inverso: la columna se enciende desde abajo hacia arriba, a medida que se incrementa la presión ejercida.

La altura de la columna es manejada desde el microprocesador Rabbit. Por programa, se envía la secuencia de 32 bits dentro de la cual, la posición de los unos indican cuál de los LEDS será encendido. El programa envía esta secuencia en sincronía con la señal de reloj, lo que va ubicando los bits en sus respectivos lugares dentro del registro o “latch” interno del chip. Finalizada la transferencia, con un pulso

de nivel bajo en el pin “Latch enable” de los “drivers”, son encendidos los LEDS en acuerdo con la secuencia recién almacenada. Luego del pulso bajo, la vuelta a nivel alto de la pata “Latch enable” deja la columna encendida, manteniendo la configuración actual hasta repetir el proceso en la salida de la siguiente secuencia.

Finalmente, como se mostró en la figura 6.10 y al mismo tiempo se reproduce en la tabla final, la comunicación Rabbit – columna de LEDS se realiza del siguiente modo: O0 con “Data in”, O1 con el reloj del chip y O3 con el pin “Latch enable”, siendo éstos los tres pines del “driver” que se necesitan para la comunicación.

Tabla final: columna de LEDS del equipo PREMAX.

- Tabla 6.4 - Columna de LEDS del equipo PREMAX.		
Cantidad de LEDS	32	
Tipo de LEDS	L-153 IDT (rojos rectangulares)	
Chips “drivers”	A6276 de “Allegro Microsystems”	
Cantidad de LEDS que maneja cada chip	16	
Fuente de alimentación de los “drivers”	5Vdc	
Dispositivo de alimentación de los “drivers”	PT6302 (12V/5V)	
Corriente hacia cada LEDS	20mA (promedio medido 18.6mA)	
Corriente total hacia los 32 LEDS	600mA (valor medido 595mA)	
R _{EXT} (dos, una para cada “driver”)	1kΩ	
Resistencia en serie con los LEDS (32 unidades)	150Ω	
Reloj de sincronía	35μs	
Potencia disipada por la columna de LEDS	3.2W (LEDS + resistencias)	
Comunicación con el Rabbit	Rabbit	“Driver” A6276
	O0	“Data in”
	O1	“Clock”
	O3	“Latch enable”

· Capítulo 7

PROGRAMACIÓN Y PLANIFICACIÓN DEL USO DEL MICROPROCESADOR.

Descripción general de las tareas.

La programación del microprocesador Rabbit deberá contemplar las siguientes tareas:

- despliegue de menús y gestión de tareas
- idioma de los menús
- calibración del equipo
- ajuste previo de la columna de LEDS a las presiones que puede ejercer el paciente
- manejo de la adquisición de datos
- tratamiento de las señales de datos
- envío de valores a la columna de LEDS
- almacenamiento de las señales de datos
- cálculo de los valores a suministrar

Modalidad de programación: uso de contadores o “timers”.

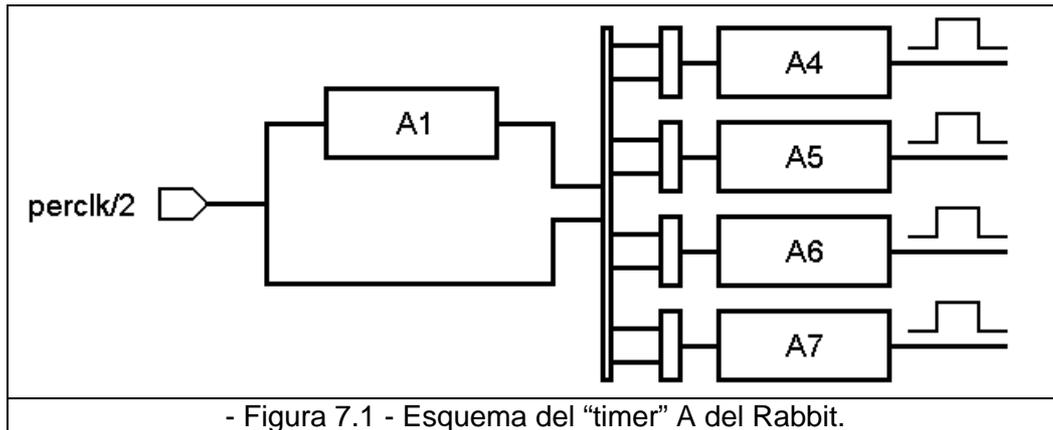
Aunque algunas de las tareas a realizar por el equipo PREMAX, pueden cumplirse de manera secuencial, no es válido esto para todas ellas. En particular, la adquisición de las muestras y el envío del valor correspondiente a la columna de LEDS deberán cumplirse cada intervalos regulares. Para conseguir este objetivo se decidió usar el modo de programación por medio de interrupciones.

El microprocesador Rabbit cuenta con un sistema de contadores o “timers” capaces de generar interrupciones periódicas al programa [41]. Estas interrupciones pueden ser usadas para el ingreso o salida de datos a través de los puertos seriales [42].

Existen dos conjuntos de “timers”: el “timer” A y el B. El Rabbit cuenta con un reloj periférico, independiente del usado por el sistema para propósitos generales. El reloj periférico es el usado por ambos “timers” para sincronización de los contadores. En el Rabbit OP6700 usado para el diseño de PREMAX, la frecuencia del reloj periférico es de 32MHz, siendo el período de:

$$T_{\text{reloj_periferico}} = \frac{1}{32.768\text{MHz}} = 30.52 \times 10^{-9} \text{ s} = 30.52 \text{ ns}.$$

El “timer” A está formado por un conjunto de 5 “timers”: A1, A4, A5, A6 y A7, cada uno de los cuales está formado por 8 bits. El contador A1 puede comandar los restantes, quedando éstos colocados en cascada con el primero, tal como se muestra en la figura 7.1.



El reloj de sincronización para el contador A1 es el periférico con la mitad de la frecuencia. Cada uno de los restantes contadores puede actuar en forma independiente para interrumpir al microprocesador. El rango teórico de posibles períodos de interrupción es desde 1 período del reloj periférico hasta 2^{16} períodos cuando se completa la cuenta de A1 y el segundo contador (A4, A5, A6 o A7).

$$T_{\text{reloj_periferico}} \times 2 = 30.52 \text{ ns} \times 2 \rightarrow 2^{16} \times 30.52 \text{ ns} \times 2 = 4 \text{ ms}$$

Es decir que los posibles períodos quedan comprendidos entre: $30.52 \text{ ns} \times 2$ y 4 ms .

El "timer" B consiste de un contador de 10 bits (figura 7.2) sincronizado con un reloj que puede ser cualquiera de las siguientes tres opciones:

- el reloj periférico a la mitad de su frecuencia, es decir 16.384 MHz , lo que corresponde a un período de 61 ns
- el reloj periférico con su frecuencia dividida entre 16, por tanto 2.048 MHz correspondiente a 488.3 ns
- frecuencia determinada por uno de los contadores del "timer" A, en particular el contador A1.

Para generar la interrupción periódica, se almacena un valor de comparación en un registro de 10 bits: "match reg". El valor de este registro es comparado con el del contador, tal que cuando el contador alcanza dicho valor, se genera un pulso de salida que interrumpe al microprocesador.

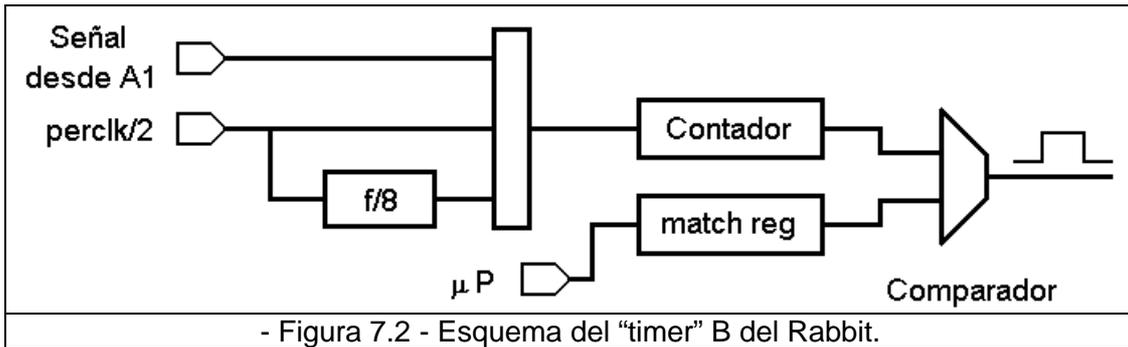
Los mayores y menores períodos de interrupción serán:

- reloj periférico a 16.384 MHz → entre 61 ns y $62.5 \mu\text{s}$, ya que

$$\frac{2}{32.768 \text{ MHz}} = 61.0 \text{ ns}, \quad \frac{2}{32.768 \text{ MHz}} \times 2^{10} = 62.5 \mu\text{s}$$

- reloj periférico a 2.048 MHz → entre 488.2 ns y 0.5 ms , ya que

$$\frac{16}{32.768 \text{ MHz}} = 488.3 \text{ ns}, \quad \frac{16}{32.768 \text{ MHz}} \times 2^{10} = 0.5 \text{ ms}$$



Para definir cuál de los "timers" usar, fueron considerados los requerimientos de tiempos de PREMAX. Como se explica en el capítulo 5 ("Etapa de conversión-codificación"), la frecuencia de muestreo usada por el conversor de PREMAX es de 150 muestras por segundo. Esto implica un proceso de lectura de muestra cada 6.7ms, lo que en principio debiera ser el período de interrupciones. Sin embargo, hay otras dos tareas que el microprocesador debiera realizar periódicamente y en tiempo real, lo cual PREMAX implementa también por medio de interrupciones periódicas. Una de ellas es la lectura del teclado, a través del cual el operador puede ordenar la finalización anticipada de la adquisición. La segunda es la salida de datos a la columna de LEDS, la que deberá reflejar en tiempo real el esfuerzo realizado por el paciente. En consecuencia, el tiempo entre dos interrupciones sucesivas debería ser la tercera parte del anterior, es decir, cercano a 2ms.

El "timer" B no puede ser usado por no permitir interrupciones con períodos mayores a 0.5ms. Aunque podría diseñarse el esquema de programación con interrupciones "vacías", o sea que no cumplan función alguna, esta posibilidad fue descartada ya que existe otra solución mejor (la finalmente adoptada). Se aclara en este punto que no fue tomada en cuenta la tercera posibilidad de uso del "timer" B, donde el mismo es comandado por el contador A1. Las razones fueron que se buscó usar sólo un sistema de "timers" por simplicidad de programación y tiempo de diseño, habiendo quedado como alternativa a estudiar en caso de que ninguna de las otras posibilidades brindara una solución satisfactoria.

La alternativa que cumplió con todos los requerimientos fue por tanto el uso del "timer" A como fuente de interrupciones. Con este "timer" es posible conseguir el intervalo de 2ms de la forma que se detalla en el siguiente párrafo.

El equipo PREMAX usa el "timer" A para generar interrupciones internas cada 2ms aproximadamente. Sucesivamente, cada interrupción es usada para la adquisición de una muestra, la lectura del teclado y el envío de datos a la columna de LEDS.

Funcionamiento del sistema de "timer" A.

El sistema de "timer" A, como se dijo antes, está formado por cinco contadores A1, A4, A5, A6 y A7, de 8 bits cada uno. Pueden ser conectados en cascada hasta dos de ellos, usando siempre el contador A1 en la pareja. La palabra "timer" se usa indistintamente para nombrar al sistema completo de contadores, o bien para hacer referencia a cada uno de los contadores individuales. Cada timer puede contar independientemente de los demás, y cuando así ocurre, la sincronización de la cuenta se realiza con el reloj periférico a la mitad de su frecuencia. En la otra opción cuando uno de ellos, por ejemplo A4, actúa en cascada con A1, el reloj actúa sobre A1 y el "timer" A4 sólo realiza una cuenta cada vez que el timer A1 finaliza la suya. Este

mecanismo se cumple partiendo cada "timer" de un valor inicial hasta llegar a cero. El funcionamiento en cascada por tanto implica la generación de un pulso por A1 cada vez que la cuenta llega a cero, actuando este pulso como reloj para el segundo contador, A4 en el ejemplo.



- Figura 7.3 - Registro de recarga de cualquier contador del "timer" A.

La figura 7.3 muestra el mecanismo de control correspondiente a cualquiera de los contadores del "timer" A. El registro de recarga posee almacenado el valor inicial de la cuenta descendente que realizará el contador. A partir de dicho valor se produce la cuenta hasta llegar a cero, en sincronía con el reloj que se representa con un pulso ingresando desde la izquierda. Una vez en cero, el contador vuelve a cargar el valor inicial almacenado en el registro, el cual podría haber cambiado en el ínterin, y produce un pulso de salida dibujado hacia la derecha de la figura. Ahora el proceso de cuenta se repite.

Si el contador de la figura 7.3 fuera el A1, el pulso que ingresa por la izquierda corresponde al reloj periférico con la mitad de su frecuencia. El dibujado en la derecha podría usarse para interrumpir al microprocesador, si así se elige, o en el caso del funcionamiento en cascada, representa el pulso de reloj para el siguiente contador, digamos A4.

En el otro caso, el contador de la figura 7.3 podría ser por ejemplo A4. Aquí el pulso que ingresa por la izquierda estaría representando el reloj periférico con $f/2$, pero también podría tratarse del reloj de pulsos generado por la salida del contador A1 en el funcionamiento en cascada. El pulso saliendo por la derecha, generado cuando la cuenta llega a cero, en este caso es el usado para interrumpir al microprocesador.

El equipo PREMAX usa para las interrupciones el contador A1 en cascada con el contador A4.

De acuerdo a lo explicado, cuando el valor inicial de recarga es 255, en el funcionamiento en cascada todo el sistema actúa como un único contador lógico de 16 bits, donde los bits menos significativos son los del contador A1 y los más significativos los del segundo contador. Si el valor almacenado en el registro de recarga es menor que 255, la cuenta finaliza antes, consiguiéndose de esta forma períodos más pequeños entre interrupciones. Por ejemplo para conseguir un período de 4ms, los registros de recarga debieran contener:

- Registro de recarga de A1 → 255 decimal → 1111 1111 binario
- Registro de recarga de A4 → 255 decimal → 1111 1111 binario

En efecto, según se vio algunos párrafos antes, con los 16 bits puestos en 1 se obtiene un período de 4ms. Dividiendo entre dos en el sistema binario, se pone en uno los 15 bits menos significativos y en cero el más significativo, lográndose en teoría el intervalo de 2ms. En este caso los registros de recarga tienen los valores:

- Registro de recarga de A1 → 255 decimal → 1111 1111 binario
- Registro de recarga de A4 → 128 decimal → 0111 1111 binario

Especificando con las operaciones:

$$T_{\text{reloj_periferico}} \times 2 \times (2^8 \times 2^7) = \frac{2}{32.768 \text{ MHz}} \times 2^{15} = 2 \text{ ms}.$$

Los ensayos realizados para éstos y otros valores de registro de recarga, permitieron verificar los tiempos buscados en forma aproximada, aunque no con la exactitud deseada. En efecto, el intervalo entre interrupciones es algo mayor que el teórico indicado al microprocesador. La razón de esto es que el reloj periférico deberá ser habilitado nuevamente al atender una interrupción, lo cual será explicado en el apartado siguiente.

Registros de entrada/salida del timer A (I/O “registers”).

Los registros de entrada/salida se muestran en la tabla 7.1.

- Tabla 7.1 - Registros de entrada/salida del “timer” A del Rabbit.			
Nombre del registro	Mnemónico	Dirección I/O (hexadecimal)	Escritura/lectura
Timer A Control Status Register	TACSR	A0	Ambas
Timer A Control Register	TACR	A4	Sólo Escritura
Timer A1 Time Constant 1 Register	TAT1R	A3	Sólo Escritura
Timer A4 Time Constant 4 Register	TAT4R	A9	Sólo Escritura
Timer A5 Time Constant 5 Register	TAT5R	AB	Sólo Escritura
Timer A6 Time Constant 6 Register	TAT6R	AD	Sólo Escritura
Timer A7 Time Constant 7 Register	TAT7R	AF	Sólo Escritura

Los bits del registro TACSR cumplen las funciones detalladas en la tabla 7.2:

- Tabla 7.2 - Bits del registro TACSR del Rabbit.								
	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Lectura	A7 cuenta hecha	A6 cuenta hecha	A5 cuenta hecha	A4 cuenta hecha	0	0	A1 cuenta hecha	Sólo escritura
Escritura	A7 Habilita interrup	A6 Habilita interrup	A5 Habilita interrup	A4 Habilita interrup	x	x	A1 Habilita interrup	1 habilita Timer A

En el diseño del equipo PREMAX, las interrupciones tendrán lugar cuando el contador A4 llegue a cero. El bit 4 del TACSR, al encenderse, indica al microprocesador que la cuenta de A4 ha terminado, y por tanto tendrá lugar una interrupción cuando la prioridad lo permita. Para garantizar la efectividad de esta función, cada vez que se atienda una interrupción deberá “limpiarse” el bit, es decir ponerlo a cero. Esto equivale a informar al microprocesador que deberá ponerse en estado de espera de la siguiente interrupción, que según indica el bit 4 ahora en cero, no ha tenido lugar todavía. De esta forma, cuando la nueva cuenta finalice, la nueva interrupción tendrá lugar en el tiempo adecuado. Para poner en cero el bit 4 alcanza con realizar una lectura del mismo.

Una vez que la interrupción ha tenido lugar, la misma realiza la tarea programada, lo que en el caso de PREMAX será adquirir la muestra, leer el teclado o enviar datos a la columna de LEDS. Dentro de la rutina de atención a la interrupción deberá habilitarse nuevamente el “timer”, para que comience a contar otra vez hasta generar una nueva interrupción. Esto implica dos acciones simultáneas: habilitar el “timer” deseado y también el reloj periférico. El “timer” A4 se habilita realizando un proceso de escritura en el bit4, mientras que la habilitación del reloj periférico del “timer” A se realiza escribiendo un 1 en el bit 0 del TACSR. Este es el motivo por el cual, como se adelantó en los párrafos anteriores, el intervalo entre interrupciones no es el calculado teóricamente al inicializar los registros de recarga. En efecto, hay que sumar el intervalo de tiempo pequeño que insume la nueva habilitación del “timer”.

Los bits del registro TACR cumplen las funciones siguientes:

- Tabla 7.3 - Bits del registro TACR del Rabbit.					
Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bits 3 y 2	Bits 1 y 0
A7	A6	A5	A4		
0 perif/2 1 A1	0 perif/2 1 A1	0 perif/2 1 A1	0 perif/2 1 A1	ignorados	00 Interrupciones inhabilitadas 01 Habilita interrupción prioridad 1 10 Habilita interrupción prioridad 2 11 Habilita interrupción prioridad 3

Es decir que, en el caso de PREMAX es almacenado en el registro TACR el valor binario: 0001xx11. De esta forma se habilita sólo el “timer” A4 en cascada con el A1, dándole a estas interrupciones una prioridad de 3, es decir la máxima posible. En efecto, el bit 4 en uno implica elegir que el “timer” A4 use como reloj los pulsos producidos por el “timer” A1; los restantes “timers” quedan inhabilitados al poner un cero en el bit correspondiente. El bit 1 y el bit 0 se ponen ambos en uno, lo que implica la prioridad de la interrupción en 3.

El registro TAT1R es el que almacena el valor inicial del contador, también llamado registro de recarga. El valor constante que almacena este registro es el 11111111 binario, para que cuente los 256 pasos posibles.

El último de los registros usados por PREMAX es el TAT4R, que es el correspondiente registro de recarga para el “timer” 4. El valor que debiera ser almacenado aquí, o sea el inicial de la cuenta, es el 01111111 binario. Este registro es el que permite un ajuste fino de los tiempos de interrupción. Por ello una vez inicializado en dicho valor, se realizaron las pruebas de tiempos a través del osciloscopio, obteniéndose como mejor resultado un valor de 0100 1101 para este registro. De esta manera se llega con aproximación a la frecuencia de muestreo buscada.

Descripción del programa.

Las interrupciones son generadas periódicamente por el “timer” A. Las tareas de la rutina de atención a la interrupción son tres: adquisición de muestra, lectura de teclado y salida de información hacia los LEDS. Las tareas se cumplen en forma sucesiva, tal que en cada interrupción la rutina realiza una sola de las tres tareas.

