

ABDOPRE

SISTEMA DE APLICACIÓN Y CONTROL DE PRESIÓN NEGATIVA SOBRE EL ABDOMEN PARA LA REDUCCIÓN DE LA PRESIÓN INTRABDOMINAL

Proyecto plan 97



Núcleo de Ingeniería Biomédica
Facultades de Medicina e Ingeniería
Universidad de la República

Autores:

MARCELO M. DAVID B.
GUILLERMO E. SÁNCHEZ P.
CEDRIC J. ZOPPOLO G.

Tutores:

PROF. AGR. ING. FRANCO SIMINI
ING. DANIEL GEIDO
DR. FRANCISCO PRACCA

Julio 2007

ESTUDIO, PROYECTO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE USO CLÍNICO PARA SATISFACER LOS REQUERIMIENTOS DE LA ASIGNATURA PROYECTO DE FIN DE CARRERA DEL INSTITUTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA.

SETIEMBRE 2005 - JULIO 2007

Agradecimientos

Los estudiantes autores del proyecto ABDOPRE queremos agradecer profundamente a:

- Jorge Machado de Xir Acrílicos por su buena onda, disposición y gran ayuda a la hora de diseñar y fabricar la campana de vacío.
- Sandra Giacosa por su idea y fabricación de la faja de ajuste de la campana.
- Prof. Blas Melissari por aclarar conceptos de la mecánica del abdomen.
- Ing. Jorge Lobo por sus consejos para el diseño del circuito electrónico.
- Raúl Arbiza por aportar los conocimientos derivados de su experiencia industrial para ensamblar el chasis del circuito.
- Departamento de Electrónica de Potencia del IIE por sus aportes para el diseño de la fuente de alimentación.
- Horacio Dardanelli por la implementación del ajuste de la campana de vacío al abdomen.
- Aldo Prepia.
- Familiares, amigos y todos aquellos que apoyaron la realización de este proyecto.

Índice general

Índice general	III
Índice de figuras	x
Índice de cuadros	xi
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Fundamentos	2
1.4. Estado del arte	2
2. Arquitectura y especificaciones	4
2.1. Especificación funcional y prediseño	4
2.1.1. Especificaciones de ABDOPRE	4
2.2. Campana de vacío	5
2.3. Bomba de vacío	6
2.4. Bloque de control	6
2.5. Bloque de interacción con el usuario	7
2.6. Historia clínica del paciente	7
3. Sistema de control automático	8
3.1. Modelo matemático del sistema	8
3.1.1. Variación de la PIA en función de la presión externa	8
3.1.2. Evolución de la presión dentro de la campana	10

3.1.3. Modelo completo	11
3.2. Control predictivo	11
3.3. Control por aproximación a primer grado	12
3.4. Control por seguimiento de patrón	13
3.4.1. Estudio de estabilidad del modelo de control	14
3.4.2. Método por aproximación lineal para el estudio de la estabilidad	14
3.4.3. Análisis de la señal	15
4. Diseño mecánico	18
4.1. Campana de vacío	18
4.1.1. Especificaciones de la campana de vacío	18
4.1.2. Estudios del aumento de la cavidad abdominal	19
4.1.3. Proyecto y construcción de la campana	20
4.2. Mangueras y conectores	20
4.3. Presupuestos	21
4.4. Fantoma	21
4.5. Bomba de vacío	22
5. Implementación del sistema de control	25
5.1. Transductores de presión	26
5.1.1. Consideraciones sobre el transductor	27
5.2. Circuito electrónico	27
5.2.1. PIC	28
5.2.2. Etapa de ganancia	31
5.2.3. Filtrado del ruido	32
5.2.4. Control de la bomba	32
5.2.5. Comunicación con el PC	33
5.2.6. Amplificadores de aislación	33
5.2.7. LEDs indicadores	34
5.3. Alimentación del circuito	34
5.4. Diseño de los PCBs	37

5.5. Caja de ABDOPRE	38
5.6. Diseño e implementación del programa de computadora	44
5.6.1. Modelo predictivo	44
5.6.2. Modelo de aproximación de primer grado	45
5.6.3. Modelo de seguimiento de patrón	46
5.6.4. Diseño de filtro digital	46
5.6.5. Registro de historia clínica	46
5.6.6. Interfaz gráfica con el usuario	47
5.6.7. Comunicación PIC	48
6. Seguridad del paciente	52
6.1. Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano	52
6.2. Norma IEC-60601	53
6.2.1. Clasificación de equipos médicos	53
6.3. Medidas de seguridad eléctrica	53
7. Pruebas y resultados obtenidos	55
7.1. Voltajes de continua en los puntos críticos	55
7.2. Calibración del sistema	55
7.3. Medida del ruido de la etapa de amplificación	56
7.4. Deriva de los transductores en el tiempo	59
7.5. Problemas suscitados y sus soluciones	59
7.6. Corrientes de fuga	60
7.7. Prueba general del sistema de control	60
7.7.1. Prueba de corta duración	60
7.7.2. Prueba de larga duración	61
7.7.3. Aplicación sobre el abdomen de una persona	62
7.7.4. Aplicación sobre paciente en terapia intensiva	62
8. Tiempos y costos	65
8.1. Horas persona	65

8.2. Costos materiales	65
8.3. Presupuesto general	65
9. Mejoras a futuro	69
9.1. Sobre la campana de vacío	69
9.2. Sobre el circuito electrónico	69
9.2.1. Alimentación	69
9.2.2. Comunicación con PC	69
9.2.3. Nuevas alarmas	70
9.2.4. Autoajuste a cero de transductores	70
9.3. Sobre el sistema de control	70
9.3.1. Control a través de la presión de campana	70
9.3.2. Implementación	70
9.4. Programa en PC	70
9.4.1. Interfaz gráfica de usuario	70
9.4.2. Registro de historia clínica	70
10. Conclusiones	72
Bibliografía	75
A. Manual de usuario	76
A.1. Características del equipo	76
A.1.1. Módulo principal	77
A.1.2. Campana de vacío	78
A.2. Instalación del equipo	78
A.2.1. Instalación de la campana sobre el paciente	78
A.2.2. Conexión para la medición de las presiones	79
A.2.3. Conexión con la PC	80
A.3. Utilizando ABDOPRE	80
A.3.1. Interfaz de usuario	80
A.4. Mantenimiento de ABDOPRE	82

A.4.1. Bomba de vacío	82
A.4.2. Transductores	82
A.5. Especificaciones	82
B. Dimensionado de los componentes	84
B.1. Etapa de ganancia	84
B.2. Filtrado del ruido del INA114	85
B.3. Dimensionado de los condensadores de la fuente	86
B.4. Voltaje del secundario del transformador de la fuente	86
C. Firmware del PIC	87
C.1. Código fuente	87
D. Programación de la interfaz de usuario	92
D.1. abdopre_gui.sce	92
D.2. abdopre.sce	98
D.3. compic.sce	98
D.4. contrbomba_difs.sce	104
D.5. lpfs.sce	110
D.6. registrar.sce	112

Índice de figuras

2.1. Esquema del sistema ABDOPRE	5
2.2. Diagrama de bloques de ABDOPRE	6
2.3. Diagrama de bloques del control automático implementado. La PIA instantánea es la variable controlada, mientras que la salida de la bomba es la variable manipulada.	7
3.1. Evolución de la PIA y recta patrón $r(t)$ en prueba con fantoma (ver sección 4.4)	13
3.2. Diagrama de bloques del modelo de control simplificado.	15
3.3. Señal muestreada a $f_s = 30Hz$, sin filtrar.	15
3.4. Espectro de la señal de la figura 3.3.	16
3.5. Evolución de la presión de la campana al aplicarle al sistema un escalón, teniendo como constante de elasticidad la correspondiente a la goma del fantoma más una membrana en paralelo de varias capas de rolopak.	17
3.6. Evolución de la PIA al aplicarle al sistema un escalón, teniendo como constante de elasticidad la correspondiente a la goma del fantoma más una membrana en paralelo de varias capas de rolopak.	17
4.1. Campana de vacío con reborde de silicona vulcanizada.	19
4.2. Fantoma utilizado para las pruebas de ABDOPRE.	22
5.1. Esquema de conexionado de ABDOPRE	25
5.2. Diagrama de flujo del firmware del PIC	30
5.3. Relé AT1RC.	33
5.4. Conexión entre el transductor, el ISO122 y el INA114, con sus respectivas fuentes de alimentación.	34
5.5. Transformador y etapa de rectificación.	35
5.6. Voltaje en los condensadores de rectificación.	36

5.7. Intervalos de voltaje de entrada de los reguladores utilizados.	36
5.8. Circuito de alimentación.	37
5.9. Diseño en EAGLE del PCB del circuito de control.	38
5.10. Diseño en EAGLE del PCB del circuito de la fuente.	39
5.11. Esquema del circuito de control de ABDOPRE.	40
5.12. Foto del circuito de control de ABDOPRE.	41
5.13. Foto del circuito de la fuente interna de ABDOPRE.	41
5.14. Vista frontal de la caja de ABDOPRE.	42
5.15. Vista posterior de la caja de ABDOPRE.	42
5.16. Caja de ABDOPRE. Distribución final de los componenetes.	43
5.17. Andamio de la PIA al aplicar un escalón en la bomba y aproximación por una recta.	45
5.18. Captura de pantalla de la interfaz de usuario	49
5.19. Ejemplo de ambas gráficas de un tratamiento	49
5.20. Diagrama de flujo de la interfaz de usuario de ABDOPRE.	50
7.1. Manómetro utilizado para lograr las calibraciones del sistema.	56
7.2. Gráfica del voltaje de salida del transductor de la PIA.	57
7.3. Gráfica de los bits medidos por el sistema en función de la PIA.	57
7.4. Ruido medido a la salida del INA114.	58
7.5. Ruido medido a la salida del filtro pasabajos del INA114.	58
7.6. Tratamiento de 5 minutos aplicado al fantoma.	60
7.7. Tratamiento de larga duración aplicado al fantoma.	61
7.8. Estado del abdomen en reposo.	62
7.9. Estado del abdomen al ser aplicados $-35mmHg$ en la campana de vacío.	63
7.10. Estado resultante del abdomen al haberle aplicado $-35mmHg$ durante tres minutos.	63
7.11. Aplicación de ABDOPRE sobre un paciente en tratamiento intensivo en el Hospital de Clínicas.	64
8.1. Porcentaje de horas persona dedicadas a cada etapa del proyecto.	66
8.2. Horas persona dedicadas a lo largo del tiempo.	66
A.1. Sistema ABDOPRE	76

A.2. Vista frontal de la caja de ABDOPRE.	77
A.3. Vista posterior de la caja de ABDOPRE.	77
A.4. Campana de vacío.	79
A.5. Vista posterior de la caja de ABDOPRE.	79
A.6. Captura de pantalla de la interfaz de usuario.	80
A.7. Ejemplo de ambas gráficas de un tratamiento.	81
 B.1. Divisor resistivo	 85
B.2. Filtro RC.	85

Índice de cuadros

4.1. Medidas de la expansion del abdomen para diferentes individuos.	20
4.2. Presupuestos para la fabricación de la campana de vacío.	21
4.3. Presupuestos para conectores y mangueras.	21
4.4. Tabla comparativa entre modelos de bomba de vacío.	23
5.1. Tabla comparativa entre modelos de transductores.	26
5.2. Tabla comparativa entre modelos PIC.	28
5.3. Protocolo de comunicación con el PIC.	31
5.4. Tabla comparativa entre modelos de amplificadores de instrtumentación.	32
5.5. Potencia disipada por cada regulador y necesidad o no de un disipador.	37
7.1. Voltajes de continua en puntos críticos.	55
7.2. Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.	56
7.3. Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.	57
7.4. Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.	59
7.5. Problemas sucitados y sus soluciones.	59
8.1. Distribución del esfuerzo de desarrollo de ABDOPRE.	65
8.2. Tabla de costos insumidos en materiales.	67
8.3. Costos de desarrollo de ABDOPRE.	68

Resumen

Fundamentos Los casos de hipertensión abdominal aguda son frecuentes en pacientes de terapia intensiva, pudiendo llegar a valores de hasta 20 mmHg, casos en los que es vital recurrir a cirugía para su reducción abrupta. Evitar llegar a tales casos es objeto de investigación y estudio. Realizar punciones es otro ejemplo de método para reducción de la hipertensión abdominal, que se utiliza en valores desde 12 mmHg hasta 18 mmHg. Varias publicaciones científicas reportan situaciones problemáticas en el sistema cardiovascular y respiratorio del paciente, al reducir abruptamente la presión intrabdominal. A su vez, es de gran interés clínico recurrir a mecanismos de reducción mínimamente invasivos. Existen publicaciones en las que se prueba la eficacia de reducir la presión exterior al abdomen, utilizando cámaras de vacío, con el objetivo de reducir la presión intrabdominal. Pero no se han documentado o publicado implementaciones de un sistema que permita la reducción no abrupta de la misma. [13]

Metodología Se desarrolla un modelo matemático que muestra la relación entre la presión intrabdominal y la presión extrabdominal. Se implementa como solución, la utilización de una campana encima del abdomen, que actúa como cámara de vacío para reducir la presión extrabdominal. Se desarrolla un modelo matemático de la evolución de la presión en la campana en función del tiempo, una vez activado el sistema de vacío. Se implementa un sistema de control para la reducción controlada y lenta de la presión extrabdominal y, por ende, de la presión intrabdominal.

Resultados El sistema fue probado en un fantoma que cumple con las aproximaciones mínimas para simular el abdomen real. Se logró reducir en forma controlada, en tiempo y espacio, la presión intrabdominal, comprobando que el sistema puede ser útil para su utilización en pacientes de terapia intensiva.

Introducción

1.1 Motivación

La esencia del Hospital Universitario se funda en el papel que le brinda el constituir un ámbito académico en el que se crea, concentra, enseña y difunde el conocimiento de los procesos de salud-enfermedad, en el marco del quehacer de la Universidad de la República.

Este proyecto surge a raíz de la inquietud del Hospital de Clínicas por un dispositivo mínimamente invasivo para lograr la disminución de la presión intra-abdominal (PIA) en pacientes de Medicina intensiva. En diversas situaciones clínicas es necesario considerar la aplicación de un dispositivo que permita tales efectos.

Cabe destacar que ante situaciones similares de PIA elevada, se disponía de soluciones invasivas como la punción del abdomen y cirugía, para lograr liberar dicha presión. Sin embargo este método tiene como gran desventaja el peligro que implica al paciente, debido a la posibilidad de infección, la cual, en casos extremos, puede llegar a ser mortal.

Encontramos por lo tanto un gran reto en lograr desarrollar un dispositivo para reducir la hipertensión abdominal aguda, que denominaremos ABDOPRE.