Las muestras son procesadas en el programa principal, en código “Dynamic” C, que podrá estar en ciclo de espera de muestra nueva, o promediando las ya adquiridas [43]. Las muestras se alojan en un vector (“muestra”) con capacidad para 4500 muestras (150 muestras/segundo x 30 segundos). El programa principal va sobre-escribiendo el vector con los valores del promedio de las muestras, 5 ó 2 según

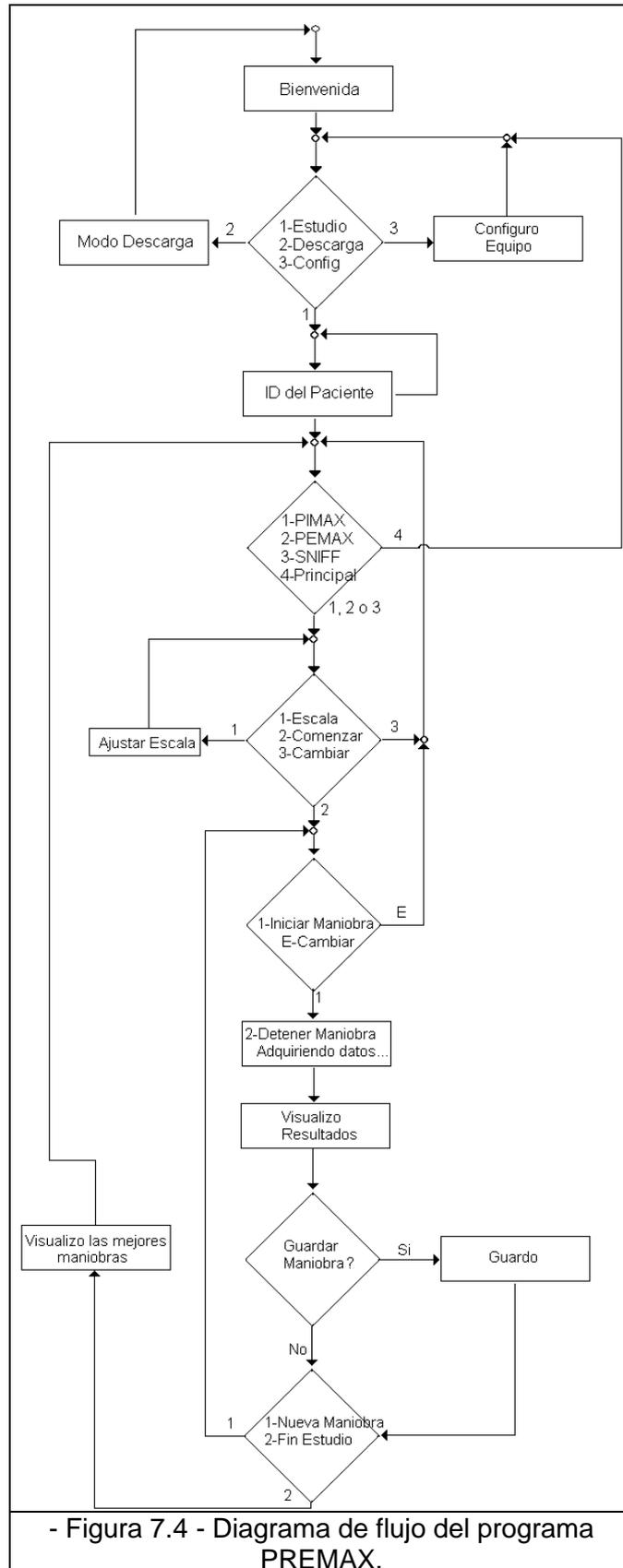
se trate de presión bucal o nasal. La finalización de la maniobra es chequeada con una bandera, y podrá ocurrir cuando el operador lo imponga desde el teclado, o bien al llegar a los 30 segundos. Una vez ocurrida, se inhabilitan interrupciones y se procede al guardado de la maniobra si el operador lo decide. Al final del experimento, el programa principal realiza el cálculo de la medida y los restantes parámetros establecidos en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias).

La rutina de atención a la interrupción es una única función escrita en lenguaje "Dynamic C" con sectores en Assembler ("embedded Assembler"). Cada vez que se produce una interrupción, la rutina incrementa un contador circular ("contador") que adopta los valores 0, 1 y 2. Si "contador" vale 0, la rutina adquiere la muestra; si vale 1, escanea el teclado; y finalmente, si vale 2 envía información a los LEDS.

La adquisición se realiza por medio de una función escrita en Assembler y se guarda la muestra en el vector "muestra" que será procesada por el programa principal.

El escaneo del teclado se hace esperando la orden del operador de fin de maniobra con la tecla "2". Si ocurre, se indica con una bandera que será leída desde el programa principal.

La comunicación con los LEDS se establece para enviar el valor de la columna, correspondiente a la muestra anterior adquirida. Esta porción de código está escrita en Assembler. Los valores enviados a la columna de LEDS no están promediados.



- Figura 7.4 - Diagrama de flujo del programa PREMAX.

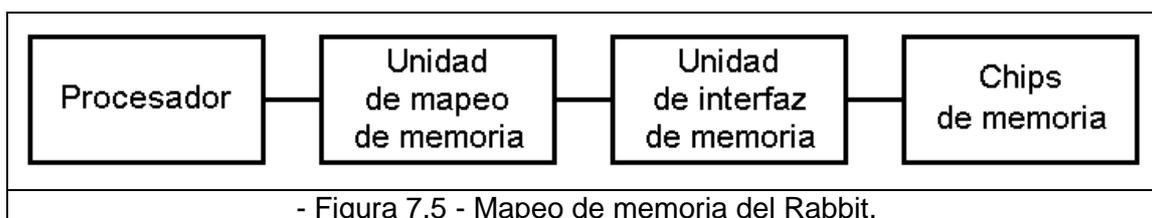
Gestión de memoria.

El equipo PREMAX almacena las señales respiratorias para hacer posible la descarga de la información en un PC. Por eso se tomó la decisión de ampliar la capacidad de memoria del Rabbit respecto al valor estándar ofrecido por el fabricante. La memoria disponible en el equipo PREMAX se detalla en la tabla 7.4.

- Tabla 7.4 - Capacidad de memoria del Rabbit.	
Memoria "flash"	512kB
Memoria RAM	512kB

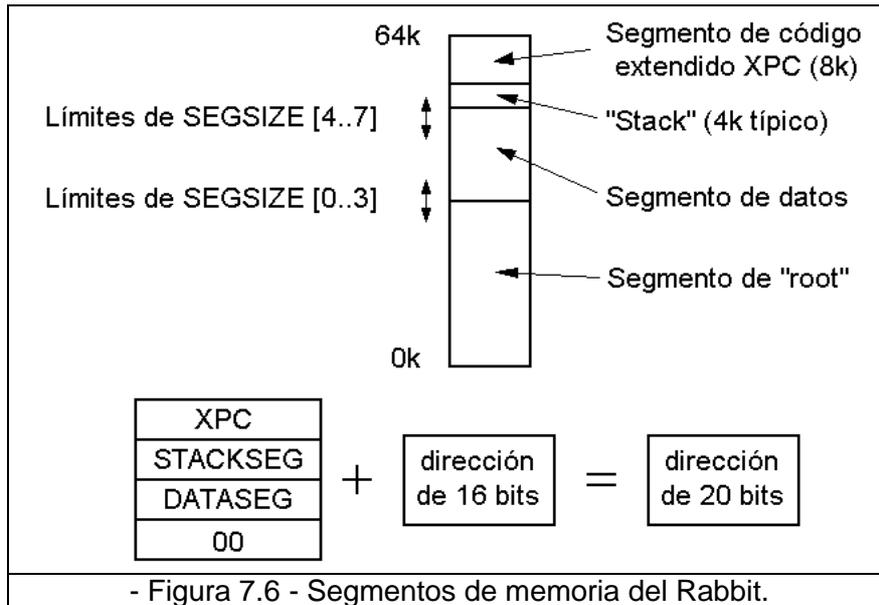
Mapeo de memoria.

El microprocesador Rabbit trabaja con direcciones de memoria de 16 bits con lo que se pueden obtener 64kbytes direcciones de memoria distintas. El equipo PREMAX tiene mayor capacidad de memoria, por lo que las direcciones se establecen de manera distinta. Para 1Mbyte de memoria se necesitan 20 bits. Se realiza entonces una traducción en base al siguiente esquema:



Unidad de mapeo.

Las 64k (16 bits) direcciones de memoria que posee el microprocesador se subdividen en cuatro segmentos: código extendido, "stack", datos y "root". Cada segmento tiene un tamaño que es múltiplo de 4K. Excepto para el segmento de código extendido, el tamaño del resto de los segmentos puede ser cambiado, y dependiendo de la aplicación, también es posible que algunos de los segmentos ("Stack", Datos) sea nulo, por lo que desaparecerá del mapa de memoria.



El segmento de Código Extendido siempre ocupa la posición 0E000h-0FFFFh (bloque de 8kbytes). El registro de tamaño del segmento "SEGSIZE" determina los límites inferiores de los segmentos de "Stack" y Datos (como se ve en la figura anterior). Los cuatro bits más significativos de "SEGSIZE" son utilizados para el segmento de "Stack" y los restantes para el de Datos. Por ejemplo, si los 4 bits más significativos de "SEGSIZE" vale 0Dh, el segmento de "Stack" ocupará 4K (12 bits) de memoria desde 0D000h hasta 0DFFFh. Si su valor es mayor o igual a 0Eh o nulo, el segmento desaparece. Lo mismo ocurre para el segmento de Datos.

El procedimiento para traducir las direcciones de memoria de 16 a 20 bits es el siguiente:

- 1) Todas las direcciones deben pertenecer a uno de los segmentos.
- 2) Cada segmento posee un "registro de segmento" de 8 bits, el cual es concatenado con las direcciones de memoria de 16 bits para crear una dirección de 20 bits.

Debe observarse aquí que sólo se utilizan los 4 bits menos significativos del registro de segmento para formar direcciones de 20 bits.

- Tabla 7.5 - Función de los registros de segmentos de memoria del Rabbit.

Registro de segmento	Función	
XPC	Ubica segmentos de código extendido en memoria física. Se lee y escribe por las instrucciones: ld a,xpc; ld xpc,a; lcall; lret; ljp	
STACKSEG = 11h	Ubica el segmento del "stack" en memoria.	
DATASEG = 12h	Localiza el segmento de datos en memoria física.	
	Bits 7,4	Bits 3,0
SEGSIZE =13h	Direcciones límites del segmento del "stack".	Direcciones límites del segmento de datos.

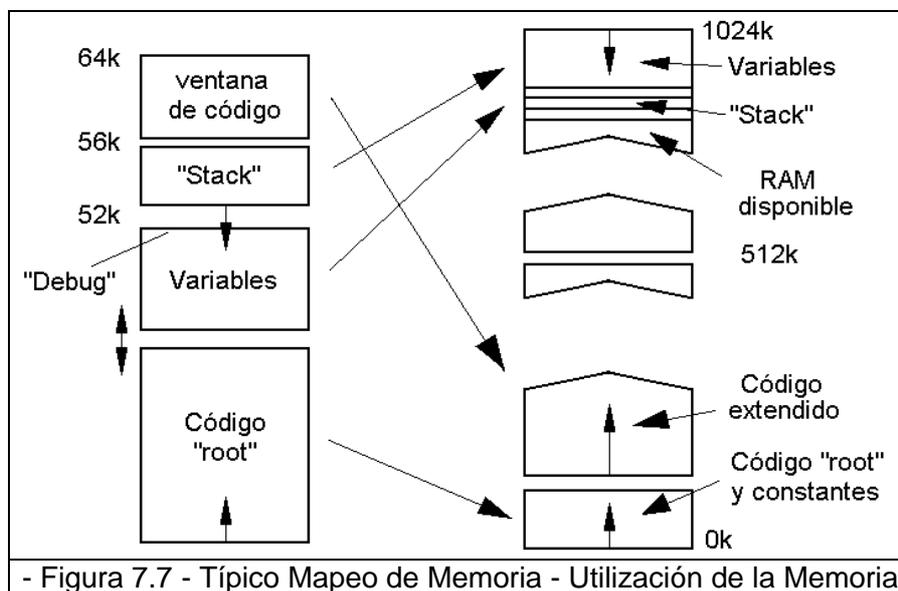
Unidad de Interfaz con la Memoria.

Las direcciones de memoria de 20 bits generadas por la Unidad de Mapeo de Memoria son suministradas a las Unidades de Interfaz con la Memoria. Ésta posee un

registro de control (de escritura solamente) para cada cuadrante de 256k de 1M de memoria física que posee el microprocesador. Este registro de control especifica cuál de los cuadrantes será accedido por el microprocesador. Hay tres seleccionadores de chips de memoria (/CS0, /CS1, y /CS2), por lo que uno de ellos podrá acceder a dos cuadrantes en simultáneo.

Ubicación del Código extendido y de Datos.

El compilador de "Dynamic" C compila el código en el espacio de memoria "root" o extendida. El código de memoria "root" comienza en la parte más baja de la memoria y compila de manera ascendente. La ubicación del código extendido comienza por encima del código de "root" y de los datos constantes. Mientras que la ubicación de los datos variables comienza en la parte más alta de la memoria física como muestra la figura 7.7.



"Dynamic" C también soporta constantes de datos extendidas, pues son puestos en el código extendido que se encuentra en "flash" (ver esquema anterior).

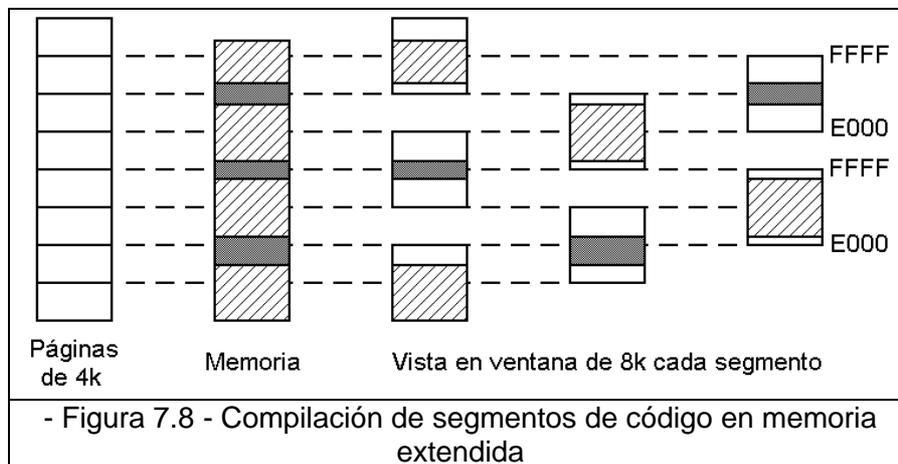
Aspectos de la compilación referidos a la memoria.

El compilador genera código para: el código "root" y constantes, y código extendido y constantes extendidas. Reserva un espacio de memoria para las variables, pero no genera datos para ser almacenados en memoria.

En algunos pequeños programas la mayoría del código se compila en memoria extendida. Este código se ejecuta en la ventana de 8k de memoria desde E000 hasta FFFF. Esta ventana de 8k utiliza un acceso paginado. Las instrucciones que usan direcciones de 16 bits pueden saltar dentro de la página o fuera de ella dentro de los 64k de direcciones de memoria. Instrucciones especiales, particularmente "long call", "long jump" y "long return" son usadas para acceder al código fuera de la ventana de 8K. Cuando una de estas instrucciones es ejecutada, la dirección y la visualización de la ventana de 8k (o página) son cambiadas. Esto permite transferirse hacia alguna instrucción dentro del espacio de memoria de 1M. El registro XPC de 8 bits controla cuáles de las 256 páginas de 4k se alinean con la ventana de 8K. El PC de 16 bits controla las direcciones de las instrucciones que usualmente se encuentran en la

región E000-FFFF. La ventaja del acceso paginado es que la mayoría de las instrucciones siguen usando direcciones de 16 bits. Solamente cuando se hace una transferencia fuera del rango de direcciones de 16 bits es que se debe hacer transferencias con direcciones de 20 bits. La ventaja de tener pasos mínimos de 4k con páginas alineadas con la ventana de tamaño de 8K, es que el código puede ser compilado en forma continua sin saltos causados por el cambio de página. Cuando la página se mueve 4k, la parte final del código previo aún se mantiene visible en la ventana, siempre que el punto medio haya sido "cruzado" antes de mover el alineamiento de la página.

Como el compilador compila el código en la ventana de código extendido, el compilador chequea con cierta frecuencia si el código ha pasado la mitad de la ventana o F000. Cuando el código pasa F000, el compilador desliza la ventana hacia abajo en 4K para que el código en F000+x sea residente en E000+x. Esto provoca que el código sea dividido en segmentos típicamente de tamaño 4k, pero también pueden ser más pequeños o tan grandes como 8k. La transferencia de control puede ser realizada dentro de cada segmento por las direcciones de 16 bits; direcciones de 20 bits serán necesarias si se quiere transferir el control entre segmentos.



Un programa puede usar muchas páginas de memoria extendida. Bajo la ejecución normal, el código en memoria extendida mapea a la región de direcciones lógicas E000H a FFFFH. Las direcciones de memoria extendida son direcciones físicas de 20 bits. Los punteros por otro lado, son direcciones de máquina de 16 bits. Ellos no son intercambiables; sin embargo, hay una biblioteca de funciones para convertir los formatos de direcciones.

Para acceder a los datos en memoria extendida se utilizan las funciones "root2xmem", "xmem2root" y "mem2xmem" para mover bloques de datos entre la memoria lógica y la física.

El código que está en la memoria extendida se ejecuta tan rápido como si se ubicara en la memoria "root", pero las llamadas a funciones en la memoria extendida así como también los retornos de funciones necesitan unos pocos ciclos de máquina extra. La ubicación del código en memoria puede ser cambiado por las palabras clave "xmem" y "root", dependiendo del tipo de código que se utilice:

Las funciones que están desarrolladas en Assembler (no en código Assembler introducido dentro del código C) debe estar en memoria "root". La palabra clave "xmem" no se aplica a estas funciones.

Las funciones en C puede ser ubicadas en memoria "root" o en memoria extendida. El acceso a variables que están en sentencias de C no son afectadas por la ubicación de la función. "Dynamic" C automáticamente ubica las funciones en C en la

memoria extendida si la memoria “root” se llena. Las funciones cortas y frecuentemente usadas deberían estar declaradas con la palabra clave “root” para forzar a “Dynamic” C a cargarlas en la memoria “root”. El código Assembler introducido dentro del código C podría ser escrito en alguna función de C, independientemente de si se está compilando en la memoria extendida o “root”. Como dato final, todas las variables estáticas aún aquellas locales que están en las funciones en memoria extendida, son ubicadas en memoria “root”.

Almacenamiento de las señales.

Se discute seguidamente el lugar de almacenamiento de las muestras de las señales registradas, lo que implica también consideraciones respecto a la duración y la frecuencia de muestreo que se adoptará para las mismas.

En la medida del avance en el desarrollo de los programas para los distintos ensayos, no se ha podido establecer con precisión el tamaño de memoria RAM que el equipo PREMAX requerirá para alojar el programa final. Se estima, no obstante, que existirá una disponibilidad del entorno de 100kB. Sin embargo, por razones de seguridad, para los cálculos a realizar sobre los datos de las mediciones no se tendrá en cuenta dicho espacio de memoria. Es decir que, aunque en una instancia final pudiera utilizarse como memoria adicional, en principio se asumirá que el espacio disponible para el almacenamiento de las señales muestreadas consiste en los 256kB suministrados por la memoria “flash”. Sobre este supuesto es que se realizan las consideraciones que siguen.

Sobre el último punto debe aclararse que el microprocesador genera información de los archivos o “metadatos” los que son alojados en memoria. Para dejar libre los 256 kilobytes de la memoria “flash” se decidió alojar los metadatos en la memoria RAM, lo que puede conseguirse por programa.

Las visitas al Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria realizadas durante el desarrollo del proyecto PREMAX, llevaron a la conclusión de que las señales a guardar luego de realizada cada maniobra de la medida, debieran tener una duración de 20 segundos en los casos de las presiones bucales (para la presión nasal el intervalo podría ser inferior, pero esto será considerado más adelante). Las maniobras, así como las razones de esta decisión se explican en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias). La frecuencia de muestreo usada por el equipo PREMAX es de 150 muestras por segundo. Si todas las muestras fueran almacenadas como parte de la señal, cada maniobra constaría de 3000 muestras, lo que resulta de multiplicar 150 por 20. Puesto que cada muestra ocupa 2 “bytes”, la maniobra completa requiere un espacio en memoria de 6kB.

De acuerdo con la documentación consultada y usada como estándar [2], [3] y otras, el número de maniobras necesarias para establecer una sola medida de presión, puede ser incluso de hasta 20. Entonces, y a los efectos de los cálculos, se supondrá como caso extremo que las maniobras a realizar son 20 para cada presión a medir, aunque de acuerdo a lo visto en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria esta situación no se presentó en ningún momento. En consecuencia, con 20 maniobras a realizar, la medida de una sola de las presiones que PREMAX realiza implica un almacenamiento de señales que ocupan 120kB de memoria “flash”. Suponiendo que los requerimientos de memoria para las otras dos presiones fueran similares (el equipo PREMAX mide PIMAX, PEMAX y presión nasal durante el “sniff”), entonces por cada paciente serían necesarios 360kB lo cual excede la capacidad disponible. A partir de este párrafo puede concluirse que será necesario tomar criterios de diseño para el almacenamiento de datos en la memoria del microprocesador, lo cual se expone seguidamente.

El siguiente punto analizado consistió en la cantidad de maniobras que debieran ser guardadas en memoria. En su calidad de transportable, PREMAX está diseñado como equipo independiente, en el sentido de que por sí mismo da un resultado de los valores de presiones a medir. Sin embargo, la función de PREMAX es complementaria respecto de la posibilidad de almacenar los datos en una computadora, que permita ver las señales almacenadas en la memoria de PREMAX. Está previsto el desarrollo de un criterio para clasificar las señales de cada maniobra, en acuerdo con su calidad (ver capítulo 2, Registro y estudio de señales respiratorias). Es así que en un principio se discutió como criterio posible, el hecho de que sólo las señales de "buena calidad" fueran almacenadas para cada paciente. Pero finalmente la decisión tomada fue que, en la medida de que el equipo lo permitiese, deberían ser almacenadas todas las señales (o sea todas las maniobras). Los argumentos principales radican en la falta de confiabilidad que podría generar PREMAX respecto de los operadores, en el caso de que por decisión de programa, el equipo en sí mismo fuera el responsable de desechar las maniobras catalogadas como de calidad baja. Logrando el almacenamiento de todas las señales, PREMAX sólo brindaría un índice de calidad de las mismas y el operador tendría la posibilidad de constatar más tarde en la pantalla de la computadora la verosimilitud de la clasificación realizada por PREMAX. Debe señalarse aquí el hecho de que, según lo establecido por el estándar usado por PREMAX [2], la calidad de la señal obtenida a partir de la maniobra no está matemáticamente definida, por lo que la opinión del operador juega un papel relevante. En particular se establece, por ejemplo para PEMAX, que para catalogar la calidad de la maniobra el operador verificará que el esfuerzo se mantenga al menos por 1 ó 1.5 segundos, no precisándose el significado concreto de este concepto. Esta es la razón de que se prefiera mantener el grado de confiabilidad en el equipo PREMAX por parte del operador, habilitando la visualización de todas las maniobras realizadas en una computadora.

Por otro lado, la extensión prevista del proyecto impide un estudio pormenorizado de los tipos de señales, lo que podría conducir al desarrollo de un software más robusto de clasificación y establecimiento de una escala de calidad. Esta situación es también un argumento que se agrega a favor del almacenamiento de todas las señales para ser catalogadas por el operador en una etapa posterior.

El equipo PREMAX, por tanto, guarda las señales de todas las maniobras realizadas en la memoria del microprocesador Rabbit. El criterio de almacenamiento elegido deberá entonces tener en cuenta esta posibilidad.

Se estudió seguidamente la posibilidad de sub-muestrear. El ancho de banda estimado para las señales a estudiar es de 15Hz, por lo que de acuerdo al teorema de Nyquist, la frecuencia mínima necesaria es de 30Hz (ver capítulo 2, Registro y estudio de señales respiratorias). La frecuencia de muestreo del equipo PREMAX se estableció en un valor superior (150Hz) por razones de programación donde se usó interrupciones, por razones relacionadas con el conversor A/D (ver capítulo 5, Etapa de conversión-codificación) y al mismo tiempo previendo la decisión posterior de sub-muestrear, la cual se discute en este momento. En vista del escaso espacio de memoria calculado más arriba, se optó por tomar como frecuencia de muestreo la menor posible, es decir 30Hz.

El equipo PREMAX guarda los datos de las maniobras de medida de presiones bucales con una frecuencia de 30 muestras por segundo.

Con esta nueva frecuencia de muestreo, se tendrá que una maniobra de 20 segundos de duración contendrá 600 muestras (30x20). Tal como se indicó antes, cada muestra usa 2 bytes de memoria, por lo que la maniobra completa ocupará 1200 bytes. Suponiendo nuevamente 60 maniobras por paciente, se requiere un espacio de 72000 bytes. Esto implica que la memoria "flash" podría llegar a almacenar holgadamente la información correspondiente a 3 pacientes.

Se entiende importante señalar nuevamente el carácter excepcional de que sean realizadas 60 maniobras con un solo paciente, esto es 20 maniobras para cada una de las presiones respiratorias. Se considera que lo más frecuente es la realización de 5 ó 6 maniobras para cada presión, involucrando entonces 15 maniobras por paciente como la opción más frecuente. Usando los 1200 bytes como tamaño de memoria requerido, se tiene que por paciente serán necesarios 18000 bytes (1200x15). De esta forma, en los 256kB de memoria "flash" se tendrá lugar para 14 pacientes y fracción, lo cual se considera aceptable. Debe señalarse nuevamente que 14 pacientes se considera como el número capaz de ser almacenado con mayor frecuencia, pero no el caso extremo que en realidad podría llegar a ser de sólo 3 pacientes.

Como consecuencia del párrafo anterior se discutió en primera instancia el criterio de diseño que se describe seguidamente. Al final de cada maniobra y una vez calculados los distintos parámetros de la misma, el operador podrá decidir si desea guardar las muestras de dicha maniobra. Como configuración genérica, toda la memoria "flash" disponible estará ocupada con datos de los pacientes anteriores, así como por las anteriores maniobras del propio paciente. Si el operador decide guardar la maniobra actual, la misma deberá ubicarse en un lugar de memoria ya ocupado, por lo que el operador deberá decidir sobre la pérdida de estos datos. En caso de que acepte guardar los nuevos datos, se decidió entonces preguntar al operador si desea sobrescribir los archivos correspondientes al paciente que corresponden las anteriores muestras. Es decir, suponiendo que la maniobra actual corresponda a cierto paciente "i", se pregunta si al guardar los datos el operador desea borrar las maniobras previas del paciente "j". En caso de aceptar, se procede con el almacenamiento; si no acepta, se pregunta lo mismo pero respecto al paciente "j+1", y así sucesivamente hasta completar la memoria "flash" en forma de cola circular, en cuyo caso se pregunta nuevamente por el paciente "j" para volver a recorrer la lista.

En estas circunstancias, se había decidido entonces que el equipo PREMAX guardase los datos de cada maniobra, borrando previamente los datos de pacientes anteriores para generar el espacio necesario. En todos los casos el operador interviene en las decisiones a tomar: decide primero si guarda o no los datos de una maniobra, y luego decide cuál paciente será el elegido para borrar previamente sus datos de la memoria del equipo.

No obstante, y por problemas surgidos con la capacidad de memoria del microprocesador, se revisó luego en forma completa el criterio descrito en los últimos dos párrafos. La forma adoptada finalmente se explica a continuación.

Una vez definido que la maniobra tendrá una duración de 20 segundos (sólo para PEMAX y PIMAX), se pasa a considerar el tiempo necesario para que el operador realice la maniobra con comodidad. Es decir que el tiempo de maniobra podría ser superior, para luego seleccionar los 20 segundos significativos para el reconocimiento de los parámetros y la calidad de la señal. Se decidió tomar este segundo intervalo de 30 segundos. De esta manera, las muestras de estos 30 segundos forman la maniobra actual, sobre la cual el operador tomará la decisión de guardar o desechar. En el caso en que decida guardarla, PREMAX seleccionará adecuadamente los 20 segundos que serán alojados en la memoria, de acuerdo con el criterio discutido en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias).

Estudio del espacio en memoria ocupado por las señales a guardar.

Se documenta seguidamente una primer discusión que permitió elaborar un criterio de diseño en una etapa inicial. A partir de dichas consideraciones surgió luego

un criterio definitivo, el cual modifica varios aspectos respecto del inicial, y que será expuesto en la segunda mitad de este apartado.

Las discusiones sobre gestión de memoria continuaron considerando las diferencias entre las señales de presiones bucales y nasal durante el “sniff”. Considerando que sólo una espiga de la señal de “sniff” corresponde a una maniobra completa, la duración de la misma es muy inferior a las espigas de las presiones bucales (ver capítulo 2, Registro y estudio de señales respiratorias). Si se quisiera tener todas las muestras correspondientes a un caso extremo cuya señal se catalogaría de calidad inaceptable, alcanzarían con 5 ó 6 segundos. Se consideró entonces la posibilidad de ganar espacio de memoria reduciendo aún más las muestras a guardar para la presión nasal. No obstante en este punto se plantearon las dificultades que podría generar respecto a la programación, el hecho de trabajar con bloques diferentes de información, lo cual resultaría de tener 20 segundos para presiones bucales y menos de 10 segundos para la presión nasal. Este punto es de interés para determinar cuántas maniobras adicionales puede guardar el operador en la memoria del Rabbit, lo cual podría hacerse sobrescribiendo archivos anteriores y fuera de uso. Al mismo tiempo se tuvo en cuenta el hecho de que el “sniff” es una maniobra dinámica, cuya señal involucrará entonces un ancho de banda mayor que para las presiones bucales consideradas como estáticas. Tomando en consideración todos estos puntos, en esta primera instancia se decidió mantener el mismo tamaño de los bloques de memoria para todas las maniobras: PEMAX, PIMAX y “sniff”, al tiempo que sub-muestrear de manera diferente las señales correspondientes a las presiones bucales respecto de las de presión nasal. Esto debiera ser posible aprovechándose del hecho de que el intervalo a guardar en cada caso sería de diferente duración, aunque la cantidad de muestras fuese la misma. Se detallan los cálculos seguidamente.

La maniobra a guardar del proceso de “sniff” debiera tener 1200 bytes, es decir 600 muestras, al igual que para las presiones bucales. Luego, manteniendo las 150 muestras por segundo que toma inicialmente el equipo, podrían guardarse sólo 4 segundos por lo que habrá que sub-muestrear. Se decidió tomar un intervalo de 8 segundos, para permitir una adecuada presentación de la espiga, lo que permita una buena visualización de los parámetros involucrados, esto es, valor de pico y calidad de la señal. La frecuencia de muestreo correspondiente sería entonces de 75 muestras por segundos, ya que $75 \times 8 = 600$ muestras.

$$75 \text{ muestras/segundo} \times 8 \text{ segundos} = 600 \text{ muestras} .$$

Dentro de esta primera discusión, restaría sólo definir el criterio de selección de las 600 muestras a guardar, para las señales de presiones bucales y para las de presión nasal. Para las presiones bucales, y en vista de la asimetría de las señales correspondientes (ver capítulo 2, Registro y estudio de señales respiratorias) se decidió considerar como intervalo significativo el que va entre los 8 segundos antes del pico de presión, y 12 segundos después. En el caso de la presión nasal durante el “sniff”, puesto que la curva presenta mayor simetría alrededor del máximo, podría ser considerado como significativo el intervalo formado por los 4 segundos antes del pico y los 4 segundos posteriores.

Hasta aquí se considera la discusión preliminar, de la cual surgieran algunos parámetros que, como se dijo, con posterioridad fueron cambiados. Estos cambios son consecuencia de algunos problemas surgidos durante la programación, en particular con la memoria del microprocesador, la cual en varias ocasiones informó de falta de espacio cuando se realizaban modificaciones a los parámetros que se inicializan por defecto. Una de las opciones modificadas es el formato a guardar de las maniobras, tal

que como se explica en el apartado anterior, todas las maniobras de un solo paciente se guardan en un solo archivo. A su vez quedaron definidas las acciones a seguir por el operador en cada paso de la maniobra, lo que se ejemplifica seguidamente con los menús correspondientes. La numeración aquí seguida para los menús sólo se aplica en este apartado; además, la razón de considerarlos en esta sección sólo es a los efectos de actuar como guía de diseño, por lo que serán finalmente modificados. En la discusión, como se verá, son involucrados todos los puntos aquí tratados, incluso los del criterio inicial que finalmente se modificó.

Menú N°1:

- REALIZAR ESTUDIO → se sigue por esta rama de menús
- DESCARGAR ARCHIVOS
- CONFIGURAR EQUIPO

Menú N°2:

- ESPACIO PARA N PACIENTES O MÁS
- BORRAR TODOS LOS REGISTROS
 - SI
 - NO

Menú N°3:

- PEMAX
- PIMAX
- SNIFF

Menú N°4

- AJUSTAR ESCALA
- COMENZAR MANIOBRA → se sigue por esta rama de menús

Menú N°5:

- INICIAR → se sigue por esta rama de menús
- ELEGIR ESTUDIO

Menú N°6

- DETENER
ADQUIRIENDO...

Luego de 30 segundos, o bien por seleccionar la opción DETENER, se calculan y despliegan los resultados de la maniobra realizada. Luego, se abre el menú siguiente:

Menú N°7

- GUARDAR LA MANIOBRA
- NO GUARDAR

Menú N°8

- FINALIZAR
- CONTINUAR

Se indica en el menú N°2 una estimación del número de pacientes cuyas medidas es posible guardar en el microprocesador. Si la memoria no fuese suficiente,

el usuario podrá borrar todos los registros anteriores. De esta manera, se prevé que el usuario haya descargado los estudios de interés de forma previa, y a su vez PREMAX no sobrescribe archivos anteriores. Estos criterios fueron adoptados por razones de simplicidad de programación y seguridad para no borrar archivos sin autorización del usuario. En particular, se evita la toma de decisión del usuario sobre el borrado de archivos en cada maniobra que va a realizar, lo cual sólo hará cuando considere que el espacio de memoria no es suficiente para los nuevos estudios.

Para el cálculo del número "N" informado en el menú, deberá existir una estimación de la memoria necesaria para cada paciente. Se decidió tomar un número que duplique al considerado más probable de maniobras por paciente, es decir 10 PEMAX, 10 PIMAX y 10 maniobras de "sniff". Este número no podrá ser superado para cada paciente identificado como tal. Esta decisión es nuevamente por razones de disponibilidad de espacio en la memoria así como por simplicidad de programación. Esto implica un total de 27kB por paciente. En efecto, 10 PEMAX corresponden a 12kB, ya que

$$20 \text{ segundos} \times 30 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \times 2 \frac{\text{bytes}}{\text{muestra}} \times 10 \text{ maniobras} = 12000 \text{ bytes},$$

teniendo también otros 12000 bytes para PIMAX. Finalmente, en el caso de las 10 maniobras de "sniff", el criterio involucra la decisión del período significativo para reconocimiento de la espiga. Aquí también se decidió modificar el criterio inicial, guardándose dos segundos de maniobra. Las razones son también de espacio de memoria y a su vez por la forma discutida de la señal. En efecto, como criterio de calidad se usará que la espiga tenga un ancho menor a medio segundo (para la definición de ancho ver capítulo 2, Registro y estudio de señales respiratorias), por lo que serán guardadas las muestras que están 1 segundo antes del valor extremo (mínimo), y un segundo después. Esto implica guardar 10 espigas en 3kB ya que:

$$2 \text{ segundos} \times 75 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \times 2 \frac{\text{bytes}}{\text{muestra}} \times 10 \text{ maniobras} = 3000 \text{ bytes}.$$

Finalmente, 12kB+12kB+3kB=27kB.

Todas estas decisiones implican un comportamiento general del proceso tal como se muestra en la sucesión de menús anterior. La opción FINALIZAR del menú N°8 implica una vuelta al menú N°3 para la elección de un estudio diferente para el mismo paciente.

- Tabla 7.6 - Criterios de diseño de PREMAX.	
Maniobras por paciente para PEMAX	10
Maniobras por paciente para PIMAX	10
Maniobras por paciente para "sniff"	10
Memoria utilizada para PEMAX	12000 bytes (10 maniobras)
Memoria utilizada para PIMAX	12000 bytes (10 maniobras)
Memoria utilizada para "sniff"	3000 bytes (10 maniobras)
Memoria total por paciente	27000 bytes

En el equipo PREMAX, las señales almacenadas en memoria tienen las siguientes características. Para presiones bucales, es decir maniobra de PEMAX y de PIMAX, se guardan 20 segundos de la señal, 8 segundos antes del pico y 12 segundos después. En ambos casos la frecuencia de muestreo es de 30 muestras por

segundo. Para presión nasal durante el proceso de “sniff”, se guardan 2 segundos de la señal, 1 segundo antes del pico y 1 segundo después. La frecuencia de muestreo para esta señal es de 75 muestras por segundo. El promedio ahora se realiza entre dos muestras puesto que la frecuencia baja a la mitad. Para presiones bucales cada señal almacenada contiene un total de 600 muestras como máximo; en efecto, si el operador finaliza la maniobra antes de los 20 segundos, el número de muestras será menor. Análogamente, para presión nasal el máximo de muestras será 150. (La finalización anticipada se discute en un apartado posterior).

Sistema de archivos.

“Dynamic” C brinda la posibilidad de generar un sistema de archivos para almacenar los datos ya sea en un dispositivo de memoria “flash” como en uno de memoria RAM con batería. Para ello, existen funciones de biblioteca que manejan el acceso de bajo nivel a dichos dispositivos. Cuando se utiliza un dispositivo de memoria “flash” para el sistema de archivos, es conveniente colocar los datos en un “buffer” antes de escribirlos al archivo, ya que la memoria “flash” tiene una cantidad límite de escrituras (vida útil). La memoria RAM no tiene este límite y es de acceso mucho más rápido que la anterior.

El sistema de archivos de “Dynamic” C puede ser implementado tanto en un dispositivo físico como en una partición del mismo, llamada extensión lógica (área contigua en el dispositivo que puede ser usada por un sistema de archivos). El acceso de bajo nivel a la extensión lógica se realiza mediante sectores lógicos de tamaño fijo. El tamaño del sector lógico puede ser configurado. “Dynamic” C permite cualquier tamaño de sector lógico entre 64 y 8192 con la condición de que sea potencia de 2. Por regla general, tamaños pequeños para el sector lógico son mejores para las extensiones lógicas implementadas en RAM, en donde se guardan con mayor frecuencia archivos pequeños, mientras que tamaños mayores para el sector lógico se ajustan mejor a extensiones lógicas en donde se guardan archivos de gran tamaño. Como regla, no debe haber más de 1024 sectores lógicos en una extensión lógica. Los dispositivos de memoria “flash” que se escriben por sector requieren que el tamaño de sector lógico sea mayor o igual al tamaño del sector físico. Sin embargo, los dispositivos que se escriben por bytes pueden usar cualquier tamaño de sector lógico permitido sin tener en cuenta el tamaño del sector físico.

Por defecto, el dispositivo seleccionado para crear un sistema de archivos por “Dynamic” C es el segundo de memoria “flash” si es que existe. Si no existiera, puede generarse un sistema de archivos en una extensión lógica contenida en el primer dispositivo, pero para ello, deben modificarse ciertas macros de configuración de la BIOS del microprocesador, ya que en este dispositivo es donde se aloja el código del programa, las constantes y las variables estáticas. PREMAX cuenta con dos dispositivos de memoria “flash” de 256kBytes cada uno y un dispositivo de memoria RAM de 512 kBytes. El sistema de archivos implementado, se encuentra en el segundo dispositivo de “flash” mientras que el primero se reserva exclusivamente para el código, las constantes y variables del programa. PREMAX también implementa un sistema de archivos en una extensión lógica contenida en el dispositivo de memoria SRAM donde se alojan archivos de configuración utilizados exclusivamente por el programa. Los datos de usuario, sólo se encuentran en memoria “flash”.

Dadas las características del sistema de archivos de PREMAX, en cuanto a tamaño de los archivos a guardar y cantidad de los mismos, es que se modificó el tamaño de sector lógico de la extensión lógica que es utilizada para los archivos de usuario. El mismo, que por defecto vale 4096 bytes, debió llevarse a 512 bytes para poder maximizar el uso de la memoria física con la que se cuenta. Para la extensión

lógica en la que se guardarán los archivos de configuración (que se encuentra en memoria RAM) se obtuvo un buen desempeño para el tamaño de sector lógico configurado por defecto, o sea, 128 bytes.

Los archivos almacenados por el sistema de archivos están compuestos de dos partes: una parte contiene los datos, y la otra es un área de tamaño fijo que contiene los datos de seguimiento del estado del archivo controlados por el propio sistema, llamada "metadatos". Los datos y los "metadatos" para un archivo, usualmente se almacenan en la misma extensión lógica, pero pueden estar separados. Por razones de desempeño, dado que los "metadatos" necesitan actualizarse en cada operación de escritura del archivo, es que en PREMAX los "metadatos" se almacenan en la extensión lógica ubicada en memoria SRAM con batería. Las extensiones lógicas a usar para el archivo se definen cuando el archivo se crea y esta asociación permanece hasta que el archivo se borra.

Para realizar nivelado de desgaste en el dispositivo, cada vez que se escribe en un bloque existente, se selecciona un bloque libre con el menor número de escrituras y la rutina del sistema de archivos copia el viejo bloque en un nuevo bloque con los datos agregados al archivo.

Los archivos contenidos en cada sistema de archivos se identifican unívocamente (dentro de una extensión lógica) con un número que va desde 1 hasta 255. Este número de identificación se escribe en formato "word" (16 bits) en el que el byte superior indica el número de extensión lógica en donde están los "metadatos" del archivo y el byte inferior especifica el número de archivo dentro de dicha extensión lógica.

Tratamiento de las señales.

Las consideraciones referidas a la gestión de memoria realizadas en los apartados anteriores implicaron la decisión de sub-muestrear todas las señales de trabajo. Por este motivo es que dentro de esta sección, se analiza brevemente el tratamiento que se hará a las señales.

En las señales correspondientes a las presiones bucales, la frecuencia de muestreo original es de 150 muestras por segundo, mientras que la final será de 30 muestras por segundo. Esto implica tomar una muestra de cada 5 en el proceso de almacenamiento. Se decidió usar el criterio de guardar como muestra el promedio de las 5. Las razones de ello, aparte de las clásicas de disminución ruido, están relacionadas con presentar una curva levemente suavizada, lo cual muestra mejor la forma del bucle respecto al otro criterio de descartar muestras. Cada maniobra guardada de PEMAX o PIMAX tiene entonces 600 muestras con una frecuencia de 30 muestras por segundo.

En el caso de la señal de la presión nasal durante el "sniff", se guarda el promedio de dos muestras sucesivas. De esta manera, con los 2 segundos de señal guardada y una frecuencia de 75 muestras por segundo, se llega a 150 muestras para la señal guardada.

En todos los casos, PREMAX realiza el tratamiento de la señal sobre el vector de muestras ya promediado. En el caso de las presiones bucales, se realiza un estudio de máximo o mínimo, y se establece también la calidad de la señal. Para la presión nasal, se calcula el mínimo y luego se establece la calidad de la señal.

Se vuelve a puntualizar aquí que aun en el caso de la señal suavizada por promediado, se continúa dentro de las frecuencias permisibles para el muestreo de acuerdo con el criterio estándar tomado por PREMAX [2].

Finalización anticipada de la adquisición por decisión del operador.

Como se estableció anteriormente, el tiempo de maniobra suministrado por el equipo PREMAX es de 30 segundos. Cada una de estas maniobras son parte integrante del proceso único de medida, el cual será también realizado por programa por el equipo PREMAX.

El intervalo de 30 segundos fue tomado como posible cota superior de la duración de una maniobra, permitiendo al paciente un tiempo prudente de acomodación, que en caso de no producirse, obligaría al operador a urgirlo a comenzar con el esfuerzo. Este intervalo no es por tanto el más frecuente, y se entiende que tampoco el más práctico que debiera esperar el operador para volver a preparar la siguiente maniobra.

Por este motivo, se decidió que el equipo PREMAX debería permitir al operador terminar con el tiempo de adquisición en el momento que lo crea conveniente, antes del valor máximo de 30 segundos. Esta finalización anticipada se efectúa desde el teclado, informándose al operador de esta posibilidad con un mensaje en la pantalla, el cual se hace visible en todo momento durante el período de adquisición.

El equipo PREMAX permite al operador terminar con la adquisición cuando lo considere conveniente, teniendo 30 segundos como cota superior del intervalo de maniobra.

Ante la eventualidad de que el operador finalice la maniobra en forma anticipada, se decidió guardar el intervalo de adquisición sin más cambios. Así por ejemplo, si la maniobra durase 13 segundos, se guarda como señal la adquirida durante dichos 13 segundos. En cambio, si la señal dura 25 segundos, se elige el período de 20 segundos como se explicó anteriormente.