1.2 Objetivos

El objetivo del proyecto es construir un dispositivo que permita disminuir, de forma controlada, la hipertensión intrabdominal aguda de pacientes de Medicina intensiva, utilizando un procedimiento mínimamente invasivo. Este dispositivo será utilizado por personal clínico de Medicina Intensiva que indicará cuál será la presión intrabdominal deseada en el paciente.

Respecto al monitoreo, ABDOPRE despliega en tiempo real el valor de la PIA del paciente. A su vez, también genera el registro detallado y resumido de la aplicación de ABDOPRE para su inclusión en la historia clínica de cada paciente tratado.

En el año 2005, Bloomfield et al [7] y Valenza et al [6], mostraron efectos adversos en el sistema cardiorespiratorio, de la reducción brusca de la presión intrabdominal debido a reducción de presión externa. Por lo tanto, para inocuidad hacia el paciente, se debe llegar a la presión negativa lentamente. Se deberá respetar los criterios de seguridad estipulados para los equipos biomédicos. Esto incluye la seguridad eléctrica del paciente mediante aislación galvánica (según indicado en la norma IEC-60601-1) y aviso de posibles fallas del sistema mediante alarmas fácilmente identificables.

El desarrollo es concebido con perfeccionamientos futuros en mente, que lleven a una futura producción industrial. Es indispensable la realización de un manual de usuario para su correcto y fácil manejo por parte del equipo médico.

1.3 Fundamentos

Desde el año 2000 la presión intra abdominal de pacientes críticos es tomada en cuenta con interés creciente, dado que el tratamiento oportuno de la hipertensión intra abdominal ha mejorado su pronóstico[1]. Sin embargo, este interés tiene orígenes remotos cuya documentación más antigua está fechada en 1858 y que en 1882 refiere a Mosso y Pelacani como los que utilizaron por primera vez una sonda vesical. Numerosas publicaciones sobre el tema aparecen en la década de 1980 hasta que crecen en modo exponencial desde los años 1990, lo que indica la importancia que le atribuye la especialidad. Mientras se está estudiando paulatinamente la etiología de la PIA y su relación con el Síndrome Agudo de Compartimiento (ACS, por su sigla en inglés), las definiciones de los grados de PIA fueron objeto de consensos internacionales [17]. Una PIA superior a 10 mmHg provoca alteraciones del flujo de la vena porta y de las arterias suprahepáticas, aunque sin manifestaciones clínicas, pero si es mantenida por encima de 20 mmHg es perjudicial para los órganos abdominales, con diversas complicaciones que pueden ser evitadas mediante una descompresión abdominal. Una de las vías posibles es la quirúrgica. Se propone en este proyecto lograr efectos similares en forma menos traumática para el paciente mediante la aplicación controlada de presión negativa sobre la piel del paciente. Para tener acceso y por lo tanto controlar la PIA, se utiliza la técnica de medición a través del catéter intravesical de Kron (1983) publicada por Iberti y luego modificada por Cheatham en 1998. El volumen de infusión en el catéter o sonda vesical (Foley) varía de 50 a 100 ml de suero salino, aunque las normas recientes mencionan tan solo 25 ml [17].

La instrumentación de medida de la PIA y los intentos de los investigadores de reducirla mediante aplicación de presión negativa tienen aún poca presencia en la literatura, a pesar de que el concepto es manejado por clínicos de diferentes países. Recién en los últimos 3 años aparecieron publicaciones de aplicación de presión negativa [5] sin que exista documentación de algún sistema que la reduzca en forma controlada evitando los efectos adversos de su disminución brusca. Pensamos por lo tanto que la presentación de ABDOPRE como instrumento de reducción controlada de la presión intra abdominal constituye un aporte original que busca por un lado dotar a los grupos de investigación del instrumento apropiado para avanzar en el conocimiento de la fisiopatología de la PIA y del ACS, con consecuencias directas sobre la asistencia y por otro lado contribuir al desarrollo de tecnologías susceptibles de transferencia a la industria de equipamiento biomédico.

1.4 Estado del arte

La aplicación de presión negativa para el alivio de la hipertensión abdominal es una técnica conocida en la investigación desde hace algunos años [5] [7] [6] [21] con resultados clínicos favorables en pacientes sin problemas de estabilidad hemodinámica [5]. En Estados Unidos de América, se ha registrado una patente sobre el diseño mecánico de un dispositivo para aplicación de presión negativa sobre el abdomen, a fin de reducir la hipertensión abdominal [21]. Pese a la existencia de investigación y experimentos de aplicación de presión negativa, no existen publicaciones en donde se documente la utilización de reducción controlada en tiempo y espacio de la presión intrabdominal. Este procedimiento podría permitir estudiar la factibilidad de utilización de esta técnica para reducir la PIA en pacientes con posible inestabilidad hemodinámica, sin que redunde en una situación clínica desfavorable.

En el año 2003, Franco Valenza et al demuestran en [5] que la hipertensión intrabdominal puede ser disminuida mediante aplicación de presión externa negativa. El estudio fue realizado a pacientes entre 17 y 57 años de edad que se encontraban en terapia intensiva, que no tenían inestabilidad hemodinámica.

Se utilizó el método de medida de la presión intravesical como estimativo de la PIA. Mostraron que generando un vacío externo de igual valor que la PIA y disminuyendo esta presión hasta 10 cmH_2O más, se lograba una disminución de la PIA de unos $8,7 \pm 4,3 mmHg$ e incluso hasta $12 mmHg$ en algunos pacientes. La medida del gasto cardíaco no presentó variaciones significativas.

Sin embargo, en el año 2004, Franco Valenza et al presentan en [6] que la aplicación continua de presión negativa sobre el abdomen causa un aumento del volumen de los pulmones y provoca cambios en la circulación sanguínea en el compartimiento intratorácico.

En el año 2006 se presentan una serie de definiciones respecto a la hipertensión abdominal, su expresión y tratamiento[17]. Entre estas definiciones se encuentran una serie que se relacionan directamente con ABDOPRE:

- La PIA es la presión estable concentrada en la cavidad abdominal.
- La PIA debe ser expresada en mmHg y medida luego de asegurarse que no existen contracciones musculares que la puedan alterar.
- La referencia de medida de la PIA es mediante la presión intravesical.
- La PIA normal en pacientes adultos críticos se encuentra entre 5 y 7 mmHg.
- Hipertensión abdominal es la mantención de la PIA en valores superiores a 12 mmHg.
- La Hipertensión abdominal es graduada de la siguiente forma: Grado 1- 12-15 mmHg, Grado 2- 16-20 mmHg, Grado 3- 21-25 mmHg, Grado 4- > 25 mmHg.

La aplicación de presión negativa para reducción de la hipertensión abdominal está prevista para los grados 1 y 2, ya que para grados superiores se estima mejor los procedimientos quirúrgicos.

Arquitectura y especificaciones

En este capítulo se describe el funcionamiento de ABDOPRE y se presentan las especificaciones iniciales para dicho funcionamiento, muchas de las cuales fueron discutidas y acordadas con el equipo médico del CTI del Hospital de Clínicas.

Se presenta una descripción de los principales bloques funcionales de ABDOPRE, sin entrar en los detalles de implementación particulares de cada uno de ellos. Se describe también el conexionado entre dichos bloques y las señales involucradas.

2.1 Especificación funcional y prediseño

Conceptualmente, ABDOPRE está compuesto por cuatro grandes bloques funcionales: una campana de vacío que se ajusta sobre el abdomen del paciente, un bloque de adquisición de señales y de control, una bomba de vacío, y un bloque de interacción con el usuario, que además se encarga del registro clínico de la aplicación de ABDOPRE.

En la figura 2.1 se observa el diagrama de bloques funcionales; la campana rígida es ajustada sobre el abdomen del paciente mediante una faja con velcro® en sus extremos. Dentro de la campana se genera una presión negativa mediante la bomba de vacío, lo que hace que aumente la altura de la pared abdominal y, por lo tanto, el volumen dentro del abdomen y se reduzca la PIA. La presión en la campana de vacío es medida mediante un transductor. La presión intrabdominal se obtiene mediante un catéter intravesical que se conecta a otro transductor. Estas señales son recibidas por un bloque de control que comanda la bomba de vacío. Los datos son adquiridos por el bloque de control, desplegados a través de una interfaz de usuario y registrados en la historia clínica del paciente.[21]

2.1.1. Especificaciones de ABDOPRE

Como ya se mencionó, muchas de las especificaciones de funcionamiento fueron discutidas con los médicos del CTI que utilizarán el equipo. Éstas son:

- La presión final en la campana de vacío debe ser alcanzada de forma lenta; esto es en el entorno de treinta minutos.
- El médico tratante elige la presión final y el tiempo para que se alcance dicha presión. La presión final estará en el entorno de valores de PIA menores a grado I [17] (entre 6 mmHg y 12 mmHg).
- El vacío en la campana de vacío no debe superar los 50 mmHg.

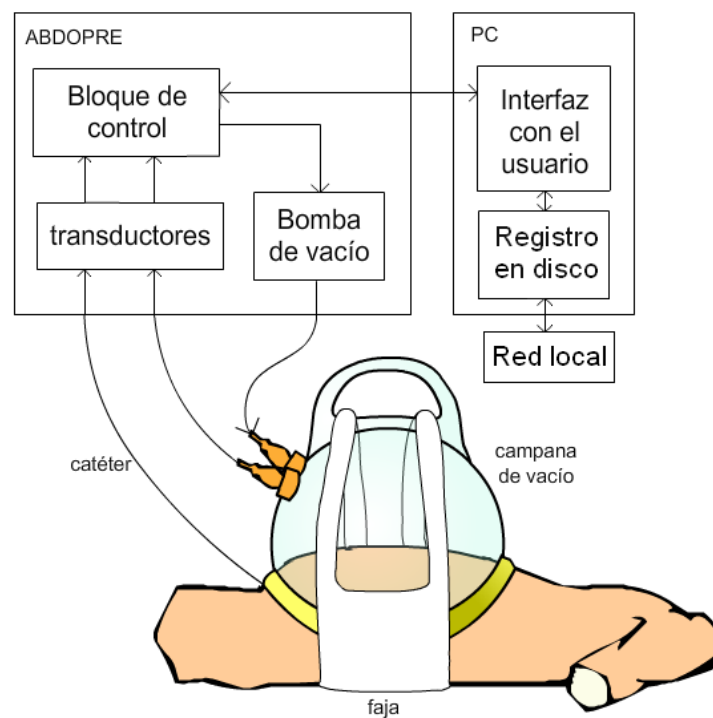


Figura 2.1: Esquema del sistema ABDOPRE

- Si la PIA inicial es mayor a 20 mmHg, ABDOPRE no se aplica.
- Si el sistema de control detecta que la bomba debe estar encendida por más de 5 s, dispara una alarma, ya que se puede deber a desajustes de la campana o un abdomen muy rígido.

El funcionamiento de ABDOPRE, observando la figura 2.1, es el siguiente:

- La presión intrabdominal es medida mediante el catéter de Korn [14].
- El sistema de control enciende o apaga la bomba para llegar a la PIA buscada.
- El programa de computadora registra y grafica las presiones de campana y PIA.
- El programa de computadora tiene una interfaz gráfica de usuario (GUI) para determinar la PIA deseada, el tiempo de aplicación, indicar PIA y presión de la campana instantáneas.
- El sistema de control tiene opciones de parada de emergencia y pausa.

2.2 Campana de vacío

La campana de vacío es un recinto rígido, con forma semiesférica, que se ajusta herméticamente sobre el abdomen del paciente; está conectada a la bomba de vacío, la cual le succiona aire del interior, generando así un vacío parcial, lo que hace que se reduzca la presión sobre el abdomen. La campana está conectada también al bloque de control, el cual adquiere el valor de la presión dentro de la misma.

Los detalles sobre el diseño y la construcción de la campana de vacío se dan en la sección 4.1.

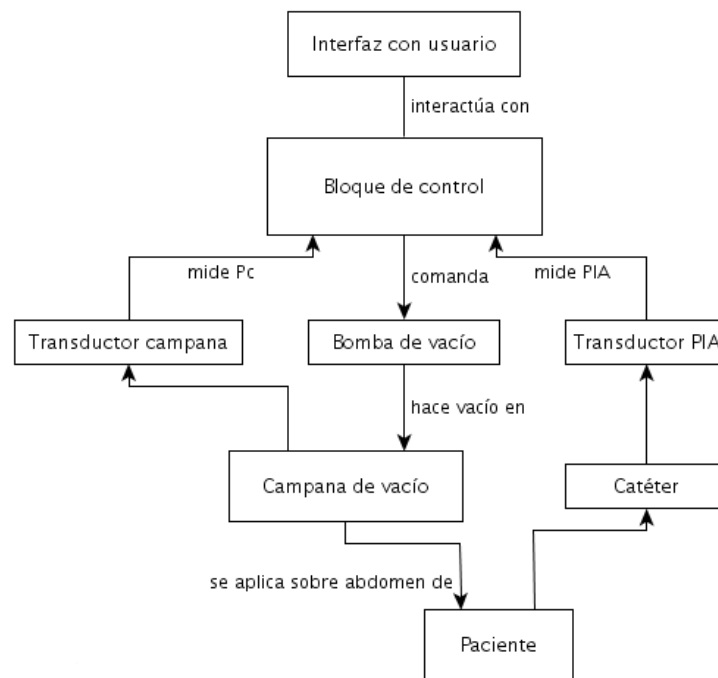


Figura 2.2: Diagrama de bloques de ABDOPRE

2.3 Bomba de vacío

La función de la bomba de vacío es succionar aire del interior de la campana para generar el vacío requerido. La bomba es comandada mediante el bloque de control y no requiere ser muy potente ya que el vacío buscado no debe alcanzarse rápidamente.

Los detalles sobre la elección de la bomba de vacío y sus especificaciones se dan en la sección 4.5.

2.4 Bloque de control

La PIA deseada y el tiempo de tratamiento son las entradas del bloque de control. La PIA instantánea del abdomen debe convertirse en tensión mediante un transductor y realimentarse al controlador para que pueda compararse con la entrada y de esta forma hacer funcionar la bomba para controlar la PIA instantánea, cerrando el lazo.

En este diseño, la variable controlada es la PIA del paciente, mientras que la variable manipulada (es decir la variable que el controlador modifica para afectar la variable controlada) es la condición de encendido y apagado de la bomba de vacío.

Este bloque también se encarga de determinar si se está ante una falla del sistema, encendiendo entonces una alarma para dicho evento.

La figura 2.3 muestra un diagrama de bloques del sistema ABDOPRE implementado.