Resumen de características de la adquisición.

Como consecuencia de las decisiones tomadas respecto a la gestión de memoria y programación, quedó determinado un conjunto de criterios y de tareas que realizará el equipo PREMAX durante la adquisición de datos de las distintas maniobras, el cual se resume seguidamente.

Para las maniobras de medida de PEMAX, PIMAX y presión nasal durante el "sniff", el equipo PREMAX procede de la siguiente manera. La maniobra puede durar hasta 30 segundos. Se realiza la adquisición con una frecuencia de 150 muestras por segundo.

En el caso de la presión nasal se genera una muestra de la señal promediando dos sucesivas, por lo que la señal a estudiar tendrá finalmente una frecuencia de 75 muestras por segundo. Esto implica que el vector con la información inicial contiene 2250 muestras ($75 \times 30 = 2250$). A cada muestra le corresponden 2 bytes, por lo que el vector puede ocupar hasta 4500 bytes. En cualquier instante de la adquisición, el operador tiene la posibilidad de finalizar el proceso antes de los 30 segundos a través del teclado. En caso de no ocurrir este evento, la adquisición finaliza por programa a los 30 segundos de iniciada.

Para las presiones bucales, la muestra se genera promediando 5 sucesivas, por lo que la señal a estudiar tendrá finalmente una frecuencia de 30 muestras por segundo. El vector total contendrá entonces 900 muestras ($30 \times 30 = 900$) en su máxima extensión, ocupando una memoria de 1800 bytes. En cualquier instante, al igual que antes, el operador puede finalizar la maniobra a través del teclado, y en caso de no ocurrir, la adquisición finalizará por programa a los 30 segundos de iniciada.

Para ambos tipos de presiones, el cálculo del valor extremo se va haciendo durante la adquisición. Una vez que ésta finaliza, el programa devuelve el extremo de

presión, que podrá ser máximo o mínimo según se trate de presión espiratoria o inspiratoria. En el caso de PEMAX y PIMAX, se calcula seguidamente la meseta de presión y los parámetros de calidad de la maniobra, mientras que en el caso de la presión nasal durante el “sniff”, sólo se calcula la calidad de la maniobra. Todos estos datos se informan al operador a través de la pantalla.

El siguiente paso es el de preguntar al operador si desea guardar la maniobra efectuada. Si decide hacerlo, se procede a la selección del intervalo.

Para las presiones bucales serán guardados los 20 segundos elegidos como se explicó anteriormente: 8 segundos antes del máximo y 12 segundos después. Si el operador hubiera terminado la maniobra en forma voluntaria, a través del teclado y antes de 20 segundos, entonces se guarda todo el intervalo de adquisición.

Para la presión nasal durante el “sniff” serán guardados 2 segundos de señal, 1 segundo a cada lado del máximo. También en este caso, si el usuario finalizara la maniobra en forma voluntaria antes de los 2 segundos, el programa guarda dicho período de señal. Esta eventualidad es, no obstante, de muy baja probabilidad.

- Tabla 7.7 - Características de “timers” e interrupciones.	
Programación	
Sistema de “Timers” usado para las interrupciones	“Timer” A
Contadores usados	A1 y A4 en cascada
Reloj usado por el contador A1	Reloj periférico con f/2
Reloj usado por el contador A4	El formado por los pulsos de salida de A1
Prioridad de las interrupciones	3
Período entre interrupciones	2ms
Función de las interrupciones	1- Adquisición, 2- Chequear teclado y 3- Envío de datos a la columna de LEDS
Contenido del registro TACR	0001 xx11 binario
Contenido del registro TAT1R	1111 1111 binario
Contenido del registro TAT4R	0100 1101
Período del reloj periférico	30.52ns

- Tabla 7.8 - Gestión de memoria del Rabbit para PREMAX.	
Gestión de memoria del Rabbit para PREMAX.	
Memoria donde serán guardados los datos de las maniobras	Memoria “flash”.
Capacidad de la memoria	256 kilobytes = 262 144 bytes
Bytes por muestra	2
Frecuencia de muestreo de almacenamiento en memoria	PEMAX y PIMAX: 30 muestras por segundo “Sniff”: 75 muestras por segundo
Forma de promediar	PEMAX y PIMAX: 1 muestra cada 5 “Sniff”: 1 muestra cada 2.
Datos a guardar PEMAX Y PIMAX.	20 segundos. Desde 8 segundos antes del pico de presión hasta 12 segundos después.
Datos a guardar “sniff”	2 segundos. Desde 1 segundo antes del pico de presión hasta 1 segundo después.

· **Capítulo 8****FUENTE DE ALIMENTACIÓN.****Diseño general.**

La alimentación del equipo PREMAX se efectúa por medio de 220Vac. Las distintas etapas necesitan corriente continua y con valores inferiores, por lo que a partir de 220Vac se debió realizar la rectificación y las disminuciones de voltaje para cada una.

A su vez, la potencia necesaria es la suma de las potencias disipadas por las distintas etapas del circuito, estudio que se detalla en las secciones siguientes. Se aclara no obstante, que en el diseño de cada etapa se tuvo en cuenta la fuente de alimentación necesaria, por lo que los detalles de la elección son analizados en los anteriores capítulos junto con el estudio de la etapa en cuestión.

Como requerimiento de tipo médico, uno de los puntos considerados en primer lugar fue la calidad de aislante de la fuente a construir. Este planteo fue abordado una vez decidido que el equipo PREMAX sería diseñado usando un microprocesador Rabbit, así como también luego de haber seleccionado el transductor necesario. Por este motivo, otro parámetro a tener en cuenta para la búsqueda a realizar era que la salida de la fuente debería ser de 12Vdc, tensión con la cual se pensó alimentar a los nombrados dispositivos, y eventualmente al resto de los bloques todavía sin diseñar en ese entonces.

De la búsqueda realizada a través de Internet dio como se obtuvo la siguiente información:

-Tabla 8.1 - Comparación entre las fuentes PT4583A y MAX742.				
Proveedor	Modelo	Precio (U\$S)	Aislante	Corriente Máxima
Texas Instruments [44]	PT4583A	36.59	Si. 1500Vdc, 150 μ A	2.5 A
Maxim [45]	MAX742	3.91	No, necesita varios componentes externos para que sea aislante	2.0 A

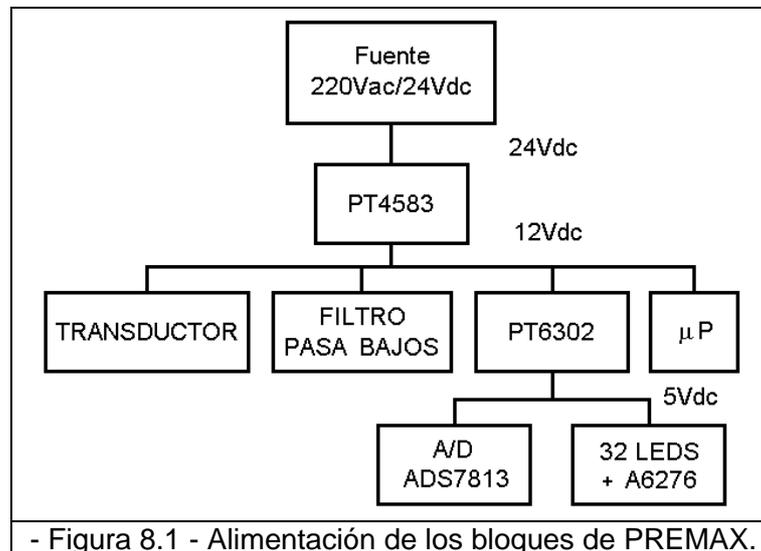
De ambos dispositivos se pidió muestra gratis, llegando solamente el PT4583 que fue probado con resultados satisfactorios. Respecto a la fuente MAX742, se encontró demasiada complejidad para el diseño que la transformase en aislante, optándose por rechazar su inclusión dentro del equipo PREMAX. En efecto, el dispositivo PT4583 sólo necesita dos capacitores a la salida.

Las razones anteriores fueron las que decidieron la situación. El equipo PREMAX usa la fuente PT4583A como aislante. Según las especificaciones del fabricante, la capacidad de aislar llega a 1500Vdc, considerado ampliamente satisfactorio, a la vez que fuera otro argumento a favor de la elección del dispositivo a usar.

Desde el punto de vista de la seguridad del paciente, la característica recién nombrada debe sumarse al hecho de que en el diseño del equipo PREMAX, la fuente principal que toma energía de la red eléctrica está protegida por medio de un fusible para los voltajes excesivos.

El equipo PREMAX presenta una seguridad respecto a descargas sobre el paciente que alcanza a los 1500Vdc.

La figura 8.1 muestra un diagrama general de todas las etapas con la alimentación correspondiente a cada una. Se incluyen los dispositivos PT4583 y PT6302, ambos de anterior adquisición (respecto de la fuente principal) para formar parte del equipo PREMAX. El PT4583 ha sido descrito en párrafos anteriores, mientras que el PT6302 lo ha sido en el capítulo 6 (Realimentación visual con el operador y el paciente) como parte de la fuente de alimentación a diseñar para la columna de LEDS. Ambos volverán a ser estudiados en las siguientes secciones.



Se muestra en la figura cómo el primer nivel de voltaje por debajo de la fuente principal es de 24Vdc. Esto determina el voltaje de salida de la fuente a diseñar, así como la necesidad de obtener un voltaje de continua, necesitando entonces una etapa de rectificación. Por simplicidad de diseño, se decidió adquirir una fuente que incluya el dispositivo rectificador, lo cual aparece esquematizado en la figura 8.1

Columna de LEDS y “drivers” A6276.

Esta etapa se alimenta con la fuente PT6302 de 5Vdc. Los valores de voltajes y corrientes medidas fueron especificados en el capítulo 6 (Realimentación visual con el operador y el paciente). Para calcular la potencia consumida se realizan las siguientes operaciones:

Resistencias en serie con los LEDS:

$$Potencia_1 = 32 \times 150\Omega \times (20mA)^2 = 1.92 \text{ Watt}$$

siendo 32 el número de LEDS, 150Ω el valor de la resistencia en serie con cada LED, y donde se asumió $I < 20mA$.

LEDS:

$$Potencia_2 = 32 \times 2V \times 20mA = 1.28 \text{ Watt}$$

donde nuevamente 32 es el número de LEDS, cuyos voltajes medidos están todos por debajo de 2V ($V_{LED} < 2.0V$, ver capítulo 6), y las corrientes también medidas son inferiores a 20mA.

Chips A6276:

$$Potencia_3 = V_{DD} \times I_{DD} = 5V \times 20mA = 0.1 Watt$$

donde de acuerdo con la hoja de datos del fabricante [34], $V_{DD} = 5V$ e $I_{DD} < 20mA$.

La potencia total consumida por la columna de LEDS será entonces:

$$Potencia = Potencia_1 + Potencia_2 + Potencia_3 = 1.92 Watt + 1.28 Watt + 0.1 Watt = 3.3 Watt$$

Convertor A/D ADS7813.

De acuerdo con las especificaciones del fabricante [29], la potencia máxima consumida es 0.825. Se asume como cota superior 1Watt.

$$Potencia = 1 Watt .$$

Fuente PT6302.

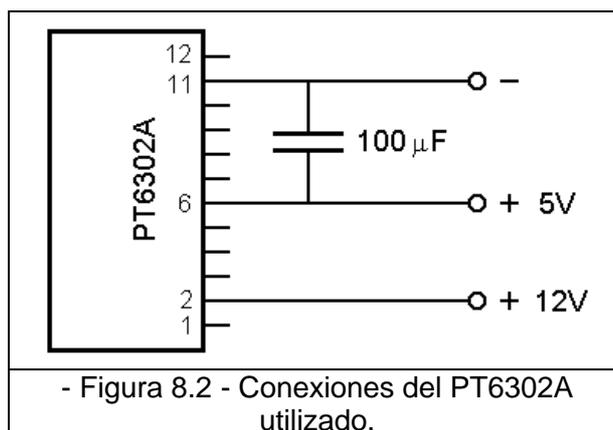
El diseño del equipo PREMAX usando la fuente PT6302 como etapa intermedia, fue analizado en el capítulo 6 (Realimentación visual con el operador y el paciente), lo cual se hizo en función de los requerimientos de la columna de LEDS y el convertor A/D.

Como se indicó en la figura 8.1, la columna de LEDS y el convertor A/D se alimentan con la misma fuente. La potencia máxima consumida por estos dos bloques es de 4.3W, lo que se obtiene de sumar 3.3W + 1W. Como fue discutido en el capítulo 6 (Realimentación visual con el operador y el paciente), se buscó una fuente capaz de suministrar una potencia superior en un factor al menos de 2. Por disponibilidad en el mercado, el dispositivo adquirido (PT6302) permite suministrar el triple, es decir 15W [38].

Partiendo del hecho de que el PT6302 suministra un máximo de 4.3Watts a las etapas posteriores, resta adicionar a este valor el consumo del propio chip. De acuerdo con las especificaciones del fabricante, el rendimiento del dispositivo es del 91%. Por lo tanto:

$$Potencia de entrada = \frac{Potencia de salida}{0.91} = \frac{4.3 W}{0.91} \leq 5 Watt .$$

Como criterio de diseño se asumirá que la potencia necesaria para el funcionamiento de este dispositivo y las etapas posteriores es de 10W, 100% superior al máximo necesario.



Transductor 143PC05D.

De acuerdo con las especificaciones del fabricante [13], la potencia máxima consumida por el transductor será:

$$Potencia = 0.240 \text{ Watt} .$$

Se asumirá por tanto inferior a 1W.

Microprocesador Rabbit OP6700.

De acuerdo con las especificaciones del fabricante [42], la potencia máxima consumida será:

$$Potencia = 1.2 \text{ Watt} .$$

Se asumirá inferior a 2.5W.

Filtro pasa bajos diseñado con el chip TLV2374IN.

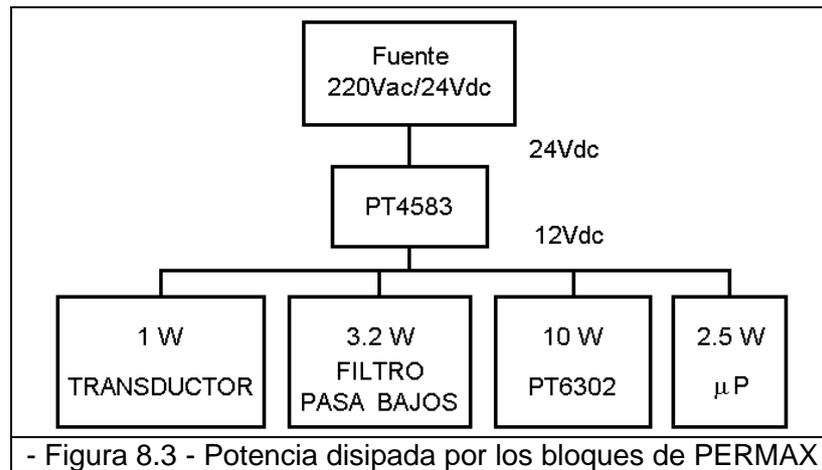
Se supondrá que la potencia máxima del filtro pasa bajos está dada por la potencia disipada por chip. Su valor, de acuerdo a las especificaciones del fabricante [21], es de 1.6W. Como hipótesis de este razonamiento se suponen nulas las corrientes por los componentes externos al chip.

$$Potencia = 1.6 \text{ Watt} .$$

Como criterio de diseño, se asumirá inferior a 3.2W.

Fuente aislante PT4583.

En función de lo analizado en las secciones anteriores, y teniendo en cuenta el esquema de la figura 8.1, la fuente PT4583 deberá ser capaz de suministrar la potencia de todos los bloques alimentados, tal como se muestra en la figura 8.3.



En efecto:

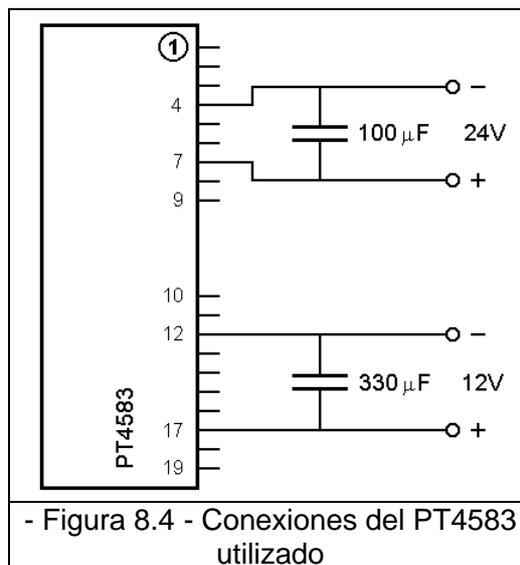
$$Potencia = 1\text{ W} + 3.2\text{ W} + 10\text{ W} + 2.5\text{ W} = 16.7\text{ Watt} .$$

La potencia máxima capaz de ser suministrada por la fuente PT4583 es de 30W [44], valor casi dos veces superior al obtenido en la última ecuación. Se aclara en este punto que el margen de seguridad es más amplio todavía, ya que en todas las etapas anteriores se tomó un margen mínimo del 100%. De esta manera, la fuente aislada elegida PT4583 se considera adecuada.

Para el diseño de la fuente principal, resta estimar el consumo de la fuente PT4583 para el suministro recién calculado. De acuerdo con las especificaciones del fabricante, el rendimiento de la fuente es del 86%. Por tanto:

$$Potencia\ de\ entrada = \frac{Potencia\ de\ salida}{0.86} = \frac{16.7\text{ W}}{0.86} \leq 20\text{ Watt} .$$

Al igual que en todos los casos, se asume como criterio de diseño un valor superior. En este caso se tomará la máxima potencia capaz de ser suministrada por el dispositivo PT4583, la que según las especificaciones es de 30W. Este valor surge del producto 12.0V x 2.5A.



Fuente principal.

Se determinó al principio del capítulo la necesidad de que la tensión de salida de la fuente principal fuera 24Vdc. Los cálculos realizados en la sección anterior completan las variables necesarias para el diseño. Se usó nuevamente el criterio de duplicar los requerimientos, por lo que se tomó una potencia de 60W como la necesaria.

El equipo PREMAX usa una fuente capaz de suministrar una potencia de 60 Watts, y cuyo voltaje de salida es 24 Volts de continua: 220Vac/24Vdc.

Para la adquisición fueron consultados los proveedores listados en la tabla 8.2:

- Tabla 8.2 - Comparación de ofertas de fuentes 220Vac/24Vdc en plaza para PREMAX.		
Proveedor	Dirección	Precio (\$U)
TRAFOS	Av. Uruguay 1152	560.00
CERBA S.R.L.	Av. Uruguay 1210	762.60

El proveedor finalmente elegido fue TRAFOS. Las razones fueron de precio y tiempo de entrega. En efecto, como parte de la búsqueda se incluyó también la posibilidad de adquirirla en el exterior. No obstante, los precios eran superiores, o bien los proveedores encontrados eran para fuentes con 110Vac en el primario, aunque con opción a diseños especiales. Estos puntos no son tenidos en cuenta en la comparación, ya que como se dijo, por razones de tiempo se decidió incluir en la decisión sólo a proveedores locales.

· Capítulo 9

CÁLCULO DE ERRORES.**Error esperado del transductor.**

A partir de las especificaciones del fabricante [45] se obtienen los datos de la tabla 9.1.

- Tabla 9.1 - Error total especificado en %Span.		
Error	P esp (%Span)	P insp y Sniff (%Span)
Offset	1.0	1.0
Temperatura (cero y pendiente)	0.39	0.39
Linealidad	0.75	0.40
Repetibilidad e histéresis	0.30	0.30
“Ratiometricity”	0.32	0.32

Para calcular el error total ([46] y [47]) pueden emplearse dos métodos distintos.

El “método del peor caso” es el correcto desde el punto de vista teórico, y consiste en sumar todos los errores. De esta forma se garantiza que para cualquier valor que adopte cada uno de los errores individuales expuestos en la tabla 9.1, el error total siempre será inferior a la suma de todos.

No obstante, en la realidad es muy remota la posibilidad de que todos los errores adopten su valor extremo para ciertas condiciones de medida. Por este motivo suele usarse con mayor frecuencia el “método de la raíz de la suma de los cuadrados”, lo que constituye el error más probable.

Método del peor caso:

$$Error\ total\ P\ esp = 1.0 + 0.39 + 0.75 + 0.30 + 0.32 \quad \%Span$$

$$Error\ total\ P\ esp = 2.76 \quad \%Span$$

$$Error\ total\ P\ insp\ y\ Sniff = 1.0 + 0.39 + 0.40 + 0.30 + 0.32 \quad \%Span$$

$$Error\ total\ P\ insp\ y\ Sniff = 2.41 \quad \%Span .$$

Método del error más probable:

$$Error\ total\ P\ esp = \sqrt{(1.0)^2 + (0.39)^2 + (0.75)^2 + (0.30)^2 + (0.32)^2} \quad \%Span$$

$$Error\ total\ P\ esp = 1.39 \quad \%Span$$

$$Error\ total\ P\ insp\ y\ Sniff = \sqrt{(1.0)^2 + (0.39)^2 + (0.40)^2 + (0.30)^2 + (0.32)^2} \quad \%Span$$

$$\text{Error total } P_{\text{insp}} \text{ y } S_{\text{niff}} = 1.23 \% \text{Span}.$$

- Tabla 9.2 - Error total del transductor expresado en %Span.

Error	P esp (%Span)	P insp y Sniff (%Span)
ERROR TOTAL (Peor caso)	2.76	2.41
ERROR TOTAL (Más probable)	1.39	1.23

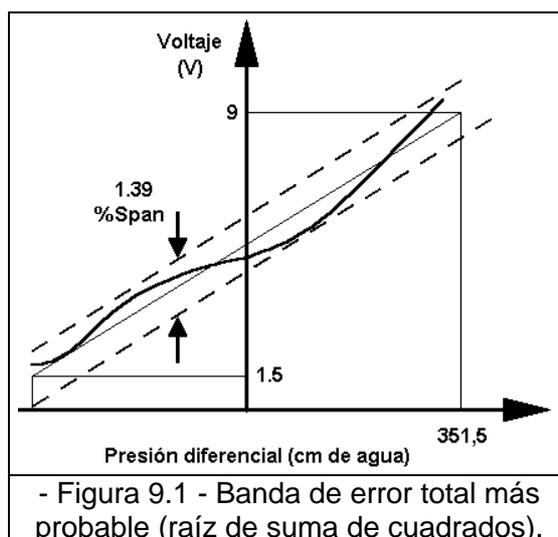
Para calcular los correspondientes errores en centímetros de agua, deberá tenerse en cuenta la siguiente relación:

$$\text{Expansión} = 2 \times 351.5 \text{ cm de agua} = 703 \text{ centímetros de agua}$$

Finalmente, los errores totales en cm de agua se listan en la tabla 9.3.

- Tabla 9.3 - Error total en cm de agua.

	P esp (cm agua)	P insp y Sniff (cm agua)
ERROR TOTAL (Peor caso)	19.4	16.9
ERROR TOTAL (Más probable)	9.8	8.6



La figura 9.1 muestra la situación real, donde la transferencia queda incluida en la banda determinada por el error, es este caso el más probable, lo que implica una incertidumbre en la medida de 9.8 centímetros de agua. La recta central indica la transferencia ideal brindada por el fabricante, a partir de la cual se miden todos los errores.

El error obtenido se considera muy grande desde el punto de vista del diseño de PREMAX, por lo que se decidió diseñar un mecanismo de calibración que permita disminuirlo. Para ello, se realizará una estimación directa del error cometido por el equipo completo una vez calibrado, y se medirá la evolución del error con el transcurso del tiempo.

Medida directa del error.

Para medir directamente el error cometido por el equipo PREMAX en la medida de las presiones, se decidió construir una columna de agua para suministrar valores de presión positivos y negativos. Esto se logra con dos tubos de vidrio conectados en la parte inferior, dándole a todo el dispositivo la forma de una letra “U”. Las medidas que pueden hacerse con este dispositivo son estáticas, en el sentido de que no pueden evaluarse los errores para señales con ancho de banda de 15Hz como las tratadas por el equipo PREMAX. Igualmente se considera que la diferencia en el resultado no es significativo, por lo que se asumirá que los errores estudiados con este dispositivo tienen validez general.

Para la construcción se analizó en primer lugar el largo que debería tener la columna para suministrar un grado de confiabilidad aceptable. El valor de la longitud está limitado por las condiciones físicas del lugar de trabajo, por lo que no puede superar los 3.15 metros de altura. Al mismo tiempo, se debió considerar el largo necesario en función de los requerimientos de PREMAX para un equipo de calibración. La cota de presiones a medir por PREMAX es de 300cm de agua, aunque será poco frecuente una medida de presión que supere los 2.50m, tal como se estableció en el capítulo 2 (Registro y estudio de señales respiratorias). Se decidió entonces que una columna de 3 metros sería lo más adecuado. Sin embargo, dadas las condiciones físicas del lugar de trabajo, sólo sería posible acercarse a esa longitud hasta 10 ó 20 cm por debajo de la misma. Aun así, se decidió construir el dispositivo igualmente ya que el estudio de errores deseado se podría lograr con iguales garantías de precisión.

Se realizó entonces una búsqueda de información en el mercado local sobre la disponibilidad de tubos de vidrio con diámetro de 0.5cm aproximadamente, así como de las posibilidades de diseño de todo el dispositivo. Se encontró que el tamaño estándar para la longitud de los tubos de vidrio es de 1.50m, por lo que sería necesario adquirir 4 tubos. De esta forma se podría construir cada brazo de la “columna en U” usando dos tubos conectados en posición vertical.

Dos proveedores del material fueron encontrados: un distribuidor y la Facultad de Química. El distribuidor suministraba solamente el material, mientras que la Facultad de Química ofrecía el mismo material así como ayuda en la construcción del dispositivo. Para contrastar ambas posibilidades, se tuvo en cuenta que la construcción que se pensaba hacer era de escasa dificultad, por lo que pasó a tomar importancia el costo de los materiales. Puesto que se disponía de una viga de madera de 2.40m de altura, con base de soporte, sólo restaba considerar el costo de los tubos de vidrio como elemento para la decisión (tabla 9.4).

- Tabla 9.4 - Costos de tubos de vidrio para columna de agua.			
Proveedor	Dirección	Teléfono	Costo
Elvid S.R.L.	J.J. Rousseau 3682	506 0242	203
Facultad de Química	Gral. Flores	929 0570	400

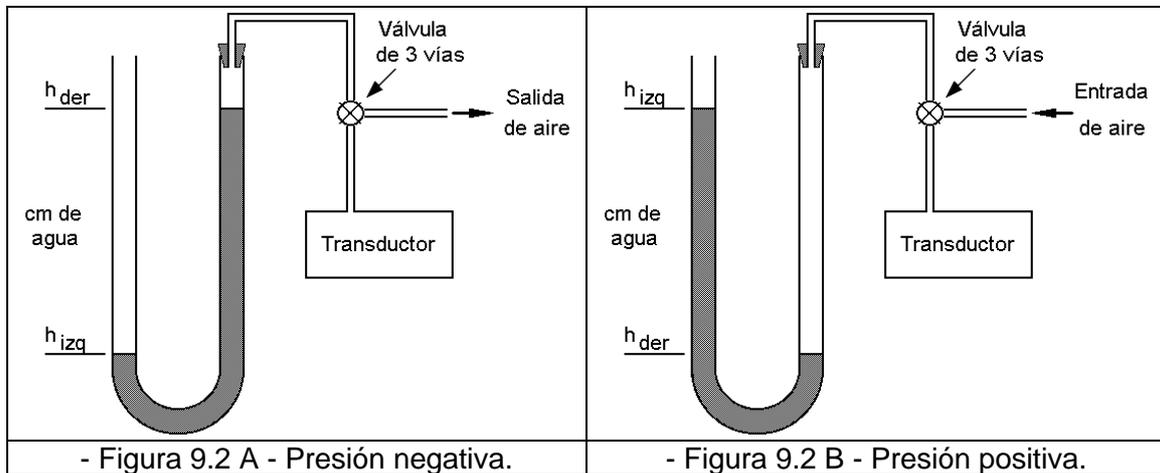
En función del precio inferior ofrecido por el proveedor Elvid S.R.L., se decidió adquirir los materiales en dicho distribuidor.

Dispositivo experimental.

Para el diseño de la “columna en U” los tubos fueron fijados a la viga de madera usando grapas de plástico, de las usadas para materiales eléctricos. Las conexiones entre los tubos de cada rama, así como la conexión “en U” en la parte

inferior, fue realizada usando tubos de silicona de distintos diámetros que fueran obtenidos en el Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas.

Para las medidas de presiones positivas se previó usar una pera con válvula de retención de aire, y para las presiones negativas la extracción de aire se realizó usando un dispositivo manual generador de vacío.



Las figuras 9.2 A y 9.2 B muestran los dos casos de presiones manométricas positiva y negativa generadas por medio de la columna de agua. En el caso A la presión negativa se obtiene quitando aire de la columna a través de la válvula de 3 vías. En el caso B, por medio de una pera de goma se suministra el aire a la columna que incrementará la presión a medir por el transductor. En ambos casos, la presión en centímetros de agua (altura de la columna propiamente) se obtiene restando las alturas de cada rama, lo que según las figuras 9.2 A y 9.2 B se expresa como:

$$\text{presión en cm de agua} = h_{izq} - h_{der}.$$

Procedimiento experimental.

Una vez construida la columna, se definió el criterio que sería seguido para el estudio de los errores en las medidas lo cual se explica seguidamente.

La columna construida tiene unos pocos centímetros por encima de 3 metros. No obstante, se vio que no será posible la medida de una altura de agua cercana a 3 metros, ya que no lo permite el nivel inferior del líquido. En efecto, la lectura de dicho nivel habría que realizarla en una posición muy cercana al suelo del lugar de trabajo, y además los tubos conectores de silicona usados para la conexión inferior impiden ver el nivel de agua. Por este motivo, así como por las consideraciones realizadas en los párrafos anteriores, se decidió tomar como presión máxima para la medida de los errores el valor 260cm de agua, por tratarse del mayor posible para realizar el procedimiento. De esta forma, los valores de presión introducidos para la medida de los errores quedarán en el intervalo [-260cm de agua, +260cm de agua].

El procedimiento comienza con la calibración del transductor. La que se realiza tomando 3 valores de presión distintos: -260cm de agua, 0cm de agua y +260 cm de agua. Estos tres puntos son usados para la determinación de la transferencia. Dicha transferencia está formada por dos segmentos de recta, uno para las presiones positivas y el otro para las negativas, de acuerdo a lo recomendado por el fabricante

nombrados: -260cm, 0cm y +260cm de agua. El programa determinó de esta forma las rectas de la transferencia, una para presiones positivas y otra para las negativas. Seguidamente se procedió a suministrar una presión de -215cm de agua. La medida de esta presión se realiza por medio del programa, en primer lugar tomando sólo 5 muestras, y una vez finalizado el proceso, se volvió a repetir pero promediando 2 muestras. En función de lo que será discutido en la siguiente sección, los valores obtenidos de la medida para ambos casos son: valor medio, error del valor medio, error promedio y error máximo. Luego se procedió a suministrar una presión de -175cm de agua, repitiéndose el proceso de medida; es decir, se mide promediando 5 muestras y luego promediando 2. Este proceso de medida se realizó para 6 valores aproximadamente equidistantes, y finalmente para el cero de presión manométrica. Todos los valores se registraron en tablas que se reproducen más adelante. El proceso de medida finaliza tomando valores de presiones positivas, también equidistantes, sólo que no fueron tenidos en cuenta el promedio realizado con dos muestras, el cual como se dijo interesa sólo para la presión nasal de valor negativo.

El error de medida informado para las medidas del equipo PREMAX tiene dos componentes. En primer lugar, el error dependiente de la precisión del instrumento que se manifiesta durante la operación de promediado. Y en segundo lugar, el error producido por la exactitud del instrumento. Este último es consecuencia del error producido al calibrar el instrumento por parte del operador, así como también por las variaciones de la transferencia del transductor con el transcurso del tiempo.

Errores en la medida informada por PREMAX:

- Error de precisión.
- Error de exactitud.
 - Error por cambios de la transferencia con el transcurso del tiempo.
 - Error de calibración.

Error de precisión.

Para cada valor obtenido, el microprocesador informaba los siguientes parámetros:

- valor medio de las muestras promediadas
- error de la media
- error medio
- error máximo o máxima distancia a la media si se trata de 5 muestras

Para el tratamiento del error de precisión se decidió esperar al final del estudio que llevó finalmente 10 días. En este estudio fueron realizadas 200 medidas conjuntas de presiones bucales y "sniff". Considerando que el error asociado al promedio debiera ser la desviación estándar del promedio, se encontró que este valor era menor a 0.5cm de agua en el 97% de los casos. Es decir que sólo en 6 medidas el valor de la desviación estándar de la media superó el valor de 0.5cm, y en particular, sólo 1 valor de los 200 fue superior a 0.6cm de agua.

Por otro lado, no se detectó patrón alguno en las desviaciones respecto al valor de presión en cuestión. Es decir que error informado debiera tener valores muy similares para todo el rango de presiones a medir.

En función de estos resultados, se decidió finalmente considerar el valor de 0.5cm de agua como el más apropiado.

El equipo PREMAX tiene un error de precisión en sus medidas de ± 0.5 cm de agua para todo el rango de presiones a medir.

Error de exactitud por cambios de la transferencia.

Los errores medidos respecto al valor suministrado por la columna de agua fueron considerados excesivos respecto a las expectativas del diseño del equipo PREMAX. En varias ocasiones el error superó los 10cm, llegando incluso a los 14cm de agua en su valor máximo. Se decidió entonces que la mejor forma de disminuirlos sería integrar una calibración adicional al equipo cada vez que fuese usado, en particular volver a calibrar el punto de presión cero. Se estudió entonces la disminución de errores que esto traería aparejado, habiéndose encontrado valores aceptables como se describirá seguidamente.

Las medidas presentadas a continuación se obtuvieron de la siguiente manera. Se usó la calibración inicial efectuada el primer día, pero calibrando nuevamente el valor de presión cero antes de comenzar la nueva medida. La recta usada como transferencia para las medidas tendrá entonces una traslación respecto a la de calibración inicial, ya que se mantiene el coeficiente angular pero cambia la ordenada en el origen. Los nuevos valores obtenidos se muestran seguidamente.

PIMAX.

- Tabla 9.5 - PIMAX. Con ajuste de cero.						
PIMAX (cm de agua).						
-213.6	-174.0	-132.9	-92.0	-51.8	-17.5	0.0
-213.4	-172.4	-132.1	-92.9	-52.0	-17.9	0.0
-211.6	-171.6	-131.7	-92.7	-52.0	-18.8	0.0
-211.3	-172.1	-132.1	-93.7	-52.0	-18.4	0.0
-212.0	-173.1	-132.1	-92.8	-51.8	-18.9	0.0
-210.9	-171.0	-131.7	-91.9	-53.4	-18.6	0.0
-211.0	-171.1	-131.5	-91.1	-51.4	-17.4	0.0
-212.9	-171.9	-131.6	-92.2	-52.7	-19.1	0.0
-210.5	-170.7	-131.3	-91.3	-51.5	-17.1	0.0
-210.8	-170.9	-130.9	-91.0	-51.9	-17.8	0.0
Valores de la columna (cm de agua).						
-214	-174	-133	-93	-52	-19	0

- Tabla 9.6 - Error en PIMAX. Con ajuste de cero.						
Error = PIMAX – columna. (cm de agua)						
0.9	0.0	0.6	1.0	0.7	1.0	0.0
0.6	1.6	0.9	-0.4	0.0	-0.4	0.0
2.4	2.4	2.3	0.5	1.0	0.2	0.0
1.7	0.9	0.7	-1.2	0.0	-0.6	0.0
2.0	0.9	1.3	0.2	0.9	-0.4	0.0
3.1	2.8	1.8	1.1	-0.9	0.4	0.0
2.5	2.3	1.5	1.3	0.6	1.1	0.0
1.1	1.6	1.9	1.1	0.3	-0.6	0.0
3.0	2.3	1.7	1.2	0.5	1.7	0.0
3.7	3.1	2.6	2.2	0.6	0.8	0.0
Desviación estándar del error (cm de agua).						
2.3	2.0	1.7	1.2	0.6	0.8	0.0
Error absoluto máximo (cm de agua).						
3.7	3.1	2.6	2.2	1.0	1.1	0.0

PEMAX.

- Tabla 9.7 - PEMAX. Con ajuste de cero.						
PEMAX (cm de agua).						
0.0	19.5	53.0	92.7	133.0	173.6	213.1
0.0	17.1	50.2	93.1	132.5	172.8	213.9
0.0	17.9	52.3	92.4	133.2	173.6	213.4
0.0	17.6	52.3	94.4	132.5	167.0	210.1
0.0	17.3	51.5	91.8	132.6	172.9	213.0
0.0	17.1	51.9	91.5	132.1	171.9	212.8
0.0	18.7	53.0	93.5	132.8	173.0	213.6
0.0	16.9	51.7	92.0	131.9	172.3	212.6
0.0	18.3	52.4	94.1	134.3	173.5	213.9
0.0	18.9	53.5	93.3	133.4	172.7	214.0
Valores de la columna (cm de agua).						
0	18	52	92	133	173	213

- Tabla 9.8 - Error en PEMAX. Con ajuste de cero.						
Error = PEMAX – columna. (cm de agua)						
0.0	1.0	0.5	0.2	0.0	0.1	-0.9
0.0	-1.4	-2.3	0.6	-0.5	-1.2	-1.1
0.0	0.4	0.8	0.4	1.2	1.1	0.4
0.0	1.1	-0.2	1.9	0.0	-6.0	-2.9
0.0	-0.5	-0.5	-0.2	0.3	0.4	0.3
0.0	-0.6	0.4	0.0	-0.4	-0.6	0.3
0.0	0.2	0.3	0.5	-0.2	0.0	0.3
0.0	-1.9	-0.1	0.2	-0.3	-0.1	0.1
0.0	0.9	-0.1	1.3	1.3	0.3	0.7
0.0	0.0	1.5	0.8	0.9	-0.1	1.2
Desviación estándar del error (cm de agua).						
0.0	1.0	0.9	0.8	0.7	2.0	1.1
Error absoluto máximo (cm de agua).						
0.0	1.9	2.3	1.9	1.3	6.0	2.9

“Sniff”.

- Tabla 9.9 - "Sniff". Con ajuste de cero.						
“Sniff” (cm de agua).						
-214.3	-174.0	-133.8	-93.4	-52.2	-18.0	0.0
-212.6	-171.4	-132.0	-91.2	-52.0	-17.0	0.0
-212.4	-172.7	-132.7	-93.6	-52.7	-20.3	0.0
-215.2	-171.7	-133.0	-95.3	-54.1	-20.7	0.0
-211.9	-173.0	-132.7	-93.1	-52.0	-18.6	0.0
-211.8	-172.6	-133.0	-92.9	-53.5	-19.6	0.0
-212.0	-171.6	-131.9	-92.0	-52.1	-17.8	0.0
-211.2	-170.8	-131.2	-92.0	-52.1	-18.8	0.0
-210.4	-171.1	-131.6	-92.0	-52.2	-18.2	0.0
-211.6	-170.8	-132.0	-91.7	-52.8	-19.5	0.0
Valores de la columna (cm de agua).						
-214	-174	-133	-93	-52	-19	0

- Tabla 9.10 - Error en "sniff". Con ajuste de cero. Error = "Sniff" – columna. (cm de agua)						
0.2	0.0	-0.3	-0.4	0.3	0.5	0.0
1.4	2.6	1.0	1.3	0.0	0.5	0.0
1.6	1.3	1.3	-0.4	0.3	-1.3	0.0
-2.2	1.3	-0.2	-2.8	-2.1	-2.9	0.0
2.1	1.0	0.7	-0.1	0.7	-0.1	0.0
2.2	1.2	0.5	0.1	-1.0	-0.6	0.0
1.5	1.8	1.1	0.4	-0.1	0.7	0.0
2.8	2.7	2.3	1.3	0.9	-0.3	0.0
3.1	1.9	1.4	0.5	-0.2	0.6	0.0
2.9	3.2	1.5	1.5	-0.3	-0.9	0.0
Desviación estándar del error (cm de agua).						
2.2	1.9	1.2	1.2	0.8	1.1	0.0
Error absoluto máximo (cm de agua).						
3.1	3.2	2.3	2.8	2.1	2.9	0.0

Como se desprende de las tablas precedentes, el error obtenido se ha disminuido significativamente. Exceptuando un solo día de medida, en todos los demás el error absoluto es menor a 3.7cm de agua. El día exceptuado el error alcanza los 6.0cm de agua.

Los errores producidos por las variaciones en el tiempo de la curva de transferencia serán entonces:

- Tabla 9.11 - Errores de exactitud por variaciones de la transferencia del transductor.								
PIMAX	Presión cm de agua.	-214	-174	-133	-93	-52	-19	0
	Desviación estándar.	2.3	2.0	1.7	1.2	0.6	0.8	0.0
	Error absoluto máximo.	3.7	3.1	2.6	2.2	1.0	1.1	0.0
PEMAX	Presión cm de agua.	0	18	52	92	133	173	213
	Desviación estándar.	0.0	1.0	0.9	0.8	0.7	2.0	1.1
	Error absoluto máximo.	0.0	1.9	2.3	1.9	1.3	6.0	2.9
"Sniff"	Presión cm de agua.	-214	-174	-133	-93	-52	-19	0
	Desviación estándar.	2.2	1.9	1.2	1.2	0.8	1.1	0.0
	Error absoluto máximo.	3.1	3.2	2.3	2.8	2.1	2.9	0.0

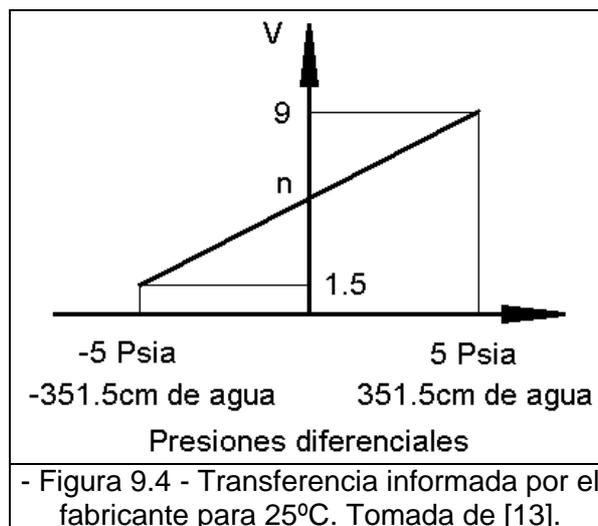
Error de exactitud por calibración.

De acuerdo con las especificaciones del fabricante [48], la transferencia del transductor es una recta para las presiones positivas y otra distinta para las negativas. La forma adecuada de calibrar el equipo PREMAX es usando 3 valores de presión: un valor para las presiones positivas, otro para las presiones negativas, y el tercer punto para el cero de presión, es decir la presión atmosférica. De esta manera, tomando el punto de presión nula común a ambas rectas, queda determinada la transferencia.

Los puntos extremos para la determinación de cada recta, deberán elegirse con el mayor valor absoluto posible, de acuerdo a la propiedad habitual de minimización de errores.

Para los cálculos se tomaron en consideración dos posibles columnas de agua. En primer lugar una de 100cm de agua, la cuál es considerada como la más práctica y por tanto de construcción más accesible. El segundo caso es una columna de 260cm de agua, analizado por ser la columna construida durante el desarrollo del proyecto PREMAX para evaluar los errores de medida.