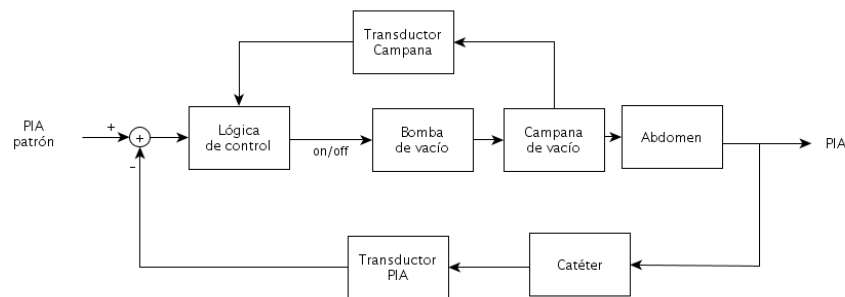


Figura 2.3: Diagrama de bloques del control automático implementado. La PIA instantánea es la variable controlada, mientras que la salida de la bomba es la variable manipulada.

2.5 Bloque de interacción con el usuario

Este bloque es el encargado de la interfaz con el usuario (médico, enfermero, etc.). Mediante una GUI especialmente desarrollada, el usuario ingresa los parámetros de funcionamiento de ABDOPRE, como ser el tiempo de aplicación, la PIA deseada, datos del paciente y observaciones del equipo médico.

Este bloque también se encarga de desplegar en pantalla, constantemente, los valores instantáneos de las presiones medidas. A su vez, despliega las eventuales alarmas que puedan suceder.

2.6 Historia clínica del paciente

La función de este módulo, incluido dentro del bloque de interacción con el usuario, es llevar un registro de los datos del paciente que está siendo tratado. Esto incluye todos los valores de presiones que sean medidos a lo largo de la aplicación de ABDOPRE así como los datos personales del paciente y de los médicos tratantes y/o técnicos. La historia clínica quedará registrada en disco duro compartido para ser accesible mediante una red local. Se debe prever una capacidad de disco duro acorde a estas necesidades.

Para el registro de toda la historia clínica se utiliza la norma NAS-Montevideo, desarrollada por docentes y profesionales uruguayos desde sus diferentes lugares de trabajo en el mundo [4].

Sistema de control automático

En este capítulo se presenta el modelado matemático del sistema mecánico completo y distintas implementaciones del sistema de control automático de ABDOPRE; el cual cumple con las especificaciones anteriormente descritas. Se proponen tres estrategias de control basados en: la parametrización de la curva de reducción de la PIA, aproximación lineal del modelo matemático y seguimiento de un patrón de reducción. Los tres métodos presentan una serie de ventajas y desventajas, concluyéndose que el óptimo, para el alcance de este proyecto, es el de seguimiento de patrón.

3.1 Modelo matemático del sistema

3.1.1. Variación de la PIA en función de la presión externa

Relación entre variación de presión externa y variación de volumen del abdomen

Se considera el abdomen como un cuerpo que cumple las ecuaciones de compresibilidad isotérmica; esto es: $\beta_T = -\frac{1}{V} \left(\frac{\partial V}{\partial P} \right)_T$; siendo β_T la constante de compresibilidad adiabática del cuerpo. La propiedad de isotérmica, viene dada por la suposición de que la temperatura interna del cuerpo no varía. También se verá más adelante la importancia de considerar constante la temperatura ambiente.

Primero, se probará la aproximación de que la variación del volumen dentro de la campana es directamente proporcional a la variación de presión en la misma, que es lo mismo que decir que la variación de volumen del abdomen, es directamente proporcional a la variación de presión externa del abdomen.

Sea β_T tal que:

$$\beta_T = -\frac{1}{V_a} \left(\frac{\partial V_a}{\partial P} \right)_T \quad (3.1)$$

donde V_a es el volumen del abdomen, P la presión externa sobre el abdomen y T la temperatura del mismo. Suponiendo que la temperatura del abdomen permanece constante, se tiene que:

$$\beta_T \cdot dP = -\frac{dV_a}{V_a} \quad (3.2)$$

Integrando:

$$\beta_T \cdot \Delta P = -\log \left(\frac{V_{a_0} + \Delta V_a}{V_{a_0}} \right) \quad (3.3)$$

Suponiendo que $\Delta V_a \ll V_{a_0}$ se obtiene:

$$\beta_T \cdot \Delta P = -\left(\frac{V_{a_0} + \Delta V_a}{V_{a_0}} - 1 \right) = -\left(\frac{\Delta V_a}{V_{a_0}} \right) \quad (3.4)$$

Es evidente que el aumento de volumen del abdomen es el descenso de volumen de la campana; esto es: $dVa = -dVc$. Por lo tanto:

$$\beta_T \cdot \Delta P = \left(\frac{\Delta Vc}{Va_0} \right) \quad (3.5)$$

Sea $K = \frac{1}{\beta_T Va_0}$, por lo tanto se llega a:

$$K \cdot \Delta Vc = \Delta P \quad (3.6)$$

Concepción del modelo del abdomen

En este estudio, se entiende al abdomen como un cuerpo cubicoide, cuya única pared no rígida es la superior. La no rigidez de esta pared, permite entender al abdomen como un cuerpo compresible en dirección vertical. Esta concepción aún permite la validez de las ecuaciones anteriores.

La presión externa del abdomen, se ejercerá entonces, encima de esa pared. Nuestro dispositivo consta de una campana que se coloca encima de esta pared y, por lo tanto, la presión externa del abdomen será la presión interna de la campana.

El abdomen contiene una mezcla de líquidos, gases y tejido adiposo, que puede ser modelado para simplificar, como una mezcla de gas ideal y agua, permitiendo tener entonces las características de un cuerpo compresible. La proporción de agua y gas existente determinará los valores de las constantes de compresibilidad vistas en la parte anterior.

Parámetro K y proporcionalidad directa entre ΔPIA y ΔP_C

En lo siguiente se llamará P_C a la presión dentro de la campana de vacío o, lo que es lo mismo, la presión externa al abdomen.

De la ecuación 3.6, se puede modelar el sistema mecánico como un recipiente con un émbolo asociado a un resorte externo. Este recipiente contiene una sustancia o conjunto de sustancias que soportan una presión dada por la compresión del resorte y la presión externa.

La constante K es igual a la inversa del producto de $\beta_T \cdot Va$. Lo que significa que depende de la composición interna del abdomen y su pared elástica (dependencia de β_T). A su vez, queda claro que K es una medida de la rigidez del abdomen: si $K = +\infty$, entonces no habrá variación de volumen mientras que la variación de presión sea finita.

Suponiendo una mezcla de aire y gas dentro del abdomen, al variar P_C , la presión ejercida disminuye, por lo que aumenta el volumen del cuerpo debido a la expansión del gas, y eso implica que la presión del gas dentro del cuerpo también disminuye. Dado que la presión que soporta el gas es la misma PIA, debido a equilibrio mecánico, la disminución de la presión de este gas, es la disminución de la PIA.

El gas dentro del abdomen (considerado gas ideal) cumple la ecuación de los gases ideales: $PIA \cdot V = m \cdot R \cdot T$ siendo PIA la presión soportada por el gas, $T = 300K$, m la masa de gas y R la constante universal de los gases ideales. De aquí se tiene que:

$$dPIA = -\frac{m \cdot R \cdot T}{V^2} \cdot dV \quad (3.7)$$

Siendo V, el volumen del gas y dV el aumento de volumen del gas y por lo tanto del abdomen, ya que el líquido lo consideramos incompresible. Por lo tanto, de la ecuación 3.6, se obtiene:

$$dPIA = -\frac{m.R.T}{V^2} \cdot \frac{-dP_C}{K} \quad (3.8)$$

El signo negativo en dP_C viene dado porque la disminución de volumen en la campana (V_C) es el aumento de volumen del gas del abdomen. Si mantenemos la suposición de que $V \gg dV$ entonces se ve que:

$$dPIA = C.dP_C \quad (3.9)$$

Siendo $C > 0$.

3.1.2. Evolución de la presión dentro de la campana

A continuación se desarrolla el modelo matemático de la evolución de la presión dentro de la campana al encenderse la bomba de vacío.

La bomba de vacío tiene como características principales, el caudal (definido como el volumen eyectado por unidad de tiempo a la atmósfera a $P_0 = 1Atm$), y el vacío máximo que puede generar la misma.

Dado que se modela el aire como un gas ideal diatómico, tenemos que:

$$P_C(t).V_C(t) = n(t).R.T \quad (3.10)$$

siendo $V_C(t)$ y $P_C(t)$ el volumen y la presión interior de la campana respectivamente. El caudal $q(t)$, propiedad de la bomba, puede escribirse entonces según la siguiente ecuación:

$$q(t) = -\dot{n}(t) \frac{R.T}{P_0} \quad (3.11)$$

donde $n(t)$ representa el número de moles de gas dentro de la campana. El signo negativo indica la disminución de la cantidad de gas dentro de la campana, que es lo mismo que el caudal de salida de la bomba (variación de volumen respecto al tiempo).

Recordando la ecuación 3.6, donde V_0 es el volumen inicial dentro de la campana y P_0 la presión inicial, se tiene:

$$k.(V_C(t) - V_0) = P_C(t) - P_0 \quad (3.12)$$

Derivando la ecuación 3.10, se obtiene:

$$\frac{d}{dt}(P_C(t).V_C(t)) = \dot{P}_C.V_C(t) + P_C.V_C(t) = \dot{n}(t).R.T \quad (3.13)$$

Sustituyendo 3.12 y su derivada en la ecuación 3.13, así como $n(t)$ determinada por la ecuación 3.11 se deduce que

$$\dot{P}_C \left(V_0 - \frac{1}{k} (P_0 - P_C(t)) \right) + \frac{1}{k} P_C(t). \dot{P}_C(t) = -q(t).P_0 \quad (3.14)$$

$$\left(V_0 - \frac{P_0}{k}\right) \dot{P}_C(t) + \frac{2}{k} \dot{P}_C(t) - P_C(t) = -q(t) \cdot P_0 \quad (3.15)$$

Para obtener una expresión para $q(t)$ se toma en cuenta el parámetro β de la bomba de vacío, el cual determina el vacío máximo que puede generar y que está definido tal que se cumple:

$$q(t) = q_0 + \beta \cdot (P_C(t) - P_0) \quad (3.16)$$

Cuando $q(t)$ llega a 0_s^L , la bomba no sigue extrayendo aire, no disminuyendo la presión del recinto. Se dice entonces que la bomba generó el máximo vacío que puede.

Por último con las ecuaciones 3.15 y 3.16 se llega a la siguiente expresión de la variación de la presión dentro de la campana de vacío

$$\dot{P}_C(t) = \frac{\beta \cdot P_0 (P_0 - P_C(t)) - q_0 \cdot P_0}{\frac{2}{k} P_C(t) + V_0 - \frac{P_0}{k}} \quad (3.17)$$

Esta ecuación no es resoluble mediante métodos analíticos.

3.1.3. Modelo completo

En esta subsección, se desarrolla el modelo completo de la evolución de la P_{IA} , al aplicarse ABDOPRE, de forma continua.

Integrando la ecuación 3.9, se obtiene el siguiente resultado:

$$\int_{t_0}^t \dot{P}_C \cdot dt = P_C(t) - P_0 = \frac{1}{C} \int_{t_0}^t \dot{P}_{IA} \cdot dt = \frac{1}{C} (P_{IA}(t) - P_{IA_0}) \quad (3.18)$$

Substituyendo 3.18 en 3.17, se obtiene:

$$\dot{P}_{IA}(t) = \frac{\beta \cdot P_0 (P_{IA_0} - P_{IA}(t)) - q_0 \cdot P_0 \cdot C}{\frac{2}{K \cdot C} (P_{IA}(t) - P_{IA_0}) + V_0 + \frac{P_0}{K}} \quad (3.19)$$

Siendo ésta, la ecuación de evolución de la PIA al aplicarse ABDOPRE en forma continua.

3.2 Control predictivo

La estrategia de control predictivo busca controlar el sistema mediante predicción de su evolución basado en los valores adquiridos anteriormente y los parámetros del sistema, dados por la ecuación 3.19.

Los parámetros del sistema son: β , P_0 , q_0 , C , K , V_0 . Siendo P_0 conocido, quedan cinco parámetros para determinar numéricamente. Sin embargo, si se observa la ecuación, pueden definirse otro vector de parámetros $X_{1..5} = [\beta, q_0 \cdot C, \frac{1}{K \cdot C}, V_0, \frac{1}{K}]$. Sin embargo es fácil ver que este sistema tiene la forma $A \cdot X = 0$. Esto quiere decir que $X = [0, 0, 0, 0, 0]$ es solución del sistema. Como además sabemos que estos parámetros físicos tienen valores no nulos, se ve que el sistema antes planteado tiene infinitas soluciones.

Esto muestra una imposibilidad de encontrar los valores físicos reales para estos parámetros, a menos que se conozca con exactitud el valor de alguno de ellos.

Un valor conocido es el q_0 de la bomba, ya que viene dado en la hoja de datos de la misma. Dado que en la ecuación está multiplicado por C , definimos un nuevo conjunto de parámetros, multiplicando y dividiendo entre $\frac{1}{C}$, que es el siguiente, ya que q_0 es conocido:

$$X_{1..4} = [\frac{\beta}{C}, \frac{1}{K.C^2}, \frac{V_0}{C}, \frac{1}{K.C}] \quad (3.20)$$

Para verificar la aplicabilidad de esta técnica, se desarrolló un código para generar $P_C(t)$ a partir de valores de los parámetros, totalmente arbitrarios (ver 5.6.1). A su vez, se desarrolló una función que toma como entrada los valores numéricos de la solución de la ecuación diferencial, y busca a partir de aproximación por mínimos cuadrados, determinar los valores de los parámetros. Se comprueba que dicha función devuelve los valores elegidos.

Una segunda prueba fue sumarle a la señal devuelta por la primera función, un ruido blanco de media nula y amplitud mil veces menor al máximo valor de la señal. En este caso la función de aproximación de mínimos cuadrados, devuelve valores muy disímiles a los elegidos. Sin embargo, al intentar simular la señal nuevamente, con estos valores devueltos, se comprueba que la diferencia con la señal original es del orden de la amplitud del ruido introducido.

La desventaja que presenta este sistema es la necesidad de una calibración previa con cada paciente. Se probó realizar la calibración con el fantoma, tomando distintos lapsos de adquisición de señal de la presión. Para tiempos cortos, la calibración devolvía parámetros que determinaban curvas muy disímiles a la curva real, si bien al ir extendiendo estos lapsos la curva determinada por los parámetros se aproxima a la curva real. Esto implica que para una correcta calibración del sistema, es preciso dejar un tiempo prolongado aplicado sobre el paciente, lo que reduce demasiado la PIA y va en contra de la idea central del proyecto.

3.3 Control por aproximación a primer grado

Al apreciar la señal devuelta por el sistema, se ve que la evolución puede aproximarse a una recta (ver sección 5.6.2). En este caso, el sistema de control, el sistema de control enciende la bomba un tiempo predeterminado, adquiere los valores de la PIA, realiza una aproximación a una recta y calcula el tiempo estimado que demorará en llegar a la PIA deseada. Si este tiempo es menor que el tiempo deseado (dependiendo de la potencia de la bomba, la rigidez del abdomen y las pérdidas), se controla el Ciclo de Trabajo de la bomba (en una base de 10 s), a fin de ir disminuyendo paulatinamente la PIA hasta llegar a la deseada en el tiempo indicado por el médico (la secuencia que se sigue aparece en la sección 5.6.2).

En caso de no existir pérdidas, podría decirse que el ciclo de trabajo cumpliría la siguiente ecuación:

$$CT = \frac{t_{estimado}}{t_{querido}} \quad (3.21)$$

Las pérdidas dependen de la diferencia de presión existente entre la atmósfera y la campana: a mayor diferencia de presión mayores pérdidas existirán. Esto implica que a medida que se llega a la PIA final, el Ciclo de Trabajo será mayor.

En las pruebas con el fantoma, el sistema llega a disminuir sobre el final casi 2 mmHg en el último ciclo de trabajo, al dejar la bomba encendida los 10 s. Esto no es lo que se busca, ya que 2 mmHg puede generar los problemas que se quieren evitar con ABDOPRE.

3.4 Control por seguimiento de patrón

En la búsqueda de la solución al problema anterior, se encontró una solución más sencilla, insensible a las pérdidas y que evita la disminución abrupta de la PIA.

En primer término, el sistema genera un patrón de reducción rectilíneo; es decir, una recta $r(PIA, t)$, cuya ecuación es:

$$r(t) = -\frac{(PIA_0 - PIA_f)}{t_{querido}} \cdot t + PIA_0 \quad (3.22)$$

Donde PIA_0 es la PIA inicial, PIA_f la PIA buscada y $t_{querido}$ es el tiempo querido para la reducción.

El funcionamiento de la bomba está controlado por la ecuación 3.22 y la diferencia máxima de presión admisible por el sistema. Es decir:

$$PIA(t) > r(t) + \Delta PIA_{max} \Rightarrow Encender Bomba$$

$$PIA(t) < r(t) - \Delta PIA_{max} \Rightarrow Apagar Bomba$$

Donde $\Delta PIA_{max} = 0,4 mmHg$, valor acordado con el médico a cargo del proyecto.

Esta estrategia independiza al sistema de las pérdidas y de la velocidad de las mismas y, al mismo tiempo, lo independiza del valor del caudal de la bomba q_0 , controlando simplemente mediante en valor actual de la PIA y los parámetros internos del sistema. El funcionamiento correcto depende exclusivamente de que el caudal de la bomba sea mayor a la entrada de aire a la campana por filtraciones (causa de una posible alarma).

La figura 3.1 muestra una gráfica de la evolución de la PIA junto con la gráfica de la recta patrón (ver 5.6.3).

Por eficiencia y sencillez, se decidió utilizar esta estrategia de control en ABDOPRE.

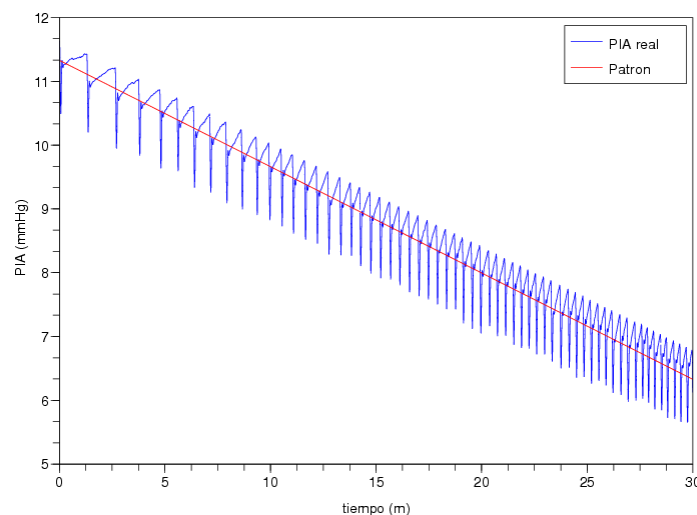


Figura 3.1: Evolución de la PIA y recta patrón $r(t)$ en prueba con fantoma (ver sección 4.4)

3.4.1. Estudio de estabilidad del modelo de control

El estudio de la estabilidad del modelo de control utilizado es importante a la hora de prever un posible funcionamiento no deseado del sistema. El modelo de seguimiento de patrón, presenta una estrategia de control llamada On/Off; este control no posee una función de transferencia $H(s)$ al no ser un sistema lineal.

La estabilidad puede estudiarse aplicando la definición de la misma: *Un sistema es estable si y sólo si para toda entrada acotada la salida es también acotada.*

Como fue descrito antes, el sistema tiene como entradas la PIA final buscada, el tiempo de aplicación y la PIA inicial del paciente y la salida es la PIA instantánea. Dentro del uso nominal del sistema, la entrada será siempre acotada. Se debe demostrar entonces que la PIA instantánea siempre será acotada con estas entradas.

El sistema analiza el valor de la PIA instantánea, comparándolo con valores calculados a partir de la entrada del sistema (patrón) y decide si encender o apagar la bomba de vacío. Si la PIA está por encima del valor límite debido, la bomba se enciende; de los modelos matemáticos descritos en 3.1.3, se muestra que al encenderse la bomba, la PIA comienza a descender de acuerdo con la ecuación 3.19. Al descender la PIA, el sistema verifica que ésta no disminuya por debajo de cierto límite. Al llegar a dicho límite, la bomba se desconecta, pudiéndose mantener constante o bien aumentar debido a las filtraciones de aire hacia la campana. En este caso, el sistema vuelve a comprobar que la PIA no supere cierta cota superior.

De esta forma, se muestra que la salida del sistema siempre estará dentro de valores acotados conocidos; es decir, el sistema tiene salida acotada y entrada acotada en todo momento. Se demuestra así que el sistema se puede considerar BIBO Estable (salida acotada con entrada acotada) [12].

3.4.2. Método por aproximación lineal para el estudio de la estabilidad

Un método alternativo para el estudio de la estabilidad del sistema de control consiste en realizar ciertas aproximaciones en algunos de los bloques, con el objetivo de obtener un sistema lineal y más sencillo.

En este análisis, se toma como entrada la velocidad (derivada) con que se quiere que baje la PIA ($\dot{PIA}_D$) y el tiempo buscado para bajarla; la salida es la velocidad instantánea a la cual varía la PIA ($\dot{PIA}$). De la figura 2.3 podemos realizar las siguientes suposiciones:

- El flujo de la bomba es regulable por voltaje, con una relación de proporcionalidad, y no depende de la presión
- La variación de la PIA es proporcional a la variación de la presión de la campana 3.9
- El volumen de la campana es constante

La transferencia de la campana se obtiene utilizando la ecuación de los gases, llegando a la ecuación 3.23.

$$\dot{P}_C = -\frac{f(t) \cdot P_0}{V_C} \quad (3.23)$$

Suponiendo que la transferencia de la lógica de control es una constante de proporcionalidad entre la señal de error y la señal de control de la bomba, se obtiene un sistema como el de la figura 3.2

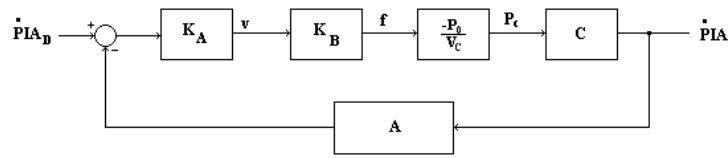


Figura 3.2: Diagrama de bloques del modelo de control simplificado.

Se observa que es un sistema sin polos, por lo que se demuestra que el sistema es estable.

3.4.3. Análisis de la señal

Para el diseño del filtro digital es necesario estudiar el ancho de banda de la señal. Mediante el teorema de Shannon-Nyquist se determina la frecuencia de muestreo mínima necesaria. Dicho teorema postula que si el ancho de banda de la señal a muestrear es acotada por f_N las muestras tomadas a $f_s > 2 \cdot f_N$ representan completamente dicha señal.

El análisis del ancho de banda de la señal debe realizarse mediante una aproximación empírica al no contar con un método para calcularla teóricamente. Para esto, se hace funcionar el sistema de control con la señal ruidosa sin filtrar, para así tener ejemplos del andamio de la señal (figura 3.3). Una vez obtenida la señal, se le aplica una FFT (Fast Fourier Transform) para obtener su espectro de frecuencia. Estimada la frecuencia a la cual el módulo es mil veces menor al módulo en la frecuencia central (para este caso cercana a $0Hz$), se toma como el ancho de banda de la señal en doble de su valor, estimando la frecuencia a la que llega el primer lóbulo de la ventana de tiempo. Del modelo matemático descrito en la sección 3.1.1, se desprende que ambas presiones están vinculadas por una constante de proporcionalidad, por lo que ambas señales tendrán el mismo ancho de banda. El valor del ancho de banda está en el entorno de los $0,4Hz$ para ambas señales de presión (campana y PIA) como se observa en la figura 3.4.

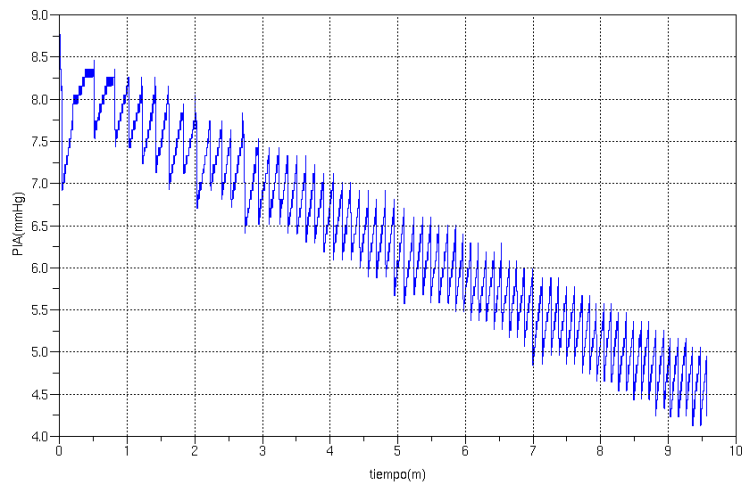


Figura 3.3: Señal muestreada a $f_s = 30Hz$, sin filtrar.

Del valor del ancho de banda, se puede determinar que la frecuencia de muestreo mínima necesaria es de $0,8Hz$. Sin embargo, utilizar esta frecuencia de muestreo implicaría que la bomba permaneciera

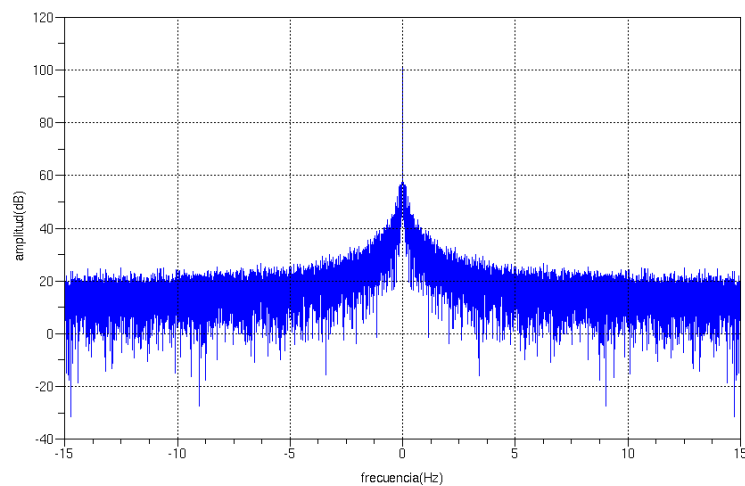


Figura 3.4: Espectro de la señal de la figura 3.3.

encendida al menos 1s en cada ciclo de trabajo; la bomba encendida durante más de 1s hace disminuir considerablemente la presión en la campana, excediendo el límite de tolerancia del modelo de seguimiento de patrón (ver sección 3.1.2), sin poder llegar a controlar la PIA en el rango deseado. Para evitar esto, se utiliza una frecuencia de muestreo mayor de valor variable. Para las pruebas preliminares se utilizó $f_s = 30\text{Hz}$, dado que se desconocía a priori cómo variaría la PIA en función la presión de la campana, es decir: se desconoce a priori el valor de la constante de proporcionalidad (ver ecuación 3.9).

Filtro digital

Debido a que la frecuencia de muestreo es un parámetro a determinar del sistema a través de diversas pruebas en la etapa de investigación, es preciso que el modificar dicha frecuencia no implique al usuario recalcular los coeficientes del filtro digital. Para ello se implementa en el software el uso de una función que con cada ejecución calcula automáticamente los coeficientes del filtro digital basado en el ancho de banda y la frecuencia de muestreo como parámetro. Esto significa la facilidad de simplemente cambiar la frecuencia de muestreo, sin necesidad de preocuparse por los coeficientes del filtro digital.

Ruido por imprecisión del conversor A/D

Debido a que el conversor A/D del PIC es poco preciso, se estudia un método para mejorar su precisión; se entiende por precisión la capacidad del instrumento de repetir una misma medida para el mismo estado físico a medir. Para lograr esta mejora, se utilizan técnicas estadísticas de tendencia central; esto es, se repite la medición más de diez veces, se calcula la media o la mediana y se toman estos valores como la medida a utilizar. En las figuras 3.5 y 3.6 se observa la evolución de la presión de la campana y la PIA, respectivamente, al aplicarle al sistema una señal escalón. Esto corresponde a prender la bomba de vacío durante 20 segundos y luego apagarla. Dichas gráficas comparan los datos muestreados a $T_s = 1\text{seg}$ con aquellos con repetición de la medida de quince veces y aplicándoles a dichos valores obtenidos el cálculo de media o mediana, como se indica en las figuras 3.5 y 3.6.

Aplicando la media, se consideró que se consigue el mejor resultado, ya que permite evitar el error introducido por el conversor A/D del PIC en el bit menos significativo. Aplicar la mediana también es útil pero con una menor precisión que la media.

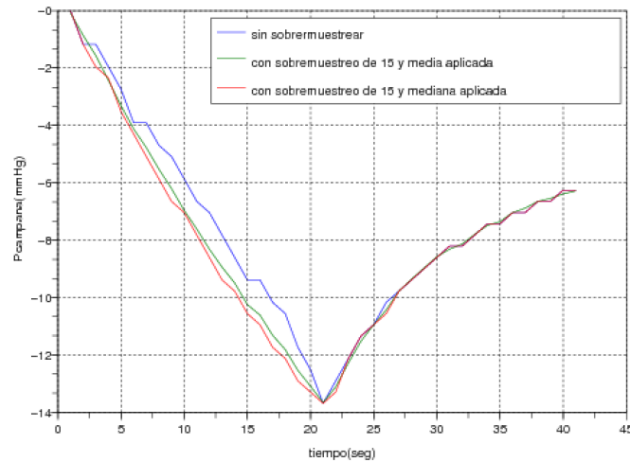


Figura 3.5: Evolución de la presión de la campana al aplicarle al sistema un escalón, teniendo como constante de elasticidad la correspondiente a la goma del fantoma más una membrana en paralelo de varias capas de rolopack.