A partir de la propia experimentación se vio que los errores de apreciación no podían ser menores que 0.5cm en cada lectura de la columna. Se tendrá entonces un error de 1cm para cada medida, puesto que una presión en cm de agua se obtiene efectuando la diferencia entre dos lecturas.



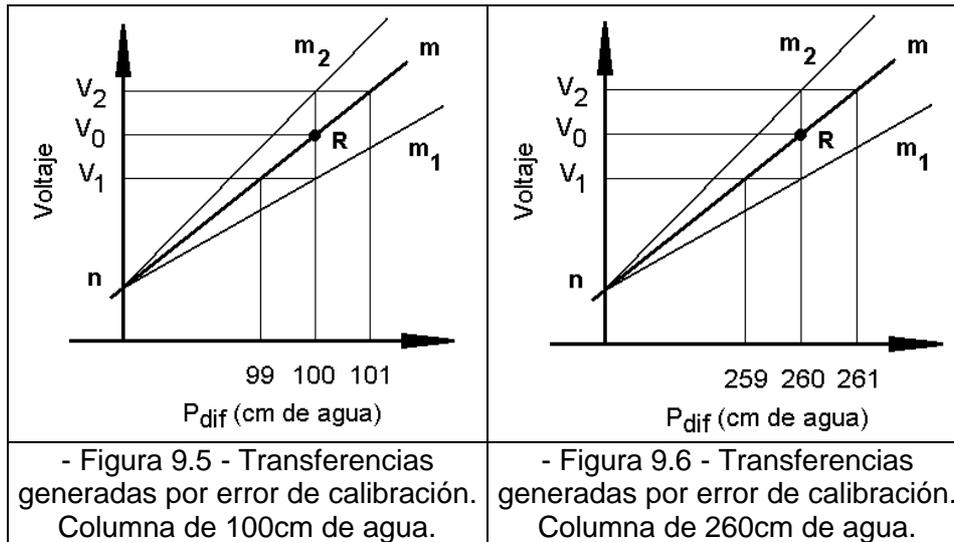
A partir de la transferencia informada por el fabricante (figura 9.4), con las relaciones de equivalencia adecuadas se obtienen los siguientes parámetros:

$$\text{ecuación de la recta: } V = m \times P + n$$

$$m = 10.67 \times 10^{-3} \frac{\text{Volt}}{\text{cm de agua}} \quad n = 5.250 \text{ Volts}$$

Nota: el resultado final en Volts se trabaja con 3 cifras significativas luego de la coma decimal. Las cifras usadas para el coeficiente angular tienen en cuenta este criterio.

$$V = 1.067 \times 10^{-2} \times \text{presion diferencial [cm de agua]} + 5.250$$



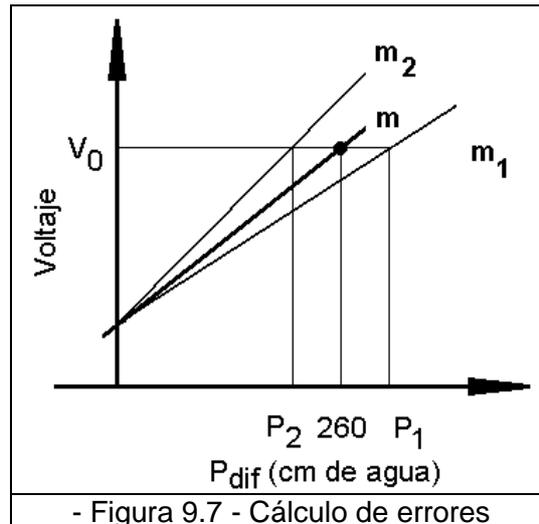
En el caso considerado real, el operador calibraría el instrumento con una columna de 100cm de agua. Este valor de presión se corresponde con un voltaje V_0 a la salida del transductor, el cual es leído por el microprocesador, asignándolo a dicha presión. En la figura 9.5 este punto se indica con la letra R.

Si el operador comete un error máximo de lectura de 1cm, el microprocesador podrá obtener los valores extremos de V_2 o V_1 . Por tanto la recta de transferencia asumida por el microprocesador, quedará comprendida entre las indicadas en la figura 9.10 (coeficientes angulares m_1 y m_2). La situación es análoga para la columna de 260cm de agua.

$$m_{1-100} = 10.56 \times 10^{-3} \frac{\text{Volts}}{\text{cm de agua}}, \quad m_{2-100} = 10.78 \times 10^{-3} \frac{\text{Volts}}{\text{cm de agua}}$$

$$m_{1-260} = 10.63 \times 10^{-3} \frac{\text{Volts}}{\text{cm de agua}}, \quad m_{2-260} = 10.71 \times 10^{-3} \frac{\text{Volts}}{\text{cm de agua}}$$

La máxima desviación se producirá para un valor cercano a 260 cm de agua. Cuando el paciente ejerce esta presión, el transductor suministra un voltaje V_0 al microprocesador. El valor de presión obtenido por el programa dependerá así de la transferencia asumida en la calibración: P_1 o P_2 (figura 9.7) para los peores casos.



Usando los coeficientes angulares hallados para la columna de 100cm de agua se tendrá:

$$P_2 = 262.6 \text{ cm de agua}, \quad P_1 = 257.4 \text{ cm de agua}$$

$$\text{Error maximo} = 262.6 - 260 = 2.6 \text{ cm de agua}$$

El error máximo queda multiplicado por 2.6 respecto del de 1cm que fuera generado en la calibración con una altura de 100cm de agua. De manera análoga se procedió para todo el rango obteniéndose los valores mostrados en la tabla 9.12.

- Tabla 9.12 - Errores de exactitud producidos por propagación del error de calibración.

Presión a medir	Columna de 100cm de agua	Columna de 260cm de agua
260	2.6	1
213	2.1	0.8
173	1.7	0.7
133	1.3	0.5
92	0.9	0.4
52	0.5	0.2
18	0.2	0.1
0	0	0
-19	0.2	0.1
-52	0.5	0.2
-93	0.9	0.4
-133	1.3	0.5
-174	1.7	0.7
-214	2.1	0.8
-260	2.6	1

Error total.

El error total correspondiente a las medidas informadas por el equipo PREMAX se calcula sumando las contribuciones de los 3 errores estudiados en las secciones anteriores:

error total = error (precisión) + error (variación de transferencia) + error (calibración).

- Tabla 9.13 - PEMAX Y PIMAX: ERROR TOTAL Valores en cm de agua obtenidos con una columna de 260cm.							
Pres.	Error de precisión	Error de exactitud			Error total		Pres.
		Variaciones de transferencia		Calibr.	Usando Desviación estándar	Usando error máximo	
		Desviación estándar	Error máximo				
260	0.5			1			260
213	0.5	1.1	2.9	0.8	2.4	4.2	213
173	0.5	2.0	6.0	0.7	3.2	7.2	173
133	0.5	0.7	1.3	0.5	1.7	2.3	133
92	0.5	0.8	1.9	0.4	1.7	2.8	92
52	0.5	0.9	2.3	0.2	1.6	3.0	52
18	0.5	1.0	1.9	0.1	1.6	2.5	18
0	0.5	0.0	0.0	0	0.5	0.5	0
-19	0.5	0.8	1.1	0.1	1.4	1.7	-19
-52	0.5	0.6	1.0	0.2	1.3	1.7	-52
-93	0.5	1.2	2.2	0.4	2.1	3.1	-93
-133	0.5	1.7	2.6	0.5	2.7	3.6	-133
-174	0.5	2.0	3.1	0.7	3.2	4.3	-174
-214	0.5	2.3	3.7	0.8	3.6	5.0	-214
-260	0.5			1			-260

- Tabla 9.14 - PRESIÓN DURANTE EL "SNIFF": ERROR TOTAL							
Valores en cm de agua obtenidos con una columna de 260cm.							
Pres.	Error de precisión	Error de exactitud			Error total		Pres.
		Variaciones de transferencia		Calibr.	Usando Desviación estándar	Usando Error máximo	
		Desviación estándar	Error máximo				
0	0.5	0.0	0.0	0	0.5	0.5	0
-19	0.5	1.1	2.9	0.1	1.7	3.5	-19
-52	0.5	0.8	2.1	0.2	1.5	2.8	-52
-93	0.5	1.2	2.8	0.4	2.1	3.7	-93
-133	0.5	1.2	2.3	0.5	2.2	3.3	-133
-174	0.5	1.9	3.2	0.7	3.1	4.4	-174
-214	0.5	2.2	3.1	0.8	3.5	4.4	-214
-260	0.5			1			-260

- Tabla 9.15 - PEMAX Y PIMAX: ERROR TOTAL							
Valores en cm de agua obtenidos con una columna de 100cm.							
Pres.	Error de precisión	Error de exactitud			Error total		Pres.
		Variaciones de transferencia		Calibr.	Usando Desviación estándar	Usando error máximo	
		Desviación estándar	Error máximo				
260	0.5			2.6			260
213	0.5	1.1	2.9	2.1	3.7	5.5	213
173	0.5	2.0	6.0	1.7	4.2	8.2	173
133	0.5	0.7	1.3	1.3	2.5	3.1	133
92	0.5	0.8	1.9	0.9	2.2	3.3	92
52	0.5	0.9	2.3	0.5	1.9	3.3	52
18	0.5	1.0	1.9	0.2	1.7	2.6	18
0	0.5	0.0	0.0	0	0.5	0.5	0
-19	0.5	0.8	1.1	0.2	1.5	1.8	-19
-52	0.5	0.6	1.0	0.5	1.6	2.0	-52
-93	0.5	1.2	2.2	0.9	2.6	3.6	-93
-133	0.5	1.7	2.6	1.3	3.5	4.4	-133
-174	0.5	2.0	3.1	1.7	4.2	5.3	-174
-214	0.5	2.3	3.7	2.1	4.9	6.3	-214
-260	0.5			2.6			-260

- Tabla 9.16 - PRESIÓN DURANTE EL "SNIFF": ERROR TOTAL Valores en cm de agua obtenidos con una columna de 100cm.							
Pres.	Error de precisión	Error de exactitud			Error total		Pres.
		Variaciones de transferencia		Calibr.	Usando Desviación estándar	Usando Error máximo	
		Desviación estándar	Error máximo				
0	0.5	0.0	0.0	0	0.5	0.5	0
-19	0.5	1.1	2.9	0.2	1.8	3.6	-19
-52	0.5	0.8	2.1	0.5	1.8	3.1	-52
-93	0.5	1.2	2.8	0.9	2.6	4.2	-93
-133	0.5	1.2	2.3	1.3	3.0	4.1	-133
-174	0.5	1.9	3.2	1.7	4.1	5.4	-174
-214	0.5	2.2	3.1	2.1	4.8	5.7	-214
-260	0.5			2.6			-260

El error de PREMAX es de 6cm de agua en el fondo de escala de 260cm, o sea menor que 2% de fondo de escala.

· Capítulo 10

DISEÑO DE LA CAJA.

Características.

- Permitir que el equipo PREMAX sea transportable.
- Ensamblar el conjunto de la columna de LEDS con los restantes dispositivos.
- Robustez de acuerdo con los componentes.
- Presentación adecuada de acuerdo a su función como equipo médico, aun tratándose de un prototipo.

Para que sea transportable PREMAX estaría formado por una caja de 30x20x10cm, con una columna de LEDS en un recinto distinto.

Para el ensamblado de la columna de LEDS fueron estudiadas las siguientes posibilidades. Se descartó desde un principio diseñar una caja única donde se alojaría la columna junto al resto de los dispositivos porque no permite ver la maniobra tanto por el paciente como por el operador del equipo. Esta situación se vería dificultada si la columna no tuviese independencia del resto de los dispositivos.

Una vez establecido que se diseñaría una caja independiente, se discutió el problema de cómo mantener vertical la columna a la vez que permitir la visualización desde cualquier posición. Las opciones fueron la de una columna que pudiera mantenerse en posición vertical con independencia del resto del equipo, o bien ubicarla sobre la caja ajustándola con un dispositivo que permitiese el giro alrededor de su eje vertical. Se decidió esta opción final, en la que la columna encastra en la caja a través de un dispositivo diseñado con tal fin.

La caja del equipo PREMAX tiene dos módulos independientes: el módulo principal que aloja el microprocesador, plaqueta, transductor y fuente de alimentación; y el módulo de la plaqueta con la columna de LEDS. Este último, tiene la particularidad de que se acopla en el primero, permitiendo que el médico y el paciente puedan ver la maniobra que están llevando a cabo.

La caja que aloja los dispositivos mayores, debería tener la robustez necesaria en acuerdo con el peso de los mismos. En particular se vio que la fuente de alimentación 220Vac/24Vdc era la que aportaba la mayor parte del peso de los dispositivos. En función de esto se discutió el material para la construcción. Las opciones planteadas fueron: aluminio, acrílico, chapa plegada y plástico. Con estas definiciones fueron consultados varios proveedores y diseñadores.

Cuadro comparativo.

- Tabla 10.1 - Cuadro comparativo de posibles cajas para PREMAX.

	Proveedor:	Descripción de la caja
1	FIVISA	Caja Legrand, medidas estándares. No hay una para la columna de LEDS.
2	FABLET	Caja de chapa. Medidas estándares. No hay una para la columna de LEDS.
3	STRATTA	Caja de chapa. Muy fina. No hay una para la columna de LEDS.
4	FANACRIL	Ambas cajas en acrílico, de 3 mm. Hechas a medida
5	FORMACRIL	Ambas cajas en acrílico, de 5 mm. Hechas a medida
6	TALLERISTA LOIS	Ambas cajas en aluminio hechas a medida.
7	PARKING DISEÑOS	Ambas cajas en chapa doblada, hechas a medida.
8	TALLERISTA DI LONGO	Ambas cajas en chapa doblada, hechas a medida.

- Tabla 10.2 - Comparación de costos para la caja de PREMAX.

Proveedor	Caja Grande		Caja Leds		Encastre	Precio (\$U)
	Calado	Pintado	Calado	Pintado		
1	No	No			No	780
2	No	No			No	860
3	No	No			No	121
4	Si	No Corr	Si	No Corr	Si	1610
5	Si	No Corr	Si	No Corr	Si	2340
6	Si	Si	Si	Si	Si	2300
7	Si	Si	Si	Si	Si	2000
8	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	1000

Nota 1: los precios no incluyen impuestos.

Nota 2: se encontraron proveedores que utilizan plástico para la construcción de cajas, pero como se necesita una matriz para su elaboración (precio mínimo de la matriz U\$S 2.000), no fue posible tener una cotización para un prototipo, la cual por otro lado quedaría muy por encima de las posibilidades de lo buscado.

Nota 3: fueron grandes las dificultades de encontrar a un proveedor que realice un prototipo (excepto para el acrílico), ya que todos realizan trabajos por cantidad.

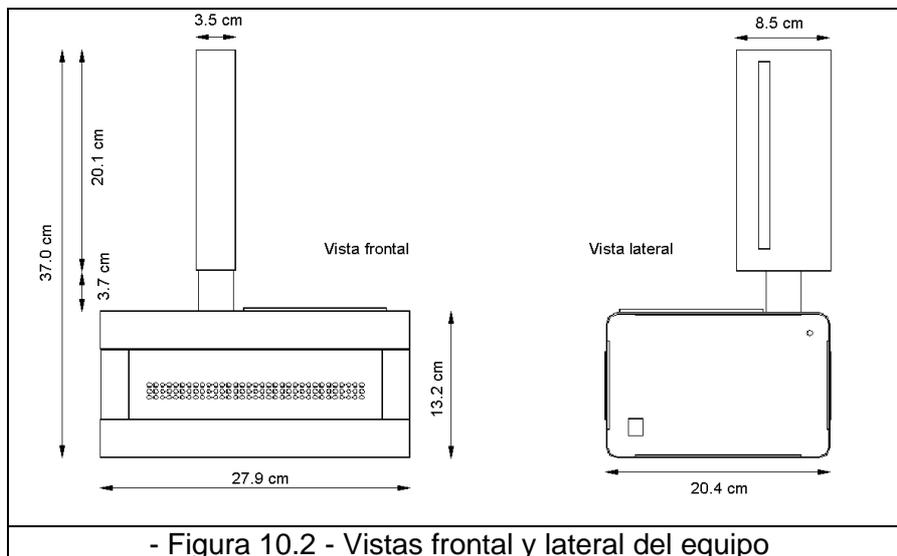
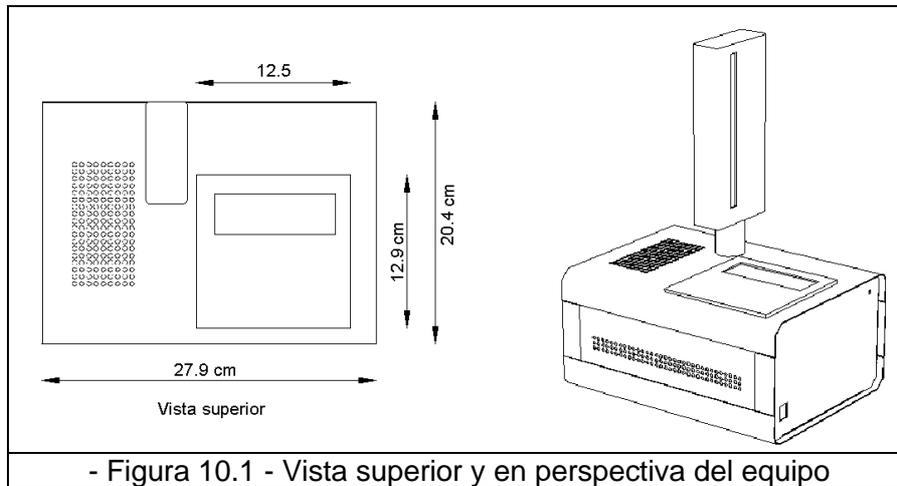
Decisión final.

Por su falta de robustez, se descartó el material plástico y el acrílico. Al mismo tiempo se consideró que las diferencias de precio entre estos materiales y las cajas metálicas no eran significativas. Por tanto la decisión quedó entre la chapa doblada y una caja de aluminio, construida a partir de perfiles calados. En vista de los precios similares de las opciones 6, 7 y 8, la decisión se tomó en función del tiempo restante para la finalización del proyecto, así como en la simplificación en relación con el diseño de los detalles. En particular, el detalle del encastre de la columna de LEDS con la caja mayor se consideró de difícil solución, lo cual fue tenido en cuenta también como argumento a favor de la decisión a tomar.

Resumen de características buscadas:

- Robustez: material metálico.
- Tiempo de entrega
- Simplificación de la tarea en el diseño de planos previos
- Calidad de la solución respecto al detalle de encastre de la columna de LEDS.
- Costos

Se decidió encargar la construcción de la caja del equipo PREMAX a la empresa "Parking Diseños". El trabajo ofrecido consiste en el diseño en chapa plegada, un tiempo de entrega de una semana, una solución aceptable respecto al diseño del encastre de la columna y la caja, y finalmente un costo similar a los restantes proveedores para este tipo de material.



· Capítulo 11

TIEMPOS Y COSTOS.

En este capítulo se analizará la gestión durante el desarrollo del proyecto. En primer lugar, se presentarán los tiempos de dedicación discriminados según las distintas tareas realizadas y luego se hará un análisis de los costos en componentes insumidos para desarrollar el prototipo. En base a estos datos se enfocará finalmente un estudio sobre los costos de producción de PREMAX y su posterior comercialización.