Como se observa en ambas gráficas, luego de apagar la bomba de vacío los valores de ambas presiones no se mantienen. Esto es debido a filtraciones de aire a la campana. Es de notar el andamio aproximadamente lineal que presenta la PIA (figura 3.6) en el intervalo de los primeros veinte segundos en los cuales la bomba de vacío está prendida.

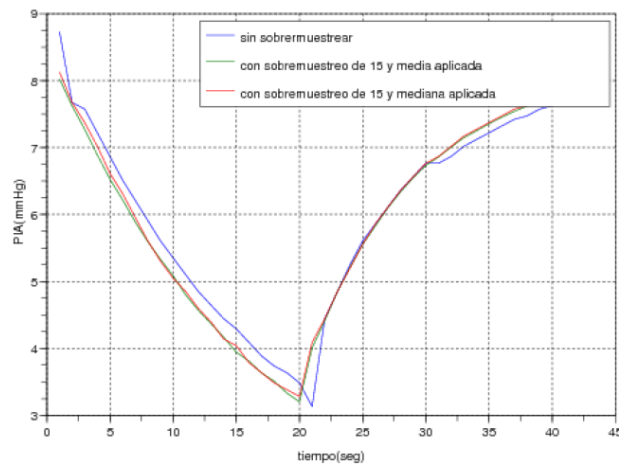


Figura 3.6: Evolución de la PIA al aplicarle al sistema un escalón, teniendo como constante de elasticidad la correspondiente a la goma del fantoma más una membrana en paralelo de varias capas de rolopack.

Diseño mecánico

En este capítulo se presenta el estudio y la implementación de las diversas partes mecánicas que componen ABDOPRE, como son la campana de vacío, la bomba de vacío y las distintas conexiones entre ellas. Se realiza un estudio de los componentes que debieron ser fabricados y adquiridos para lograr satisfacer los requerimientos mecánicos.

4.1 Campana de vacío

La campana de vacío es un dispositivo rígido a ser colocado encima del abdomen del paciente, cubriéndolo en toda su superficie, dentro del cual se genera una presión negativa respecto a la atmosférica, para lograr disminuir la PIA.

En esta sección se presentan los requerimientos y las especificaciones para la campana de vacío, y se presentan las decisiones que se tomaron a la hora de su fabricación.

4.1.1. Especificaciones de la campana de vacío

La siguiente es una lista de las especificaciones de la campana de vacío:

Rigidez. Debe ser construida por un material lo suficientemente rígido, de forma tal que soporte la diferencia de presión sin deformación alguna. Basados en documentación existente, se concluyó que la campana debe soportar un vacío de 50mmHg.

Peso y tamaño. Esta campana debe tener un peso lo suficientemente bajo, para que su colocación no moleste al paciente y no haga aumentar la PIA debido a su propio peso, en situación de reposo. A su vez, debe tener una altura cómoda para que no interfiera con los otros instrumentos existentes en el Medicina intensiva, y no implique complicaciones en su colocación y guardado. En conversaciones con el Dr. Pracca, se decidió que el peso de la campana no supere 1 kg.

Transparencia. Para poder observar la evolución del abdomen que está siendo intervenido, su piel, etc., se consideraron como posibles materiales de fabricación para la campana aquellos que tuvieran cierta transparencia.

Contacto con el paciente. El contacto con el paciente debe ser tal que no le provoque daño alguno. Se consideran un par de opciones: un contacto curvo tipo pestaña o caracol, o un contacto de goma con curvatura. Debido a la dificultad de fabricar el contacto curvo, se toma la opción de un contacto de goma con curvatura, en una primera instancia de pruebas.



Figura 4.1: Campana de vacío con reborde de silicona vulcanizada.

Mangueras y conectores. Los conectores de mangueras para la bomba de vacío y para el manómetro o transductor, deben poder soportar el vacío que genere la bomba, deben ser de fácil manipulación y deben poder ajustarse fácilmente a los puertos de la bomba y de los transductores.

Manipulación. La manipulación de la campana debe ser sencilla, tanto para su transporte como para su colocación sobre el paciente y su posterior retiro del mismo.

4.1.2. Estudios del aumento de la cavidad abdominal

Para poder dimensionar adecuadamente la altura de la campana de vacío se realizó un estudio preliminar del aumento de la cavidad abdominal. Las medidas fueron realizadas en distintos individuos tomando inicialmente el perímetro del abdomen en estado de reposo, y luego con el abdomen en su máxima capacidad de volumen mediante el aumento muscular.

Se puede estimar el perímetro inicial del abdomen como una media circunferencia por lo que el perímetro inicial es:

$$L_1 = \pi \cdot h_1 \quad (4.1)$$

Donde la altura inicial del abdomen respecto al dorso del mismo se puede estimar por h_1 .

Luego de aumentar el volumen del abdomen muscularmente se puede aproximar el perímetro del abdomen como una media elipse con diámetro menor $2 \cdot h_1$, o sea que se supone que el ancho del abdomen no varía sustancialmente. Por lo tanto el perímetro final se calcula como:

$$2 \cdot L_2 = \pi \left(1,5 (h_1 + h_2) - \sqrt{a \cdot h_2} \right) \quad (4.2)$$

De 4.2 se deduce una estimación de la altura final h_2 del abdomen. L_1 : perímetro del abdomen en reposo. h_1 : altura estimada del abdomen en reposo. L_2 : perímetro del abdomen en su volumen máximo. h_2 : altura estimada del abdomen en su volumen máximo.

Edad	L1 (cm)	L2 (cm)	h1 (cm)	h2 (cm)	h2-h1 (cm)
53	84	89	26,7	29,9	3,2
25	79	84	25,2	28,2	3,0
35	130	135	41,4	44,5	3,1
24	80	84	25,5	28	2,5
25	80,5	85,5	26,1	28,6	2,5

Cuadro 4.1: Medidas de la expansion del abdomen para diferentes individuos.

4.1.3. Proyecto y construcción de la campana

Se realizó un estudio de mercado buscando los posibles fabricantes para la campana de vacío. Se tuvieron en cuenta las especificaciones listadas previamente y los presupuestos ofrecidos.

Luego de dicho estudio, se llegó a que hay dos posibles materiales para la construcción de la campana: fibra de vidrio y acrílico. Teniendo en cuenta las primeras tres especificaciones, vemos que el acrílico es más adecuado, ya que es más liviano y es totalmente transparente, mientras que la fibra de vidrio es opaca. Por lo tanto, como material para la campana de vacío se eligió el acrílico.

Teniendo en cuenta el requerimiento del contacto con el paciente, se decidió implementarlo con un reborde de polifón recubierto con silicona vulcanizada, de contacto suave para la piel. El polifón además de permitir un mejor ajuste de la campana a distintos abdómenes, es de una consistencia blanda y no causa daño a la piel. El color elegido para la goma es amarillo, en similitud con la coloración de la piel.

Según el estudio previo de la cavidad abdominal, vemos que la altura máxima medida es 3,2 cm. Se aproxima a 4 cm y para cumplir con el modelo matemático y la aproximación $dV \ll V$, se considera que el espacio entre el tope de la campana y el abdomen en reposo debe ser cinco (5) veces esta medida, quedando la altura de la campana entonces en 20 cm.

Para asegurar una fácil y correcta manipulación de la campana (último punto de las especificaciones), se coloca una manija en la parte superior de la misma, como se observa en la figura 4.1.

4.2 Mangueras y conectores

No existen requerimientos especiales de tipo médico para las mangueras de vacío y los conectores ni para el tipo de material. Se pueden utilizar cualquier tipo de mangueras de tipo industrial, ya que no hay requerimientos estrictos en lo que respecta a la esterilización debido a que no hay contacto con el interior del paciente.

Por lo tanto, las mangueras de vacío deben soportar el vacío requerido y deben ajustarse a los conectores de la bomba y de los transductores. Luego de realizar un estudio de mercado, se decidió utilizar mangueras para vacío de 3mm de diámetro interior, las cuales cumplen con los requerimientos especificados.

Con respecto a los conectores para las mangueras utilizados en la campana de vacío, se decidió utilizar del tipo NPT 1/8 (3mm) que son específicos para el tipo de manguera seleccionado.

Debido a los conectores utilizados, las mangueras, antes de ser colocadas, deben ser calentadas con agua a 75°C, para ablandar el material y que se ajusten de forma hermética, permitiendo así la aplicación del vacío. Agua a dicha temperatura es fácilmente obtenible en un Medicina intensiva, ya que es la temperatura a la que sale el agua caliente en las canillas de agua corriente.

4.3 Presupuestos ¹

En los cuadros 4.2 y 4.3 se observan los presupuestos para la campana de vacío y los conectores y mangueras, respectivamente.

Empresa	Precio	Observaciones	Teléfono
Xir Acrílicos (Machado)	\$4000 molde + \$1800 cada pieza + impuestos	Peso: 900 g grosor: 5 mm - Hacen la campana con forma para adaptarse a un abdomen humano	613-67-37
Acriform	\$800 + impuestos	Diámetro aprox. 40 cm. Altura 20 cm. Espesor 5 mm	336-23-82
Fivisur	aprox. U\$S500	Plástico reforzado en fibra de vidrio	347-96-97
Tiefesa	\$150 por pieza si fabrican diez	2 cm espesor. -40mmHg. 5Kg peso	606-09-11

Cuadro 4.2: Presupuestos para la fabricación de la campana de vacío.

Empresa	Manguera 3mm=1/8 in (\$/m)	Manguera 3/8 in. (\$/m)	Conector 3mm=1/8 in(\$)	Conector NPT 3/8 (\$)	Adaptador hembra-hembra 3/8-1/8
Bilpa S.A.	No	88	No	68	
Atino S.A.	Muy fina	28	No	40	
Rubén Aprahmián	No	16,2	13,2	22,8	49.5(IVA incluido)
Flexigom	6	59	No	50	

Cuadro 4.3: Presupuestos para conectores y mangueras.

El presupuesto seleccionado para la construcción de la campana de vacío fue el ofrecido por XIR Acrílicos, debido a ser la única empresa que realizaría la campana con forma especial para ajuste al abdomen. Por otro lado se tomó en cuenta también como factor de decisión la transparencia y mayor dureza del acrílico respecto a la fibra de vidrio, como fue explicado antes.

Para las mangueras y sus conexiones, se hizo el estudio de mercado mostrado en el cuadro 4.3. En el mismo se ve que únicamente Rubén Aprahmián posee toda la variedad de artículos necesarios, teniendo, además, precios competitivos, como se observa en el cuadro .

4.4 Fantoma

Para realizar las pruebas de ABDOPRE y el sistema de control implementado, se fabricó un fantoma de acrílico de paredes rígidas y una parte superior hecha de una goma extensible de 2 mm de espesor, como muestra la figura 4.2. La forma del fantoma es tal que logra ajustarse a la campana de vacío. Este diseño permite el comportamiento de un cuerpo compresible similar al modelado realizado del abdomen. De esta manera se evitó la complicación de tener que intervenir a un paciente cada vez que fuera necesario un ajuste de ABDOPRE.

¹Los precios en los que no se especifica el IVA no incluyen impuestos.



Figura 4.2: Fantoma utilizado para las pruebas de ABDOPRE.

Dicho fantoma fue realizado también por XIR acrílicos y con los mismos materiales que la campana de vacío, intentando el mayor contacto posible con la misma para asegurar un cierre hermético.

El fantoma es un recinto en forma de semiesfera, construida en acrílico, que posee una goma en su parte superior, que simula la pared abdominal. Para poder realizar experimentos con diversas proporciones de agua y aire dicho fantoma posee un tapón que puede ser extraído para llenar el fantoma con más o menos agua según sea necesario para la prueba a realizar.

Por último posee un orificio por el cual puede ser introducido un catéter para medir la presión interna al fantoma. Por otro lado, mediante una válvula puede ser insuflado aire para aumentar dicha presión.

4.5 Bomba de vacío

Para disminuir la presión dentro de la campana, es necesario la utilización de una bomba de vacío que succione el aire de la misma. En esta sección, se plantean las especificaciones que debe cumplir y se estudia la elección de la bomba de vacío en función de los requerimientos y la disponibilidad en plaza.

A continuación, se presentan las características y las especificaciones para la bomba de vacío que se tuvieron en cuenta a la hora de su elección. Dichas características son:

- Pequeño tamaño. ABDOPRE es un dispositivo portable para ser utilizado en salas de Medicina intensiva. La bomba, por lo tanto, debe ser de dimensiones adecuadas y liviana para su portabilidad, y para poder ser integrada dentro de una misma caja junto con otros componentes.
- Poco ruidosa. Idealmente, la bomba debería ser silenciosa para no causar molestias en la sala de Medicina intensiva. Se busca entonces que la bomba tenga el menor nivel de ruido posible.
- Fácil y correcto mantenimiento. Dado que la bomba es un componente vital de ABDOPRE, el mantenimiento debe ser de respuesta rápida, con certificación de calidad. A su vez, debe ser posible la sustitución inmediata de la bomba mientras se repara la falla. Es por eso que se buscará un modelo de mantenimiento integrado con el proveedor y un modelo de redundancia, es decir, tener otra bomba en buen estado para que en caso de falla, sea sustituible inmediatamente.

- Debe poder generar un vacío de por lo menos 100 mmHg
- De bajo consumo: no hay, en principio, una cota máxima para el consumo de la bomba; con esta especificación nos referimos a que la bomba no debe ser de tipo industrial, con grandes consumos como por ejemplo, 100 W o más. O sea que no genere una caída de tensión en la red cada vez que sea encendida.
- Flujo de succión regulable (no imprescindible).

Se realizó una búsqueda en plaza; la mayor parte de los modelos a la venta son industriales, esto es, producen vacíos muy grandes, succionan grandes cantidades de aire por minuto y son muy costosos, lo que los hace totalmente inadecuados para esta aplicación.

Finalmente se encontraron modelos adecuados. Se descartaron las bombas con flujo regulable debido a su costo elevado y que no es necesario controlar el flujo en detalle. La Tabla I muestra comparativamente todos los modelos que se tuvieron en cuenta para la elección de la bomba a usar.

En la tabla 4.4 se puede ver que hay modelos que funcionan a 115V/60Hz, que fueron descartados de antemano debido al costo de los transformadores para adaptar voltajes y frecuencias.

Todos los modelos que no fueron descartados cumplen con el requisito del vacío a generar por un amplio margen, por lo que este factor no fue decisivo a la hora de seleccionar la bomba. Los siguientes factores que se tuvieron en cuenta fueron el consumo, el nivel de ruido, el flujo de succión y el precio. De la tabla comparativa se ve que el nivel de ruido de todos los modelos está dentro del mismo rango, siendo poca la variación de un modelo a otro, por lo que este factor tampoco fue decisivo.