Tiempos

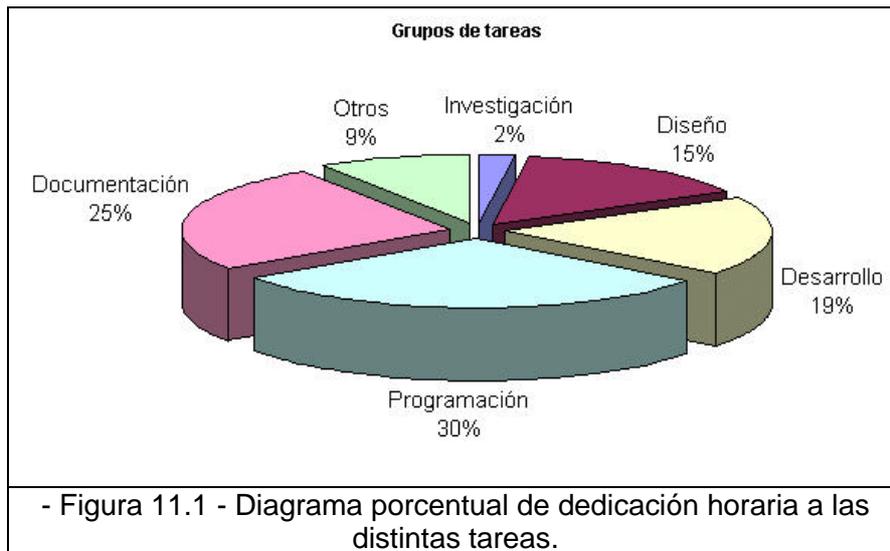
Las tareas desarrolladas durante el transcurso del proyecto pueden listarse como sigue:

1. Estudio de equipos existentes que cumplieran las mismas funciones que PREMAX
2. Estudio de los transductores de presión disponibles en el mercado
3. Elección del transductor más adecuado
4. Adquisición del transductor seleccionado
5. Diseño teórico del circuito de alimentación para el transductor adquirido
6. Disponibilidad en plaza de los componentes del circuito de alimentación
7. Elección y compra de los componentes adecuados
8. Finalización del diseño teórico del circuito de alimentación
9. Armado en "protoboard" y pruebas de la etapa de transducción
10. Disponibilidad en el mercado de adaptadores bucales y nasales
11. Opciones de diseño para los adaptadores bucales y nasales
12. Estudio del mecanismo de oclusión
13. Estudio de opciones para la digitalización y el análisis de las señales provenientes del transductor
14. Diseño de la etapa de conversión (Analógico-Digital)
15. Compra del dispositivo seleccionado para la etapa de conversión
16. Integración al "hardware" del sistema
17. Compra del microprocesador utilizado por PREMAX
18. Estudio del entorno de desarrollo del microprocesador seleccionado
19. Estudio de las opciones para la etapa de retroalimentación visual para el paciente y el técnico
20. Diseño de la etapa de retroalimentación visual
21. Elección y compra de los componentes para dicha etapa
22. Armado en protoboard del circuito de realimentación visual
23. Propiedades del programa PREMAX
24. Programación del microprocesador
25. Diseño y construcción de los circuitos impresos
26. Diseño y construcción de una columna de agua
27. Pruebas
28. Estudio de las opciones para el ensamblado de las partes
29. Diseño y construcción de la caja del equipo.
30. Documentación y manual de usuario

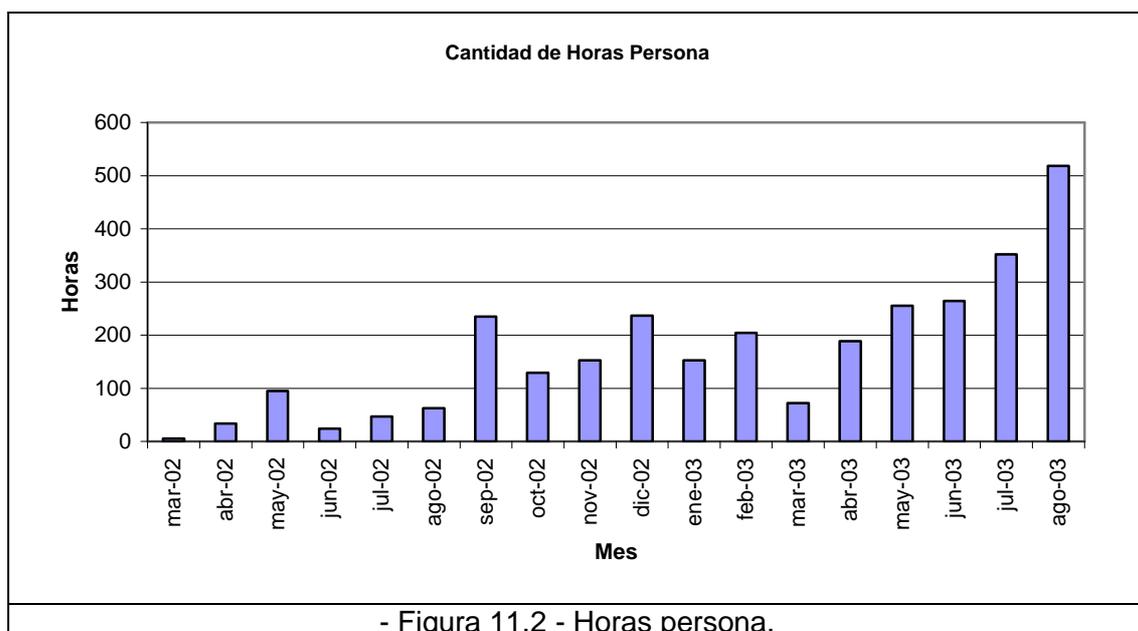
Para realizar el análisis de dedicación horaria en cada una de las tareas que se enumeraron, las mismas fueron reorganizadas en distintas categorías de acuerdo a su naturaleza. En la tabla 11.1 se muestra dicha organización.

- Tabla 11.1 - Dedicación horaria.		
Categoría	Detalle	Horas
Investigación de la medida de PIMAX, PEMAX y Pnas sniff	Búsqueda de material de estudio	45,0
	Estudio y análisis teórico	27,5
	Sub-total	72,5
Diseño del equipo y de las partes que lo componen	Diseño del equipo y las funciones a brindar	45,0
	Elección del transductor de presión	53,0
	Diseño de la interfaz con el paciente (tubos y boquillas)	6,0
	Diseño del bloque digitalizador	50,0
	Diseño de la realimentación visual	15,0
	Diseño de la fuente de alimentación del transductor	100,5
	Diseño de los circuitos electrónicos (plaquetas)	210,0
Sub-total	479,5	
Desarrollo de las partes (Implementación y pruebas)	Implementación de la fuente de alimentación del transductor	10,0
	Construcción de la interfaz con el paciente (tubos y boquillas)	10,0
	Desarrollo del bloque digitalizador.	280,0
	Armado del dispositivo de realimentación visual	15,0
	Desarrollo de la fuente de alimentación del equipo	20,0
	Construcción de la columna de agua para la calibración	25,0
	Armado y pruebas del equipo PREMAX.	245,0
Sub-total	605,0	
Programación del microprocesador	Aprendizaje sobre el microprocesador a utilizar	183,0
	Programación del microprocesador	752,5
	Comunicación con el resto de las partes	33,0
	Sub-total	968,5
Documentación	Documentación parcial (decisiones)	54,0
	Documentación final	770,0
	Sub-total	824,0
Otros	Reuniones con docentes y personal que realiza la maniobra.	114,0
	Compra de materiales	55,0
	Reunion con Proveedores	25,0
	Curso de Gestión de Proyecto	99,0
	Sub-total	293,0
Total Horas		3242,5

Una comparación porcentual de las horas hombre destinadas a cada grupo de tareas se muestra en la figura 11.1.



En la figura 11.2. se muestra la dedicación horaria mensual distribuida a lo largo del transcurso del Proyecto.



El primer pico en la gráfica mostrada en la figura 11.2 (setiembre de 2002) corresponde a la adquisición del transductor de presión, momento en el cual se comenzaron a implementar y probar los primeros circuitos diseñados. A su vez, en dicho período se definió cómo se implementaría la inteligencia del equipo PREMAX (ver Capítulo 1 Elección del diseño del equipo PREMAX) por lo que también se comenzó a estudiar el lenguaje de programación utilizado por el microprocesador incrementando de esta manera las horas dedicadas al proyecto.

Costos

En primer lugar se hará un análisis de los costos insumidos durante el desarrollo del prototipo. En este análisis también tienen lugar los costos de los

distintos componentes que fueron preseleccionados y probados, aunque no formen parte del equipo definitivo.

En segundo lugar se hará una proyección de los costos de producción de PREMAX considerando distintos niveles de demanda.

Costos de Desarrollo.

- Tabla 11.2 - Compras realizadas.		
Compras en Plaza.		
Cantidad	Artículo	Precio (U\$S)
8	LM317T	6,29
4	Barra de pinos	3,61
70	Resistencias	3,84
24	Capacitores varios	3,44
40	LEDS rojos	12,41
1	74LS04 (Inversor)	0,51
1	Terminales de 2C y 3C	4,16
1	Plaqueta para el circuito y LEDS	25,34
1	Armado de Plaquetas	4,98
4	Porta plaqueta	0,28
4	Tubos de conexión	1,40
1	Materiales para Columna de Agua	10,04
1	Componentes varios	3,54
1	Caja y Componentes	74,97
1	Caño plástico PVC (3m)	1,04
1	Tubo bucal	9,09
1	Pieza nasal para Sniff	2,91
1	Fuente 220AC/24DC	20,00
Sub Total de compras en plaza (U\$S)		187,85
Compras en el exterior		
2	TLV2372IP de Texas Inst.	1,00
1	TLV2374IN de Texas Inst.	0,60
1	PT4583A de Texas Inst.	36,59
1	ADS7813P de Texas Inst.	19,23
1	UAF42AP de Texas Inst.	6,80
1	PT6302A de Texas Inst.	11,88
1	CD4053BE de Texas Inst.	0,11
1	MAX281AEPA de Maxim IC	12,51
1	OP6700 con Amp. de memoria y cable de programación de Z-World	374,00
1	143PC05D de Microswitch	95,00
1	Envío de componentes y aduana	215,13
5	A6276 de Allegro	48,40
Sub Total de compras en el exterior (U\$S)		721,25
Total		1.009,10

Si a este costo se le agrega el costo de hora persona (U\$S 20 c/u la cual incluye la remuneración profesional más los costos de mantenimiento del local de trabajo), se tiene el resultado mostrado en la tabla 11.3.

Cantidad	Detalle	Precio unitario	Precio Total
1	Costo de Prototipo	1.009,10	1.009,10
3242,5	Costo hora hombre	20,00	64.850,00

Por lo que, el **costo de desarrollo del equipo PREMAX es de U\$S 65.859,10.**

Costos de Producción.

Para la producción de un solo ejemplar de PREMAX, se considerarán los costos de los componentes adquiridos individualmente y el costo de desarrollo.

Cantidad	Artículo	Precio (U\$S)
Compras en plaza.		
32	LEDS rojos	8,96
32	Resistencias de 150 Ohm	0,71
1	Componentes varios	13,70
1	Tubo bucal	9,12
1	Pieza nasal para Sniff	3,09
2	Tubo de conexión	0,45
1	Fuente 220AC/24DC	20,00
1	Placa para el circuito y LEDES	25,34
1	Armado de plaquetas	4,98
1	Caja de PREMAX y componentes	77,03
1	Caño plástico PVC (3m)	1,04
1	Manual de Usuario	4,50
Sub Total de compras en plaza (U\$S)		168,92
Compras en el exterior.		
1	143PC05D de Microswitch	95,00
1	PT4583A de Texas Inst	36,59
1	ADS7813P de Texas Inst	19,23
1	TLV2374IN de Texas Inst	0,60
1	PT6302A de Texas Inst.	11,88
1	OP6700 con Amp. de memoria y cable de programación de Z-World	374,00
2	A6276SA de Allegro	4,30
2	Envío de componentes y aduana	159,13
Sub Total de compras en el exterior (U\$S)		700,73
Total.		869,64

Si a este costo se le agrega el costo de hora persona (U\$S 20 c/u), se tiene el resultado mostrado en la tabla 11.5.

Cantidad	Detalle	Precio unitario	Precio Total
1	Costo de Prototipo	869,64	869,64
3242,5	Costo hora hombre	20,00	64.850,00

Por lo que, el **costo total del equipo PREMAX es de U\$S 65.719,64.**

Al producir volúmenes mayores, el costo de desarrollo, se amortiza entre la cantidad de equipos, a la vez que los precios de algunos componentes disminuyen al realizarse compras por cantidad. En la tabla 11.6 se muestra un resumen de los costos para producciones de 1, 25, 100 y 1000 equipos PREMAX.

Cantidad	Costo de Materiales	Costo hora hombre	Total (U\$S)	Costo Unitario (U\$S)
1	869,64	64.850,00	65.719,64	65.719,64
25	17.691,75	64.850,00	82.541,75	3.301,67
100	63.851,10	64.850,00	128.701,10	1.287,01
1.000	547.420,11	64.850,00	612.270,11	612,27

Este costo incluye el envío de los materiales necesarios desde el exterior del país y el costo de despacho de Aduana.

Consideraciones finales.

Se ha realizado una búsqueda sobre productos ofrecidos en el mercado, que realicen las mismas funciones que PREMAX y se han encontrado los dispositivos que se detallan en la tabla 11.7.

- Tabla 11.7 - Comparación de PREMAX con otros equipos en el mercado.				
	GIMASPIR 120 c/modulo para PIMAX/PEMAX [50]	RPM01 de MICROMEDICAL [52]	PREMAX	
Origen	ITALIA	INGLATERRA	URUGUAY	
PIMAX/PEMAX	sí	sí	sí	
SNIFF	no	sí	sí	
Transportable	sí	si	sí	
Rango de presiones	sin dato	±300 cm	±350 cm	
Resolución	sin dato	1 cm	1 cm	
Error	sin dato	±3%	±2% FS	
Memoria	hasta 5 maniobras	no	30 maniobras p/paciente, 8 pacientes	
Conexión a PC	sí	sí	sí	
Inteligencia	sí	no	sí	
Peso	1,7 Kg	0,2 Kg	3.0 Kg	
Dimensiones	29,7x21x9,5 cm	16,5x6,35x2,54 cm	28x20x13 cm	
Visualización del esfuerzo	gráfica en la pantalla	no	columna luminosa	
Informe impreso	sí	no	no	
Precio FOB (U\$S)	4500 [51]	995 [53]		
			25 unid	100 unid
Costo desarrollo (U\$S)			2594	648
Costo de comp. (U\$S)			706	630
Costo total (U\$S)			3300	1278

Considerando los costos deducidos en el apartado anterior, y en comparación con los productos ofrecidos en el mercado internacional, PREMAX es una alternativa viable económicamente, tanto en el mercado nacional como en el internacional. A su vez, la ventaja para las instituciones clínicas, de contar con la respuesta local de quien desarrolló la instrumentación es muy importante y favorece en gran medida la comercialización de PREMAX en el mercado regional.

· Capítulo 12

MANUAL de USUARIO

PREMAX es un equipo que mide las presiones máximas desarrolladas por un paciente ambulatorio en inspiración y espiración. PREMAX incluye también la medida de máxima presión inspiratoria nasal ("sniff") y el registro de las curvas de presión para su análisis detallado posterior en un PC.

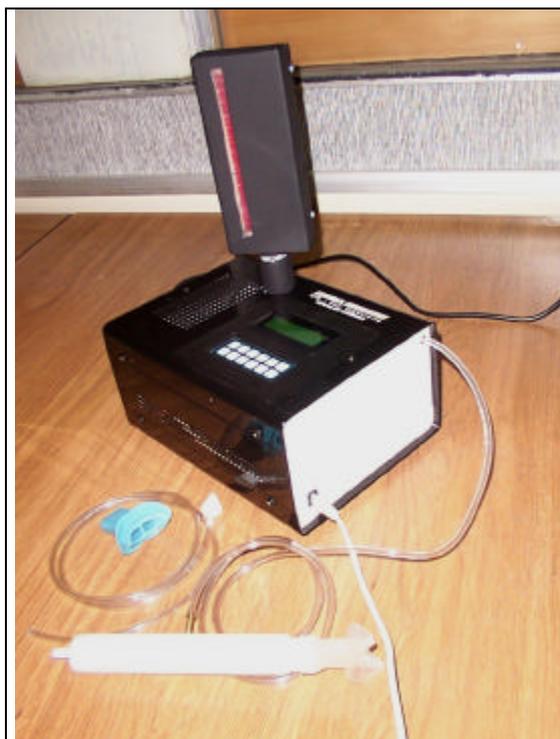


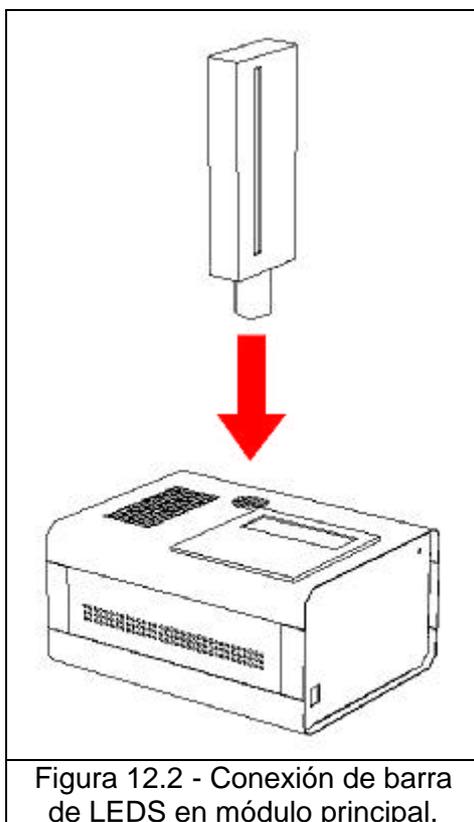
Figura 12.1 - Vista del equipo PREMAX.

Características del equipo.

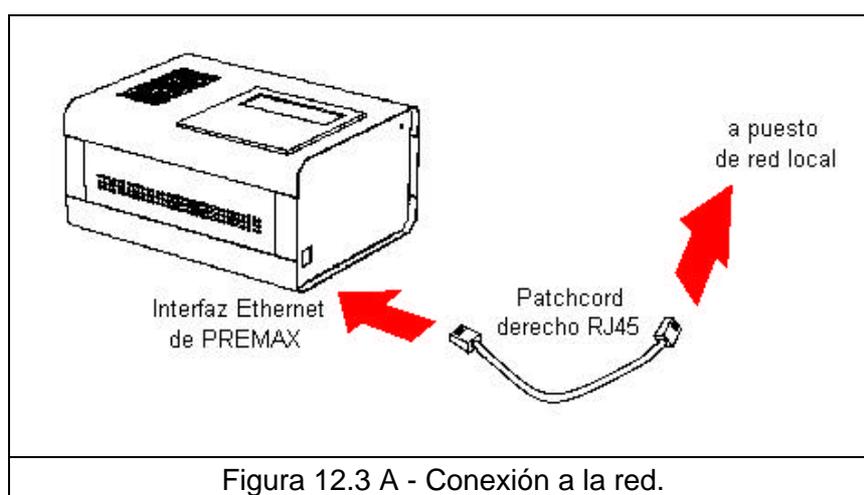
PREMAX es un equipo portátil, inteligente y de fácil uso. Consta de dos módulos independientes (Módulo principal y Módulo de barra de LEDs) de fácil montaje. Posee interfaces de entrada y salida con conectividad Ethernet, pantalla y teclado, e insumos médicos (tubo, boquillas, pieza nasal y tubos de conexión). Es un equipo programado en lenguaje de alto nivel (Programación en C), con un microprocesador Rabbit 2000 que opera a 18.5 MHz.

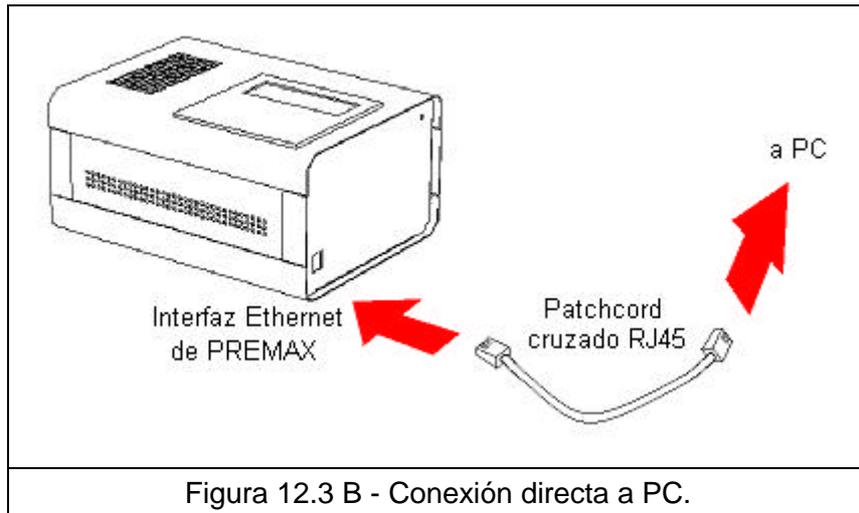
Instalación.

Conexión del módulo de la barra de LEDS con el principal.



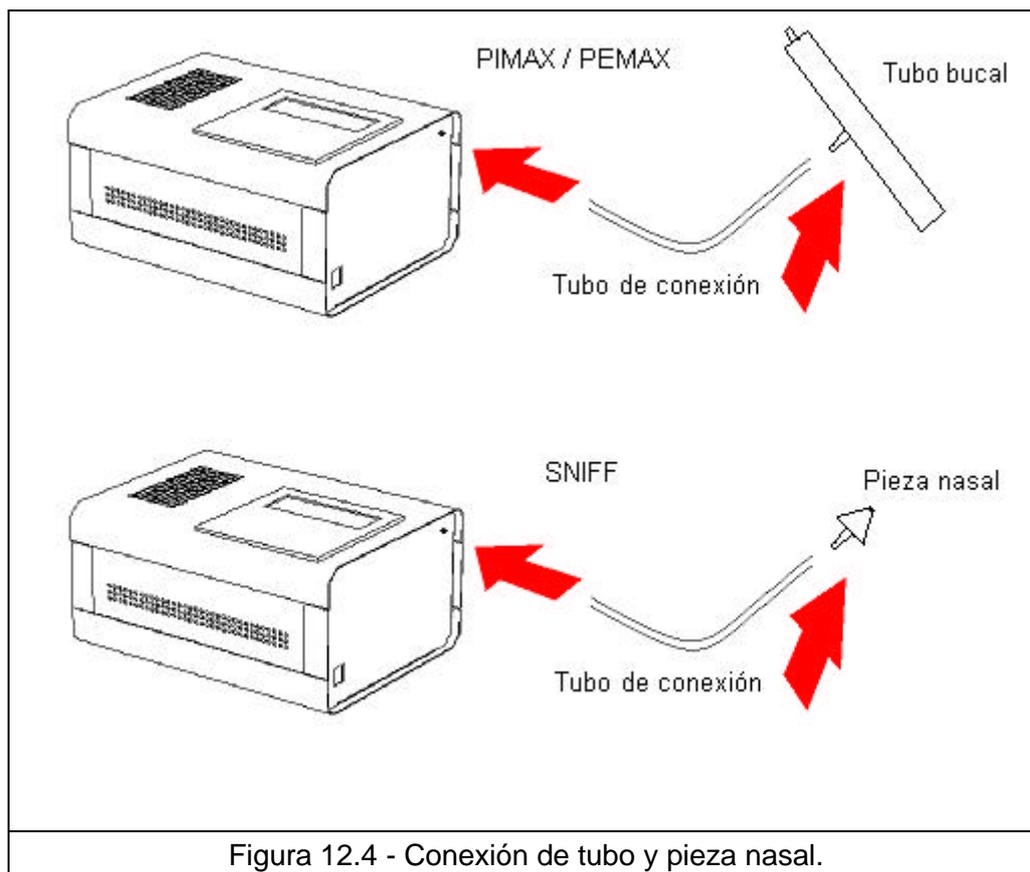
Conexión del equipo a la red de datos o PC.





Conexión del tubo y pieza nasal con el módulo principal.

PREMAX puede ser usado alternativamente para medir presiones bucales (Tubo bucal) y presiones nasales (Pieza nasal).