Modelo	Vacío máx. (mmHg)	Flujo máx. (l/min)	Voltaje (V)	Frec. (Hz)	Consumo (W)	Ruido (dB(A))	Reg.	vida útil (hrs)	precio origen (U\$S)
CZ-07061-21	647,7	31,2	115	60	483	68	no	n/e	341
CZ-07061-22	609,6	28,3	220	50	484	68	no	n/e	349
CZ-79204-05	660,0	19,0	230	50	299	62	no	n/e	452
CZ-07530-50	508,0	14,1	230	50	184	72	no	n/e	212
CZ-07530-25	457,2	22,6	12	DC	48	72	no	n/e	253
CZ-07530-85	508,0	17,0	115	60	138	72	no	4000	137
CZ-79600-02	149,9	0,4	6	DC	2,7	65	no	150	21

Cuadro 4.4: Tabla comparativa entre modelos de bomba de vacío.

Utilizando el modelo de la sección 3.1.2 y aproximando que no varía el volumen dentro de la campana, se realizaron cálculos del tiempo necesario para alcanzar una presión de -100 mmHg dentro de la campana; estos cálculos se realizaron para cada uno de los modelos de la bomba, tomando en cuenta su caudal de succión.

Los resultados mostraron que dicho tiempo se encuentra en el entorno de diez segundos para la mayoría de los modelos, excepto el CZ-79600-02, para el cual el tiempo es mayor. El valor de 10s es totalmente inadecuado desde el punto de vista clínico, ya que se requiere que la presión final sea alcanzada lentamente (ver sección 2.1); incluso operando la bomba en forma intermitente, o sea un control on-off, en un segundo, por ejemplo, la presión en la campana bajaría 5 a 10 mmHg, lo que representa más del 10 % del vacío buscado.

Para el CZ-79600-02, se ve, de la sección 3.1.2 y la aproximación de volumen no variable en la campana, que el tiempo de vaciado es de 4 minutos, por lo que esta bomba es la que mejor se adecuaba a los requerimientos de ABDOPRE.

Otro factor a tener en cuenta es el tipo de alimentación de cada modelo. Los modelos que se alimentan con 230V AC tampoco son adecuados ya que al realizar el control on-off se producen mayores arcos al cortar la alimentación de la bomba, lo que puede significar un peligro y una reducción de vida útil del sistema.

Considerando el factor tamaño, el modelo más pequeño es también el CZ-79600-02.

Finalmente se decidió utilizar el modelo CZ-79600-02 [2] ya que es el que presenta el menor consumo, menor costo, y se adecua mejor a los requerimientos de ABDOPRE.

Presupuesto seleccionado para la bomba de vacío.

Empresa: ELECO S.A.
Bomba de vacío código 79600-02
Cotización por una bomba : U\$S 43.00 + impuestos
Cotización por diez bombas: U\$S 387 + impuestos
Plazo de entrega: 45 días aprox.
Mantenimiento de la oferta: hasta 8/9/06
Forma de pago: Contado

Implementación del sistema de control

En este capítulo se describe cómo se implementó físicamente el sistema de control de ABDOPRE, descrito en forma conceptual en el capítulo 2 y en forma matemática en el capítulo 3.

Básicamente consta de un circuito electrónico, un par de transductores para medir la PIA y la presión en la campana, un módulo de alimentación para el circuito electrónico y un programa principal que corre en un PC e implementa la lógica de control y la interfaz con el usuario. Para el módulo de alimentación del circuito es necesario el uso de una fuente externa de grado médico, para cumplir con las normas de seguridad eléctrica del paciente (ver capítulo 6).

El circuito electrónico, los transductores, la bomba de vacío y el módulo de alimentación se encuentran dentro de una misma caja. En la caja de ABDOPRE se encuentra también el conector para la fuente externa. En las figuras 5.14 y 5.15 se muestran el frente y la parte posterior de la caja respectivamente.

En la figura 5.1 se observa un esquema del conexionado de las diferentes partes que involucran el sistema.

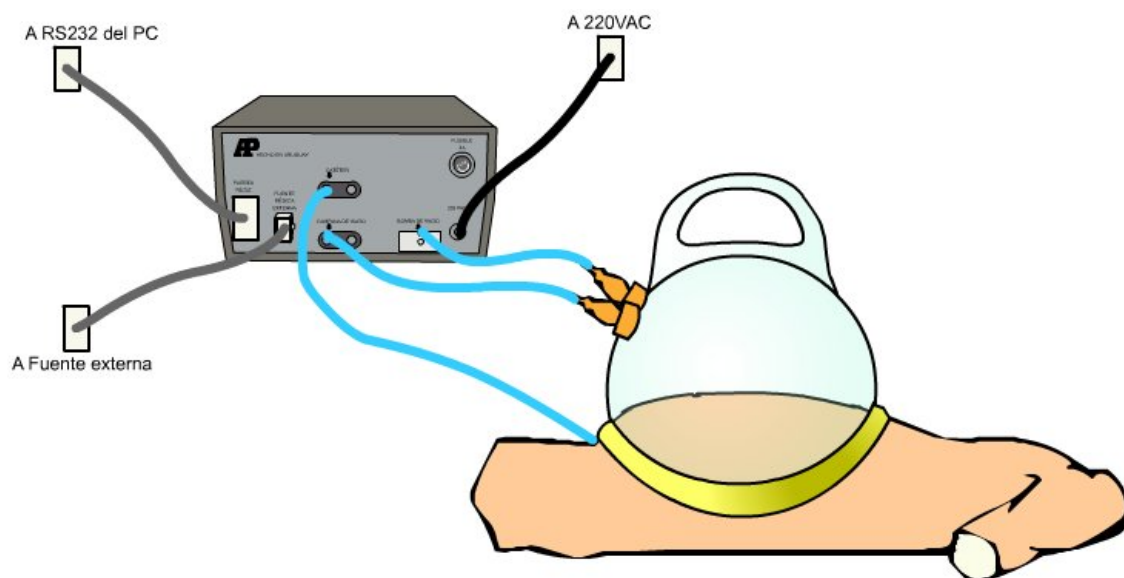


Figura 5.1: Esquema de conexionado de ABDOPRE

5.1 Transductores de presión

Para medir la presión intrabdominal y la presión en la campana es necesario el uso de transductores de presión. Los mismos deben ser pequeños y deben dar una salida de voltaje o corriente proporcional a la presión medida.

El transductor para la presión en la campana debe medir la diferencia entre ésta y la presión atmosférica, por lo tanto debe ser un transductor diferencial (dos puertos) y su rango de operación debe abarcar las presiones entre 0 y -100 mmHg aproximadamente.

El transductor para medir la PIA también debe ser diferencial, ya que ésta se mide con respecto a la presión atmosférica; su rango debe abarcar las presiones entre 0 y 30 mmHg aproximadamente [1] y debe ser compatible con suero fisiológico o agua destilada.

La tabla 5.1 muestra las distintas posibilidades consideradas para la adquisición de los transductores. Se descartó el modelo MPX50 por no estar compensado en temperatura, lo que hace que se deba agregar circuitería extra para realizar dicha compensación.

Modelo	Tipo de medida	Rango de presiones (mmHg)	Voltaje de alimentación (VDC)	Sensibilidad (V/mmHg) (Vin = 15V)	Compensado en temperatura
161PC01D Honeywell	Manométrica ¹ (vacío)	0 a -51,7	6 (mín) 8 (típ), 16 (máx)	0,18	Sí
162PC01G Honeywell	Manométrica ¹ (sobrepresión)	0 a 51,7 0 a 51,7	6 (mín) 8 (típ), 16 (máx)	0,18	Sí
143PC03D Honeywell	Diferencial ² y manométrica ¹ bidireccional	- 129 a +129	7 (mín) 8 (típ), 16 (máx)	0,04	Sí
141PC01D Honeywell	Diferencial ² y manométrica ¹ (vacío)	0 a -51,71	7 (mín) 8 (típ), 16 (máx)	0,18	Sí
PX138 -001D5V Omega	Diferencial ² y manométrica ¹ bidireccional	-51,71 a +51,71	7 (mín) 8 (típ), 16 (máx)	0,09	Sí
MPX50 Motorola	Diferencial ²	0 a 375	3 (típ), 6 (máx)	0,16 a 3V	No

Cuadro 5.1: Tabla comparativa entre modelos de transductores.

Teniendo en cuenta los rangos de presiones de los transductores, se aprecia que para medir la PIA los modelos 162PC01G y PX138-001D5V se adecuan al rango manejado por ABDOPRE, pero el segundo es menos adecuado debido a que tiene una menor sensibilidad. Su rango de salida, para las presiones manejadas y tomando en cuenta el offset, sería de 2,7V, mientras que para el modelo 162PC01G el rango de salida sería de 5,4V, que si bien excede el rango de entrada del conversor A/D del PIC, la presión PIA de saturación sería mayor a la PIA máxima en que se aplicaría ABDOPRE. Por lo tanto, para la PIA se elegiría el modelo 162PC01G.

Para la presión en la campana se aprecia que el único modelo adecuado es el 143PC03D, ya que es el único que abarca el rango de presiones manejadas en la campana. Tomando en cuenta la sensibilidad, se ve que el rango de voltaje de salida es de 3,6V, adecuado al rango de entrada del conversor A/D. Por lo tanto, para la presión en la campana se elige el modelo 143PC03D.

¹Igual que la diferencial, pero uno de los puertos está a presión atmosférica

²Mide la diferencia de presión entre los dos puertos

Teniendo en cuenta la dificultad para importar estos transductores, y que el precio del modelo 162PC01G es de U\$S 120 en origen, se decidió utilizar el modelo 143PC03D de Honeywell [8] para medir ambas presiones, ya que se encontraba disponible en el NIB. El rango de voltaje de salida de este modelo, para los valores de PIA manejados, es de 1,08V.

Como todo instrumento de medida, los transductores presentan ciertas no idelidades. Lás más importantes para los transductores de presión, que se especifican en la hoja de datos, son:

- **Repetibilidad.** Es la capacidad del instrumento de dar el mismo valor de salida, para un mismo valor de entrada, aplicada durante cierto período de tiempo o en distintos instantes de tiempo.
- **Linealidad.** Indica la desviación entre la medida real y la curva lineal ideal esperada para el instrumento. Se expresa como porcentaje de la medida real o como porcentaje de fondo de escala.

Para este modelo de transductor, la hoja de datos especifica una repetibilidad de 0,25 % de fondo de escala, o sea unos $23mV$, lo que representa unos $0,58mmHg$ de error. La linealidad es de 0,75 % de fondo de escala, unos $70mV$, lo que representa $1,93mmHg$.

Por lo tanto, considerando ambos efectos como independientes, la máxima incertidumbre en la medida de los transductores es de unos $2,5mmHg$.

En la sección 7.4 se muestran las pruebas realizadas sobre el transductor, en las que se lo calibró contra un barómetro, y se midió su salida durante 15 días seguidos, sin presión aplicada y con un voltaje de alimentación de 15V.

5.1.1. Consideraciones sobre el transductor

En general, el material piezoeléctrico de los transductores de presión son fabricados con Acero Inoxidable, material corrosible por las soluciones iónicas salinas[8]. Sin embargo, esta corrosión es lenta y puede ser controlada para prolongar la vida útil del transductor, mediante procedimientos sencillos de limpieza del mismo.

Debido a que el transductor será conectado a la solución salina durante lapsos de 30 a 60 minutos previo a su higiene, se potencia el control de la corrosión ya que estos lapsos son muy cortos comparados con el tiempo medio de corrosión. La limpieza del piezoeléctrico se realiza simplemente colocando en el catéter conectado al transductor, agua destilada.

5.2 Circuito electrónico

El circuito electrónico de control recibe las señales provenientes de los transductores de presión, las amplifica, las digitaliza y las transmite al PC, quien le envía órdenes de prender o apagar la bomba de vacío.

Como componente principal del circuito se decidió utilizar un PIC, ya que éstos están optimizados para realizar tareas de control de periféricos. Las señales de los transductores son amplificadas mediante amplificadores de instrumentación y digitalizadas mediante el PIC; este último se comunica con el PC utilizando el protocolo RS232. El PIC recibe las órdenes del PC y comanda la bomba (mediante un relé) y las alarmas.

Entre los transductores y los amplificadores de instrumentación se colocaron amplificadores de aislación, para aislar eléctricamente los transductores del resto del circuito. Los transductores y los amplificadores de aislación son alimentados por la fuente externa de grado médico.

En las siguientes secciones se describen los componentes utilizados y los criterios utilizados para su selección.

5.2.1. PIC

Un PIC es un microcontrolador IC optimizado para realizar tareas de control. Existen varios modelos de PIC, cada uno de ellos con distintas características y funciones. Para ABDOPRE, el PIC debe contar con las siguientes características:

- Conversores A/D para las señales provenientes de los transductores (previamente amplificadas)
- Puerto de transmisión serie para la comunicación con el PC
- Reloj interno (no imprescindible)
- Salidas digitales para controlar la bomba

Luego de realizar un estudio de mercado, se decidió utilizar el PIC modelo 16F687 [19], del fabricante Microchip, que cuenta con todas las características mencionadas. Se conectó un condensador cerámico de 0,1 μ F entre la alimentación del PIC y tierra, para eliminar el ruido que se pueda introducir por la misma.

En la tabla 5.2 se muestran los modelos que se tuvieron en cuenta para la elección del PIC. El que se utilice para ABDOPRE debe contar con los siguientes pines: dos conversores A/D (uno para cada presión), un pin de salida para controlar la bomba, un pin de salida para controlar la alarma, y puerto de comunicación serie (UART).

Modelo	N° de pines	Memoria de programa (Bytes)	Memoria datos (Bytes)	RAM (Bytes)	Conversores A/D	Puerto serial I/O	Oscilador interno
PIC12F675	8	1792	128	64	4x10bits	No	4MHz
PIC16F687	20	3588	256	128	12x10bits	EUSART MI2C/SPI	8MHz
PIC16F688	14	7168	256	256	8x10bits	EUSART MI2C/SPI	8MHz
PIC16F819	18	3584	256	256	5x10bits	I2C/SPI	Sí
PIC16F873A	28	7168	128	192	5x10bits	AUSART MI2C/SPI	No
PIC18F252	28	32768	256	1536	5x10bits	AUSART MI2C/SPI	No
PIC18F2550	28	32768	256	2048	11x10bits	EUSART MI2C/SPI	8MHz

Cuadro 5.2: Tabla comparativa entre modelos PIC.

Se descartaron los modelos que no poseen puerto UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter), así como también los que no poseen oscilador interno, ya que esto haría necesario el uso de un oscilador externo.

Con respecto a la memoria de programa y a la memoria RAM, se observa que todos los modelos las tienen en cantidad suficiente, ya que la cantidad de memoria de programa necesaria es de menos de 300 bytes (ver apéndice C).

Con estos criterios se elegiría, en principio, el modelo PIC16F688 por ser el de menor número de pines. Debido a que dicho modelo no se encuentra en plaza, se eligió el modelo PIC16F687, que cumple con todos los requerimientos.

Programación del PIC

En esta implementación de ABDOPRE, el PIC cumple las tareas de conversión A/D, encendido/apagado de la bomba de vacío y alarmas, y comunicación con el software de control del PC.

El firmware del PIC (ver apéndice C) comienza configurando los pines de entrada y salida que utilizará. Los pines de salida son los correspondientes al control de la bomba, al encendido o apagado de la alarma y el pin de transmisión del puerto UART. Los pines de entrada serán los correspondientes a los valores analógicos de los transductores y a la recepción del puerto UART.

Luego de la configuración de pines de entrada/salida, se configura las opciones del conversor A/D; las cuales son:

- El reloj del conversor tiene una frecuencia $\frac{f_{osc}}{8}$. Donde $f_{osc} = 4MHz$ es la frecuencia del oscilador interno del PIC.
- La conversión es de 10 bits alineado a izquierda. Es decir, los 8 bits más significativos se ubican en el primer byte del resultado de la conversión.

También se configura las opciones del transmisor UART que son:

- El protocolo de transmisión se decidió como 8N1 (8 bits de datos, sin bit de paridad y 1 bit de parada), ya que es la configuración estándar en comunicación serial PC/Dispositivos.
- La transmisión se realiza a una velocidad de 19200 bps, la cual es una velocidad ampliamente suficiente para la tasa de transmisión de ABDOPRE.

Tras realizar las configuraciones iniciales, el sistema se pone a la espera de recibir una instrucción del PC. Estas instrucciones pueden ser:

- Encender o apagar la bomba.
- Encender o apagar la alarma.
- Leer y transmitir el valor de PIA.
- Leer y transmitir el valor de la Presión de la campana.

Tras recibir cada instrucción, el PIC cumple dicha instrucción y transmite una respuesta de acuerdo con el protocolo especificado en la sección 5.2.1.

Para encender o apagar un periférico (bomba o alarma), coloca 5 V o 0 V, respectivamente, en el pin correspondiente. El oscilador que alimenta la alarma está conectado a la salida del pin de alarma del PIC, mientras que el relé que enciende o apaga la bomba está conectado a la salida del pin de bomba de vacío del PIC.

Luego de cumplir con la instrucción recibida, el PIC vuelve a la espera de una nueva instrucción. Por el tiempo que demora en realizar cada tarea, se puede asegurar que no habrá ninguna instrucción en la cola en cada ciclo de tarea.

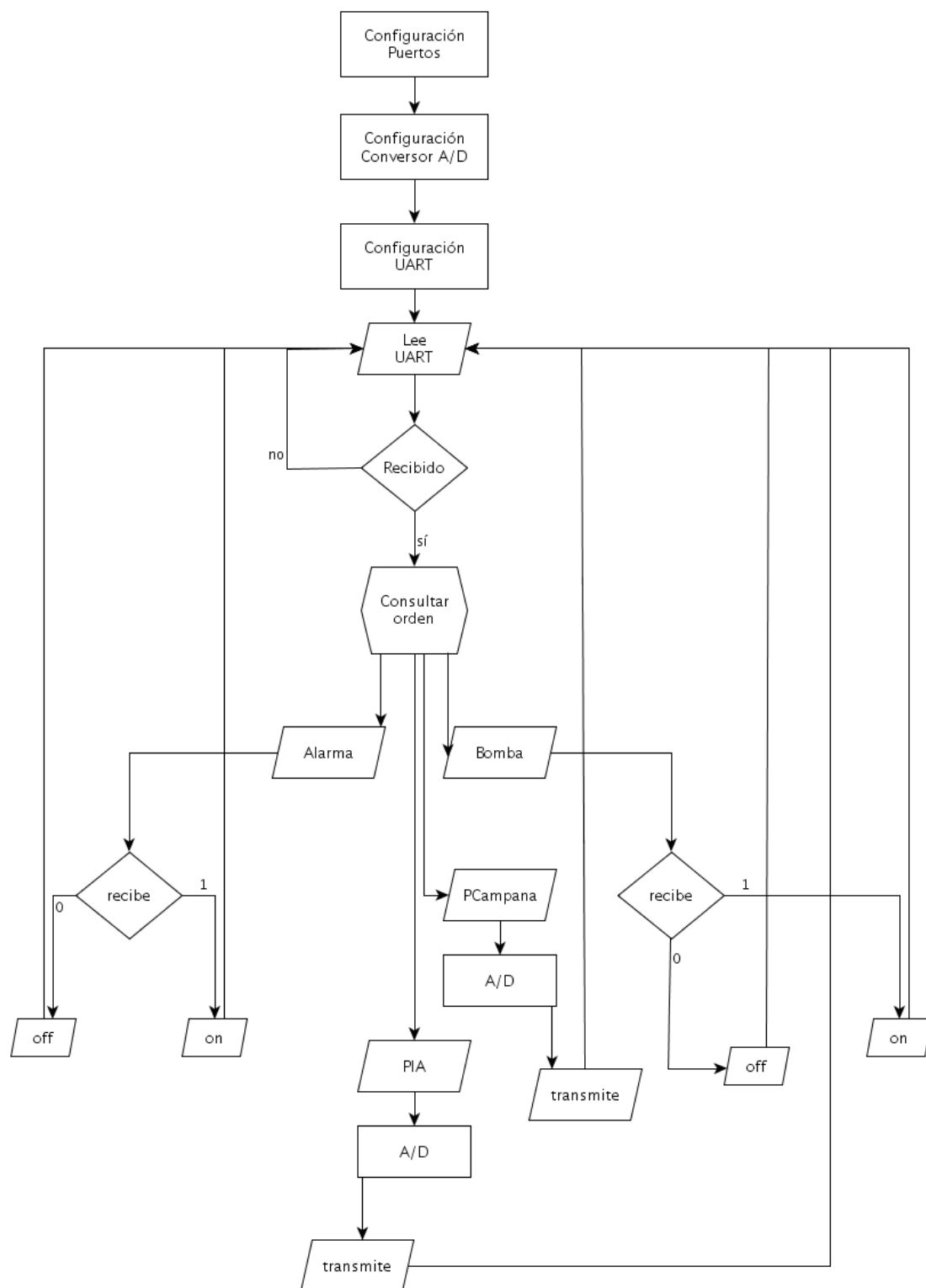


Figura 5.2: Diagrama de flujo del firmware del PIC

La figura 5.2 muestra un diagrama de flujo del firmware.

El código de programación del PIC se encuentra en el apéndice C.

Protocolo de transmisión

Se utilizará una transmisión tipo 8N1 (ocho bits de datos, sin paridad, con un bit de parada) y sin control de flujo.

Datos transmitidos por el PIC

- PIA (catéter intravesical)
- Presión de la campana
- Encender/Apagar bomba
- Encender/Apagar LEDs de alarma

Datos recibidos por el PIC

- Pedido de PIA y presión de la campana
- Orden de encender/apagar bomba
- Orden de encender/apagar LEDs de alarma

En el cuadro 5.3 se puede observar el protocolo utilizado por el PIC para su comunicación con el puerto paralelo RS-232.

Orden	2 Bytes recibidos por PIC	3 Bytes enviados por PIC
Pedido de PIA	'I'+x	'I'+PIA(2 bytes)
Pedido de PC	'C'+x	'C'+PC(2 bytes)
Encender bomba	'B'+ '1'	'B'+ '1'+00h
Apagar bomba	'B'+ '0'	'B'+ '0'+00h
Encender Alarma	'A'+ '1'	'A'+ '1'+00h
Apagar Alarma	'A'+ '0'	'A'+ '0'+00h

Cuadro 5.3: Protocolo de comunicación con el PIC.

5.2.2. Etapa de ganancia

Debido a que el rango de voltaje de salida de los transductores, para las presiones manejadas, es bastante pequeño, se decidió utilizar amplificadores de instrumentación para amplificar las señales; específicamente se seleccionó el INA114 [10], al cual se le puede variar la ganancia mediante una resistencia.

Como los transductores tienen un offset de 6,56V para $\Delta P = 0$, se conectó un voltaje de 6,56V a la pata negativa del INA114 que amplifica la PIA, y a la pata positiva del INA114 que amplifica la señal de la presión en la campana. Para generar dicho voltaje, se utilizó un divisor resistivo con 8V de

alimentación, que incluye un potenciómetro para realizar un ajuste manual. Los cálculos se muestran en el apéndice B.1.

La ganancia de cada uno de los amplificadores se ajustó de acuerdo el rango de voltaje de salida de los respectivos transductores; el criterio fue que para los rangos de presiones que se decidió manejar (ver sección 2.1), los rangos de salida de los INA114 abarcaran de 0 a 5V, que es el rango de entrada del conversor A/D del PIC. Los cálculos se muestran en el apéndice B.1.

En la tabla 5.4 se muestran los distintos modelos de amplificador de instrumentación que se tuvieron en cuenta. Todos tienen ganancia variable, y el rango de voltaje de alimentación es bastante amplio en todos ellos. Con respecto a la excursión de salida, todos tienen un rango más que suficiente (recordar que se manejarán voltajes entre 0 y 5V).

Se elige el INA114 debido a que es el que tiene el mayor CMRR y por lo tanto mayor inmunidad al ruido.

Modelo	Fabricante	Ganancia	Voltaje de alimentación (V)	Excursión de salida ($V_{in}=15V$)	Impedancia de entrada (ohms)	CMRR (dB)
INA114	Burr Brown	1 - 10000	2,5 a 18 (+-)	menos 13,5 a 13,5	1,00E+11	115
INA118	Burr Brown	1 - 10000	1,35 a 18 (+-)	menos 14,8 a 14,2	1,00E+11	110
IAN128	Burr Brown	1 - 10000	2,25 a 18 (+-)	menos 14,2 a 14,1	1,00E+11	106
AD627	Analog Devices	5 a 1000	2,2 a 18 (+-)	menos 14,9 a 14,9	2,00E+10	90

Cuadro 5.4: Tabla comparativa entre modelos de amplificadores de instrumentación.

Cabe destacar que Texas Instruments ya no envía muestras a Uruguay, y estos amplificadores no se encuentran en plaza. Utilizamos dos unidades que se encontraban disponibles en el NIB.

5.2.3. Filtrado del ruido

Para filtrar el ruido de 50Hz. que se introduce en el INA114 se puso a la salida del mismo, un filtro RC pasabajos de primer orden, de frecuencia de corte de 8Hz, la cual no afecta la banda de interés de la señal. Los cálculos se muestran en el apéndice B.2.

Se filtra a 8Hz, ya que buscar diseñar un filtro pasabajo de menor frecuencia de corte implicaría un diseño especial o la utilización de resistores o capacitores de valores altos, los cuales introducirían más nivel de ruido térmico. El diseño especial del filtro es innecesario ya que el sistema no necesita tal filtración de la señal.

5.2.4. Control de la bomba

El prendido y apagado de la bomba es controlado por el PIC, que comanda un relé conectado a la bomba. Como las salidas del PIC son de 5V, el relé debe ser de 5V nominales y además debe poder entregar la corriente consumida por la bomba (400mA). Se decidió utilizar el relé de bobina AT1RC-5V de Metaltex [18] que se ve en la figura 5.3. Este relé puede entregar una corriente de hasta 15A con un voltaje de carga de hasta 24V.

No se utilizó un relé de estado sólido debido a la caída de potencial en cada uno de los transistores que lo componen, típicamente 0,7V; por otra parte, esta caída de potencial origina una disipación de calor que puede llevar a la necesidad de utilizar disipadores. Sin embargo, la ventaja de estos relés sobre los de



Figura 5.3: Relé AT1RC.

bobina es que su vida útil es mucho mayor.

Como la entrada del relé consume $72mA$, ésta no se puede conectar directamente al PIC, por lo que se decidió utilizar una etapa de salida entre el PIC y el relé. Se conectó un diodo de rueda en los bornes de la bobina del relé, para permitir que la corriente que circula por esta última se extinga sin problemas al momento de apagarlo, y no queme el transistor.

Se conectó también un condensador de $0,47\mu F$ (valor recomendado por el fabricante del PCB) entre los bornes del relé que ofician de llave, para absorber el arco que se produce al cortar la corriente.

5.2.5. Comunicación con el PC

Para la comunicación con la PC se vio que utilizar el protocolo RS232 es recomendable debido a la sencillez de su implementación, tanto desde el punto de vista del hardware como del software. A su vez, el uso del protocolo USB implica la utilización de PIC de precio más elevado y más difíciles de conseguir en el mercado; además, no es necesaria una velocidad de transmisión tan alta, por lo que no presentaría ventajas su utilización.

Se decidió por lo tanto, utilizar el protocolo RS232. Para utilizar dicho protocolo el PIC cuenta con un puerto UART. Los voltajes de dicho puerto son TTL, por lo que deben ser convertidos mediante el integrado MAX232 [11].

5.2.6. Amplificadores de aislación

Los transductores (el de la PIA específicamente) son los únicos elementos del sistema eléctrico que tienen contacto con el paciente. Por lo tanto, una solución para cumplir con los requisitos de seguridad para equipamiento médico dados por la norma ISO-60601, es aislar eléctricamente los mismos del resto del circuito y de la alimentación insegura. Para ello existen circuitos integrados, llamados amplificadores de aislación, que copian el valor del voltaje a la entrada en la salida, para aislar eléctricamente ambas partes del sistema.

Los amplificadores disponibles en el NIB son los ISO122; los mismos constan de dos "puertos", uno de entrada y uno de salida; cada puerto posee tres pines de alimentación ($V+$, $V-$ y GND) y un pin de señal (IN o OUT). Para asegurar el cumplimiento de la norma, es necesario utilizar dos fuentes de alimentación distintas (incluidas las GND), una de grado médico para el lado del transductor y una común para el resto del circuito, ya que carecería de sentido utilizar la misma para ambos lados (dejarían de estar aislados).

En la figura 5.4 se muestra la utilización del ISO122 en ABDOPRE; el puerto de entrada, en el cual se conecta la salida del transductor, es alimentado por la fuente externa de grado médico, que también alimenta a los transductores; el puerto de salida, el cual se conecta a la entrada del INA114, se alimenta de la fuente común de ABDOPRE.

Como la mayoría de las fuentes de grado médico disponibles tienen salidas de voltaje de $\pm 15V$, se alimenta la entrada del ISO122 con dichos valores, y los transductores se alimentan con $+15V$.