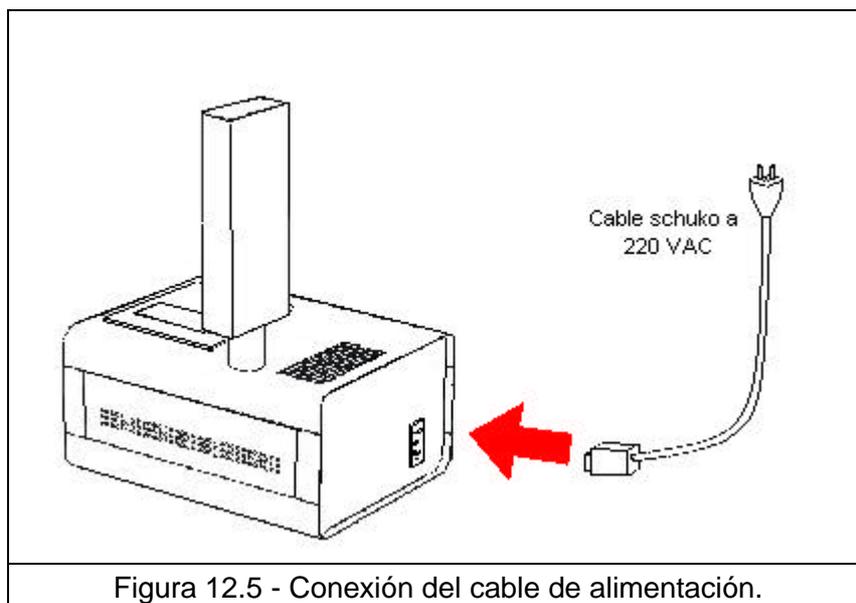
Conexión del equipo a la red de alimentación 220 Vac.

Figura 12.5 - Conexión del cable de alimentación.

Cambio de fusible.

PREMAX utiliza un fusible de 0.5 A de corriente por seguridad. Si Ud. necesita cambiarlo, desenrosque el porta fusible que se encuentra a la izquierda de la llave de encendido del equipo.

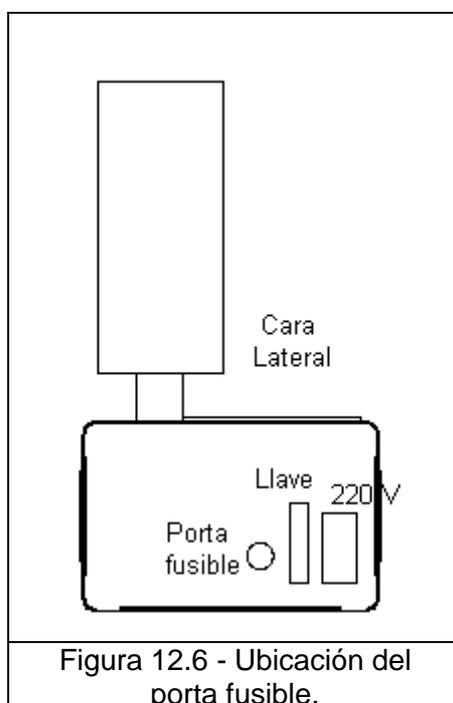


Figura 12.6 - Ubicación del porta fusible.

Instrucciones de uso.

Al encender el equipo, aparecerá un mensaje de bienvenida seguido del menú principal:

```
1-REALIZAR ESTUDIO
2-DESCARGAR ARCHIVOS
3-CONFIGURAR EQUIPO
```

Presione: 1, si Ud. desea realizar un estudio; 2, para descargar los archivos almacenados en el equipo; o 3, para configurarlo.

Realizar Estudio.

```
ESPACIO PARA GUARDAR
XX PACIENTE/S O MAS
1-BORRAR REGISTROS
2-NO BORRARLOS
```

Si presiona 1, PREMAX le pedirá confirmación.

```
CONFIRMA QUE DESEA
BORRAR LOS REGISTROS
1-SI
2-NO
```

Si confirma el borrado de los registros, se perderán todos los datos adquiridos anteriormente. El mensaje será:

```
LOS REGISTROS FUERON
BORRADOS
EXITOSAMENTE
```

Luego, para comenzar el estudio aparecerá el siguiente mensaje:

```
AUTOAJUSTANDO...
DESCONECTE EL TUBO
DEL EQUIPO Y DIGITE
Enter
```

Menú "Ingrese CI":

```
INGRESE CI:
```

Se debe ingresar la cédula del paciente sin puntos y se permite el ingreso de hasta 9 dígitos. Luego, digite "Enter". Al finalizar PREMAX le dará la opción de modificarla.

INGRESE CI:123456789

**1-ACEPTAR
2-MODIFICAR CI**

Si se debe modificar se vuelve al menú anterior. Si se acepta, se despliega el Menú Estudio:

**1 - PIMAX
2 - PEMAX
3 - SNIFF
4 - MENU PRINCIPAL**

Presione 1, si desea medir PIMAX; 2, si desea medir PEMAX; 3, si desea medir presión nasal durante el “sniff”; o 4, para volver al menú principal.

Cualquiera sea el estudio seleccionado, tendrá la posibilidad de ajustar la escala de la columna luminosa para una mejor visualización de la señal del paciente, o de comenzar el estudio seleccionado, o bien, cambiar de estudio (volviendo al menú anterior). Como ejemplo, suponga que se elige hacer un estudio de PIMAX.

**PIMAX
1-AJUSTAR ESCALA
2-COMENZAR ESTUDIO
E-CAMBIAR DE ESTUDIO**

Si presiona 1 (AJUSTAR ESCALA), tendrá:

**1-FACTOR 1
2-FACTOR 2
4-FACTOR 4
. -ACEPTAR**

Presione 1 para que el factor de escala sea 1.
Presione 2 para que el factor de escala sea 2.
Presione 4 para que el factor de escala sea 4.
Presione “.” para aceptar el factor seleccionado y volver al menú anterior.

El factor seleccionado tiene efecto únicamente en la columna luminosa y no altera las curvas de presión almacenadas en memoria.

Si presiona 2 (Comenzar Estudio), tendrá:

**PIMAX 1 CI:123456789
1-INICIAR MANIOBRA
E-CAMBIAR DE ESTUDIO**

“PIMAX 1”, significa que es la maniobra número 1 del estudio elegido (PIMAX). Presione 1, para comenzar la maniobra o E, para cambiar de estudio.

Si la opción elegida es la 1 (INICIAR), tendrá:

**PIMAX 1 CI:123456789
2-DETENER MANIOBRA
ADOUIRIENDO...**

Presione 2 para detener la maniobra; si Ud. no lo hace, PREMAX termina automáticamente la misma a los 30 segundos de iniciada.

Despliegue de resultados de la maniobra para el estudio elegido (PIMAX).

PICO=-110 cm de AGUA
PIMAX=-102 cm AGUA
MESETA=-97 cm AGUA
CALIDAD 82 %

PICO: es la presión máxima inspirada/espirada.
 PIMAX: es el valor de la Presión Inspiratoria MAXima.
 MESETA: es el valor que representa el esfuerzo mantenido por el paciente durante medio segundo.
 CALIDAD: grado de

aceptación de la maniobra.

Si el estudio elegido hubiera sido PEMAX, la presentación sería la misma pero cambiando PIMAX por PEMAX (Presión Espiratoria MAXima) y los valores serían positivos.

En el caso de "SNIFF", sería:

Pnas = -82 cm AGUA
Duracion = 0.36 s
MANIOBRA OPTIMA

Pnas: es la presión máxima nasal durante el "sniff".
 Duración: es la duración de la espiga.
 MANIOBRA ÓPTIMA: maniobra aceptada.

En caso de señal deficiente se indica MANIOBRA NO ÓPTIMA.

PREMAX le brinda la posibilidad de guardar o no la maniobra realizada.

Guardar la maniobra?
1 - GUARDAR
2 - NO GUARDAR

Presione 1 para guardar la maniobra.
 Presione 2 para no guardar la maniobra.

Realizando una nueva maniobra: Para un mismo estudio seleccionado PREMAX le permite almacenar hasta 10 maniobras en memoria. No hay límite para la cantidad de maniobras realizadas no guardadas.

1-NUEVA MANIOBRA
2-FINALIZAR PIMAX

Presione 1 para repetir el estudio elegido (PIMAX).
 Vuelve al menú de "Iniciar Maniobra".
 Presione 2 para finalizar el estudio elegido (PIMAX).

Si la opción es la 2 (FINALIZAR PIMAX), Ud. podrá visualizar las mejores maniobras que tuvo el paciente. PREMAX despliega:

En el caso de PIMAX/PEMAX se mostrarán las dos mejores maniobras (si las hubo).

LA MEJOR EN CALIDAD:
PIMAX -107 cm AGUA
PICO -112 cm AGUA
CALIDAD 95 %

En primer lugar se mostrará la maniobra que tuvo mejor aceptación. La pantalla de resultados permanecerá hasta que Ud. presione una tecla.

LA MEJOR EN PRESION:
PIMAX -121 cm AGUA
PICO -116 cm AGUA
CALIDAD 87 %

Luego se mostrarán los resultados para la maniobra que tuvo mejor PIMAX/PEMAX. Si coincidiera con la de mejor calidad, se muestra una sola como la mejor maniobra.

En el caso de “SNIFF” se verán:

```
LAS 3 MEJORES FUERON
OPTIMA-Pnas=-82 cm
OPTIMA-Pnas=-79 cm
OPTIMA-Pnas=-78 cm
```

Caso 1: si hubo más de 3 maniobras almacenadas, se despliegan las 3 mejores maniobras óptimas. Se mostrarán todas las óptimas si éstas fueron menos de 3.

Caso 2: si hubo 3 o menos maniobras almacenadas, se despliegan todas indicando si fueron o no óptimas.

Descarga de Archivos.

Al seleccionar esta opción, el equipo automáticamente se configurará para poder realizar la descarga de los archivos. PREMAX le indicará que está listo cuando vea el siguiente mensaje:

```
MODO DE
DESCARGA DE ARCHIVOS
```

Antes de realizar la descarga de archivos, Ud. debe considerar los siguientes puntos:

- 1) Haber creado una carpeta llamada Premax en su disco duro (C por ejemplo) para almacenarlos en ella.
- 2) Conectar el equipo a través de un “patchcord” derecho a la red de datos o cruzado si lo conecta a un PC (ver figuras 12.3).
- 3) Saber la dirección IP del equipo.

Desde su PC, abra una ventana de comando DOS (**botón Inicio → Ejecutar → command**), verifique que se encuentra en: **C:\Premax** y ejecute **ftp <dirección IP del equipo>**

```
C:\Premax>
C:\Premax>ftp 192.168.0.1
```

En este momento PREMAX le dará la bienvenida solicitándole nombre de usuario y contraseña.

```
Connected to 192.168.0.1
220
      Bienvenido a PREMAX FTP
      DESCARGA DE ARCHIVOS
      Para obtener ayuda digite help

User (192.168.0.1:(none)): premax
331 Password requerido:
Password:
230 Se ingreso correctamente al sistema.
ftp>
```

Verifique que tiene el (o los) archivo (archivos) ejecutando el comando: **ls**

```
ftp> ls
200 Comando ejecutado exitosamente
150 Estableciendo la conexión en modo ASCII para /bin/ls.
123456789pimax
226 Se completo la transferencia.
ftp: 24 bytes received in 0.07Seconds 0.64Kbytes/sec.
ftp>
```

Los archivos deben transferirse en modo binario. Para ello ejecute en la ventana de comando: **binary**

```
ftp> binary
```

Para descargar los archivos ejecute: **get <nombre del archivo>**

```
ftp> get 123456789pimax
```

Note que 123456789 es el número de paciente cuyos datos de PIMAX se transfieren al PC.

Para finalizar y salir del equipo desde su PC, ejecute: **bye**

```
ftp> bye
221 Finalizando conexión.
```

```
C:\Premax>
```

Para salir del modo “Descarga de Archivos”, apague el equipo y enciéndalo nuevamente.

Para ver la señal en la pantalla del PC, ejecute **Pimax.m** en la ventana de comandos de MatLab luego de posicionarse en la carpeta C:\Premax. Si se trata de PEMAX o “Sniff”, deberá ejecutar **Pemax.m** o **Sniff.m**.

Nota: deberá tener instalado Matlab en su PC.

Configurar el Equipo.

Al elegir esta opción, se despliega el siguiente menú de configuración:

```
1-CALIBRACION
2-IDIOMA
3-PARAMETROS DE RED
```

Presione 1, si desea calibrar el equipo, 2 para seleccionar el idioma, o 3 si desea cambiar la dirección IP del equipo.

Calibración.

```
CALIBRAR PRESION ATM
```

```
Enter - ACEPTAR
otra - CANCELAR
```

Se solicita que deje el conector del tubo libre para adquirir la presión atmosférica. Luego, digite “Enter”.

DIGITE LA PRESION
POSITIVA MEDIDA EN
LA COLUMNA
Y PRESIONE Enter

Ahora genere una presión positiva en su columna y digítela en el equipo. Presione "Enter" al finalizar.

PRESION: 240 cm AGUA

Enter - ACEPTAR
otra - CANCELAR

Si la presión mostrada en la pantalla es correcta, digite "Enter".

DIGITE LA PRESION
NEGATIVA MEDIDA EN
LA COLUMNA
Y PRESIONE Enter

Ahora, genere una presión negativa en su columna y digítela en el equipo. Presione "Enter" al finalizar.

PRESION:-240 cm AGUA

Enter - ACEPTAR
otra - CANCELAR

Si la presión mostrada en la pantalla es correcta, digite "Enter".

DIGITE Enter SI
DESEA GUARDAR ESTA
CALIBRACION

Ya que los parámetros de calibración inciden sobre todos los cálculos realizados en las maniobras, por seguridad, se le pedirá confirmación.

Idioma.

Elija Idioma
1-ESPAÑOL
2-INGLES
E-Salir

Seleccione el idioma de su interés y presione "Enter".

Parámetros de Red.

DIRECCION IP:
192.168.0.1
1-MODIFICAR
2-ACEPTAR

Presione 1, si desea cambiar la dirección IP del equipo.

INGRESE LA NUEVA IP
Y PRESIONE Enter
—

La nueva dirección IP debe ser escrita tal como es, por ejemplo: 10.10.13.1

10.10.13.1
Es correcto?
1-SI
2-NO

Si es la dirección IP que Ud. desea, presione 1. Para modificarla presione 2.

Siga los mismos pasos indicados en la pantalla para modificar el resto de los parámetros (máscara de red y puerta de enlace).

REFERENCIAS.

- [1] L. F. Black y R. E. Hyatt, "Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex", *American Review of Respiratory Disease*, Volumen 99, pp 696-702, 1969.
- [2] M. Green, J. Road, G. C. Sieck y T. Similowski, "Test of Respiratory Muscle Strength", *American Thoracic Society/European Respiratory Society ATS/ERS statement on Respiratory Muscle Testing*, *Am J Respir Crit Care Med*, Vol 166 pp 518-624, DOI: 10.1164/rccm.166.4.518, 2002, <http://www.atsjournals.org>
- [3] A-M Systems Inc., <http://www.a-msystems.com>
- [4] Morgan Scientifica, <http://www.morgansci.com>
- [5] Biodex, <http://www.biodex.com>
- [6] <http://www.medgraphics.net>
- [7] Collins Medical Inc., <http://www.collinsmedical.com>
- [8] C. Uldry y J.W. Fitting, "Maximal values of sniff nasal inspiratory pressure in healthy subjects", *Thorax*, Vol 50, 371-375, <http://thorax.bmjournals.com>
- [9] P. D. Hughes, M. I. Polkey, D. Kyroussis, C. Hannegard, J. Moxham y M. Green, "Measurement of sniff nasal and diaphragm twitch mouth pressure in patients", *Thorax*, 1998, Vol 53, 96-100.
- [10] N. Just, A Mallart, F Bolard y T Pérez, "Sclérose latérale amyotrophique. Prise en charge de l'atteinte respiratoire", *Neurologies*, Mar 2002, Vol 5, pág. 130-133.
- [11] M. B. Chaudri, C. Liu, L. Watson, D. Jefferson y W. J. Kinnear, "Sniff nasal inspiratory pressure as a marker of respiratory function in motor neuron disease", *European Respiratory Journal*, Vol 15: 539-542, 2000.
- [12] A. Herrera de la Rosa y F. García Río, "Exploración funcional de los músculos respiratorios". *Archivos de Bronconeumología*, 36: 146-158, 2000.
- [13] Honeywell, "c15_37, Pressure Sensors 140PC Series, Absolute, Differential, Gage, Vacuum Gage/ Amplified", <http://www.honeywell.com>
- [14] Maxim. "Filter basics: Anti-aliasing. Application note: Analog filter circuits", 2002 <http://www.maxim-ic.com>
- [15] K Lacanette. "A basic introduction to filters - Active, Pasive and Switched Capacitor", Application Note 779. pp 15. National Semiconductor, 1991, <http://www.national.com>
- [16] Maxim, "A filter primer", Application note: Analog filter circuits, 2001. <http://www.maxim-ic.com>
- [17] K. Lacanette, "A basic introduction to filters - Active, Pasive and Switched Capacitor", Application Note 779, pp 20, National Semiconductor, 1991, <http://www.national.com>

- [18] Maxim, "5th-order, zero error, Bessel lowpass filter", Data sheet: MAX281, 19-2760, Rev0, 5/90, <http://www.maxim-ic.com>
- [19] Savant, Roden, Carpenter, "Diseño electrónico. Circuitos y sistemas", Segunda edición. Addison Wesley Iberoamericana, pp 646. 1992.
- [20] J. Karki, "Active low-pass filter design". Application report SLOA049B. pp 6-9 y 14-18, Texas Instruments, 2002, <http://www.ti.com>
- [21] Texas Instruments, SLOS270B, hoja de datos del chip tlv2374, <http://www.ti.com>
- [22] B. Carter, "Selecting the right buffer operational amplifier for an A/D Converter", Application report: SLOA050, pp 5-6, Texas Instruments, 2000, <http://www.ti.com>
- [23] L. Gaddy, "Selecting an A/D converter", Application bulletin SBAA004, Burr Brown, 1995, <http://www.ti.com>
- [24] S Bowling, "Understanding A/D converter performance specifications", Application note AN693, Microchip, 2000, <http://www.microchip.com>
- [25] M. Koen, "High speed data conversion", Application bulletin SBAA045, Burr Brown, 1991, <http://www.ti.com>
- [26] B. Baker, "Programming tricks for higher conversion speeds utilizing delta sigma converters", Application bulletin SBAA005, Burr Brown, 1996, <http://www.ti.com>
- [27] Burr Brown, "Principles of data acquisition and conversion", Application bulletin SBAA051, pp 2, 1994, <http://www.ti.com>
- [28] Burr Brown, "Tips for using the ADS78XX family of A/D converters", Application bulletin SBAA003. 1995, <http://www.ti.com>
- [29] Burr Brown, "Low-power, serial 16-bit sampling analog-to-digital converter ADS7813", Data sheet SBAS043, 1997, <http://www.ti.com>
- [30] Z-World, "Schematic diagram OP6600/6700 series & Rabbit 2000 TCP/IP development kit", Intellicom schematic 090-0095, pp. 3, 2002.
- [31] F. Simini, F. Haim, R. Hernández y R. Suárez, "Proyecto PESOPAC", Núcleo de Ingeniería Biomédica, UDELAR, 2002.
- [32] L. Cicchinelli, Technical support manager, Z-World, Mail 20/01/2003: Short pulses. lcicchinelli@zworld.com
- [33] National Semiconductor, LM319 Dot/Bar display driver, DS007970, hoja de datos del chip LM3914, <http://www.national.com>
- [34] Allegro Microsystems, hoja de datos del chip A6276, <http://www.allegromicro.com>
- [35] <http://www.adimpex.it/Catalogo/Pagine%20collegate/Pag145-147.pdf>.
- [36] <http://www.fabletybertoni.com>.
- [37] Texas Instruments, hoja de datos del chip lm317, <http://www.ti.com>

- [38] Texas Instruments, hoja de datos del chip pt6302, <http://www.ti.com>
- [39] Texas Instruments, hoja de datos del chip cd4053b, <http://www.ti.com>
- [40] Texas Instruments, hoja de datos del chip 74ls04, <http://www.ti.com>
- [41] Z-World, "Rabbit 2000 microprocessor user's manuals", 019-0069-010914-D.
- [42] Z-World, "Intellicom models OP6600 and OP6700 user's manual", 000915-A, Part number 019-0078, 2000.
- [43] Z-World, "Integrated C development system user's manual", 010823-N SE & Premier editions, Part number 019-0071, 1999.
- [44] Texas Instruments, hoja de datos del chip pt4583, <http://www.ti.com>
- [45] Maxim, hoja de datos del chip MAX742, <http://www.maxim-ic.com>
- [46] Honeywell, "Reference and application data. Pressure and force sensor. Selection considerations", c15_104.pdf, <http://www.honeywell.com>
- [47] Honeywell, "Reference and application data. Pressure and force sensor. Output scaling of the 140/160/180 and 240PC series - note #3", c15_110.pdf, <http://www.honeywell.com>
- [48] Honeywell, Sensing and Control Division, Customer Response Center, info.sc@honeywell.com, <http://www.honeywell.com/sensing/>
- [49] Çengel y Bowles, Termodinámica, Relaciones de equivalencia, segunda edición, Editorial Mc Graw Hill, 1996.
- [50]. Gima Italia. Diagnostics Instruments, http://www.gimaitaly.com/database_e/Assets/cataloghi/Diagnostic-instruments2002.pdf
- [51] Productos Médicos de Ana Blanca Bestit Martinez. Distribución y suministro de material médico, lista de precios, <http://www.productosmedicos.net/productos/listaprecios4.htm>
- [52] Micromedical, <http://www.micromedical.co.uk>
- [53] Microdirect. lista de precios <https://www.securehosting.com/SecureForms/sh100006/products.htm>