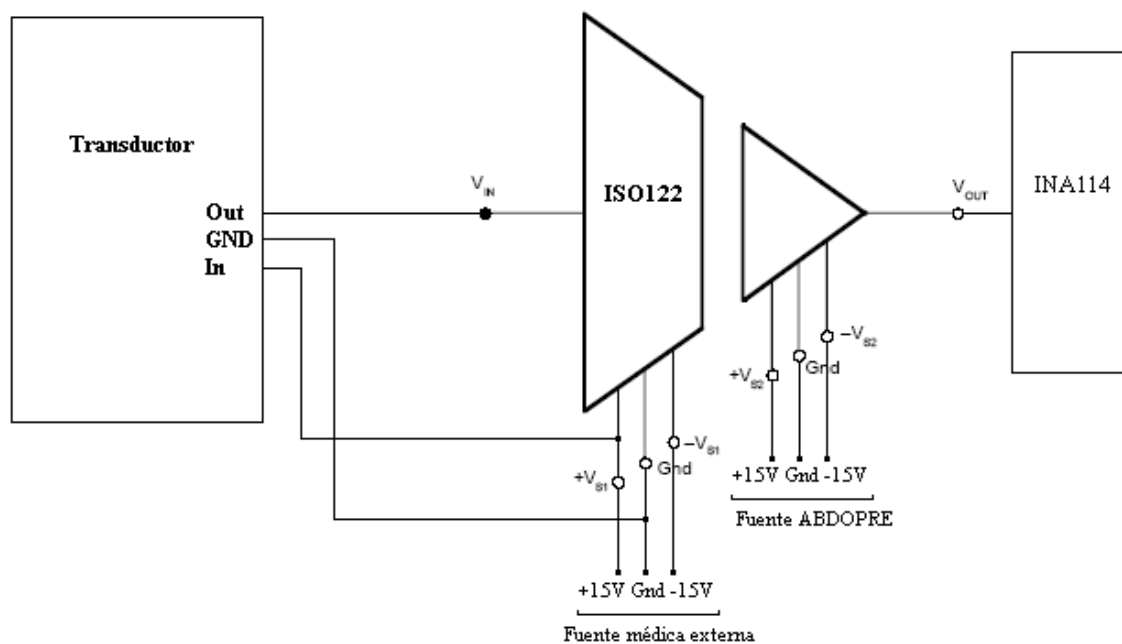


Figura 5.4: Conexión entre el transductor, el ISO122 y el INA114, con sus respectivas fuentes de alimentación.

5.2.7. LEDs indicadores

El circuito de control de ABDOPRE cuenta con tres LEDs indicadores, cuyas funciones son:

- Indicación de prendido/apagado del circuito
- Indicación de prendido/apagado de la bomba de vacío
- Alarma (que también es indicada mediante sonido por un buzzer)

El primero se conecta, a través de una resistencia, al pin de alimentación de 6V, ya que es el que tiene mayor capacidad de corriente. El segundo se conecta a la alimentación de la bomba, en paralelo con la misma, para que se enciendan simultáneamente.

El manejo del LED de alarma se implementó utilizando un oscilador 555; se conecta una pata de salida del PIC a la alimentación del oscilador, y a la salida de este último se conectó el LED de alarma, con una etapa de salida entre ambos. Cuando la lógica de control detecta una situación anormal, el PIC sube dicha pata y enciende el oscilador; de esta manera libramos al PIC de implementar la oscilación, pudiendo realizar otra tarea mientras está encendida la alarma.

5.3 Alimentación del circuito

El circuito electrónico de ABDOPRE requiere varios valores de continua para su funcionamiento; éstos son:

- +15V y -15V para las etapas de ganancia (INA114 e ISO122)

- +8V para los divisores resistivos (explicados anteriormente)
- +6V para la bomba de vacío
- +5V para el PIC y el MAX232

Los requerimientos de consumo de ABDOPRE no son estrictos, y el consumo total de todos los componentes no excede de los 600mA, por lo que se decidió implementar una fuente de alimentación interna simple para alimentar a todos los componentes, excepto los transductores y uno de los puertos de los ISO122, que se alimentan mediante la fuente externa, como ya se mencionó.

La fuente interna consta de un transformador, una etapa de rectificación, y una etapa de regulación donde se utilizan reguladores lineales para generar cada uno de los valores de continua. Como se precisan valores positivos y negativos de continua, se hace necesario un transformador con derivación central para generar el valor de referencia. En la figura 5.5 se muestra la topología de la etapa de rectificación, que consta del transformador, un puente de diodos y dos condensadores.

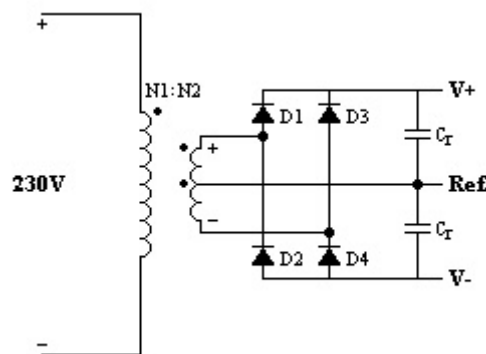


Figura 5.5: Transformador y etapa de rectificación.

Voltaje de salida del rectificador

Si se hace un estudio teórico de la forma de onda de la salida del rectificador, se observa que se comporta como un rectificador de onda completa. En la figura (figura 5.6) se observa dicha forma de onda obtenida mediante una simulación en Spice.

Etapa de regulación

Para obtener los distintos valores de continua, se decidió utilizar reguladores lineales de las familias 78xx y 79xx. Como primera posibilidad, se pensó alimentar todos los reguladores directamente de los condensadores de rectificación. La figura 5.7 muestra los rangos del voltaje de entrada para los reguladores que fueron utilizados.

Se puede apreciar que el margen para el voltaje en el condensador es de sólo 2,5V, el cual es muy restringido ya que hay que tomar en cuenta el ripple y la variación del voltaje de la red de UTE.

Se decidió por tanto utilizar una etapa de regulación previa de $\pm 18V$, valor adecuado para el rango de entrada de todos los reguladores.

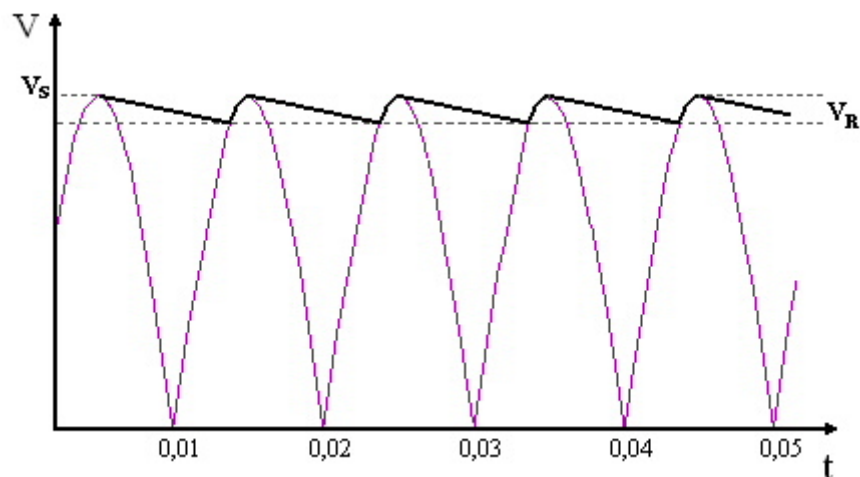


Figura 5.6: Voltaje en los condensadores de rectificación.

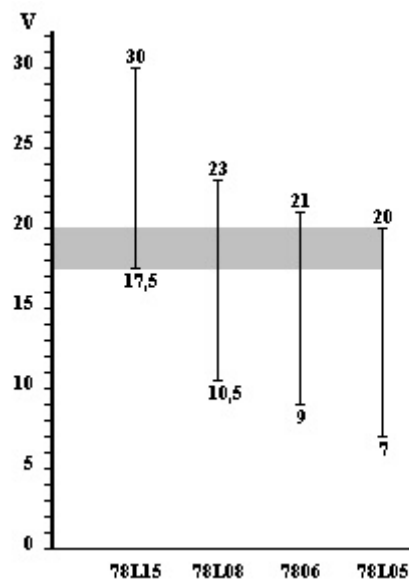


Figura 5.7: Intervalos de voltaje de entrada de los reguladores utilizados.

En la figura 5.8 se muestra el circuito completo, y el dimensionado de los componentes se muestra en el apéndice B.

Diodos de rectificación

El voltaje inverso máximo que deberán soportar los diodos es de $57,8V$ (cuando el voltaje de la red vale $230V + 6\%$), y deberán poder conducir una corriente rectificada promedio mayor que la corriente de carga, que es de aproximadamente $550mA$. Además, la corriente máxima que deberán poder conducir debe ser mayor que $26A$, que es el pico de corriente que se da al momento de encender el circuito, cuando se cargan los condensadores por primera vez. Este dato se obtuvo mediante una simulación en Spice.

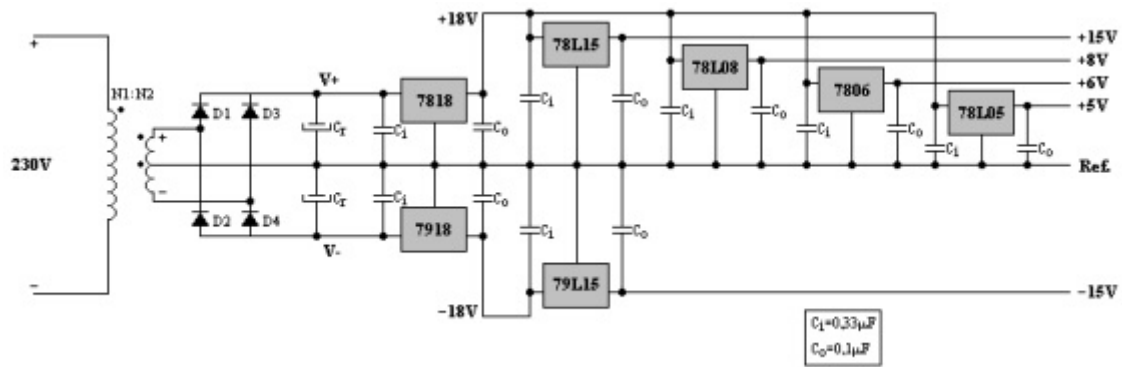


Figura 5.8: Circuito de alimentación.

Teniendo en cuenta estos valores, se decidió utilizar diodos de la familia 1N4000 [20], más específicamente el modelo 1N4002, que soporta un voltaje inverso de hasta 100V, una corriente rectificada promedio de 1A y una corriente máxima de 30A.

Disipación de potencia en los reguladores

Se calculó la potencia que disipa cada regulador y se determinó, para cada uno, si necesita disipador de calor. Para ello, se utilizaron los valores de la resistencia térmica y la máxima temperatura de juntura, indicados en las hojas de datos, y la siguiente relación:

$$P = \frac{T_J - T_{amb}}{R_{JA}} \quad (5.1)$$

Modelo	$I(mA)$	$V_{max}(V)$	$P(W)$	$T_j(^{\circ}C)$	Se necesita disipador
7818	550	10	5,500	300	Sí
7918	6	10	0,060	28	no
78L15	79	3	0,237	58	no
79L1	9	3	0,027	29	no
78L08	40	10	0,400	81	no
7806	450	12	5,400	295	Sí
78L05	35	13	0,460	89	no

Cuadro 5.5: Potencia disipada por cada regulador y necesidad o no de un disipador.

5.4 Diseño de los PCBs

Se diseñaron y fabricaron dos placas impresas, una para el circuito de control y otra para la fuente de alimentación. Para el diseño se utilizó la herramienta llamada EAGLE, de Cadsoft Computer Inc., versión 4.11 Light Edition. Esta herramienta cuenta con un módulo para diseño de esquemáticos de circuitos, donde se especifican los componentes y las conexiones entre ellos, y otro módulo para el diseño del PCB, donde se especifica la ubicación física de cada componente dentro de la placa, y a partir de esto y del esquemático se generan automáticamente las pistas; el usuario puede especificar ciertos criterios para el ruteo, como por ejemplo la distancia mínima entre pistas.

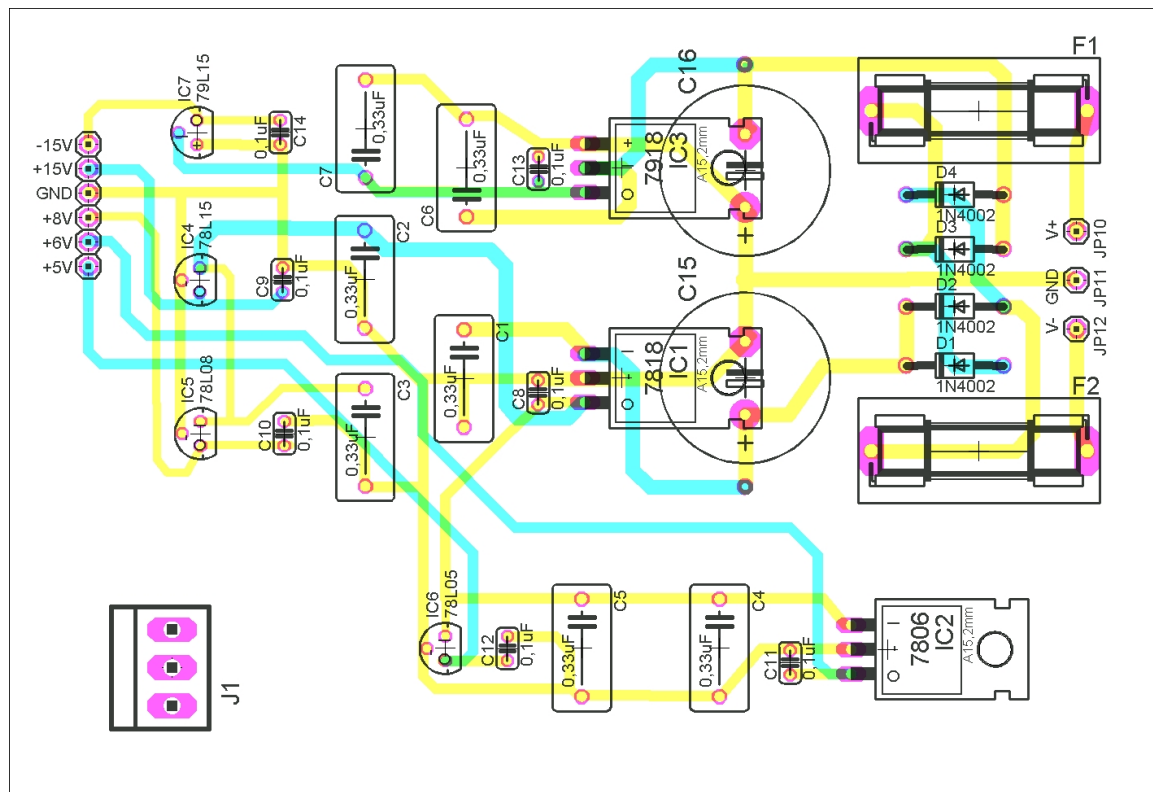


Figura 5.10: Diseño en EAGLE del PCB del circuito de la fuente.

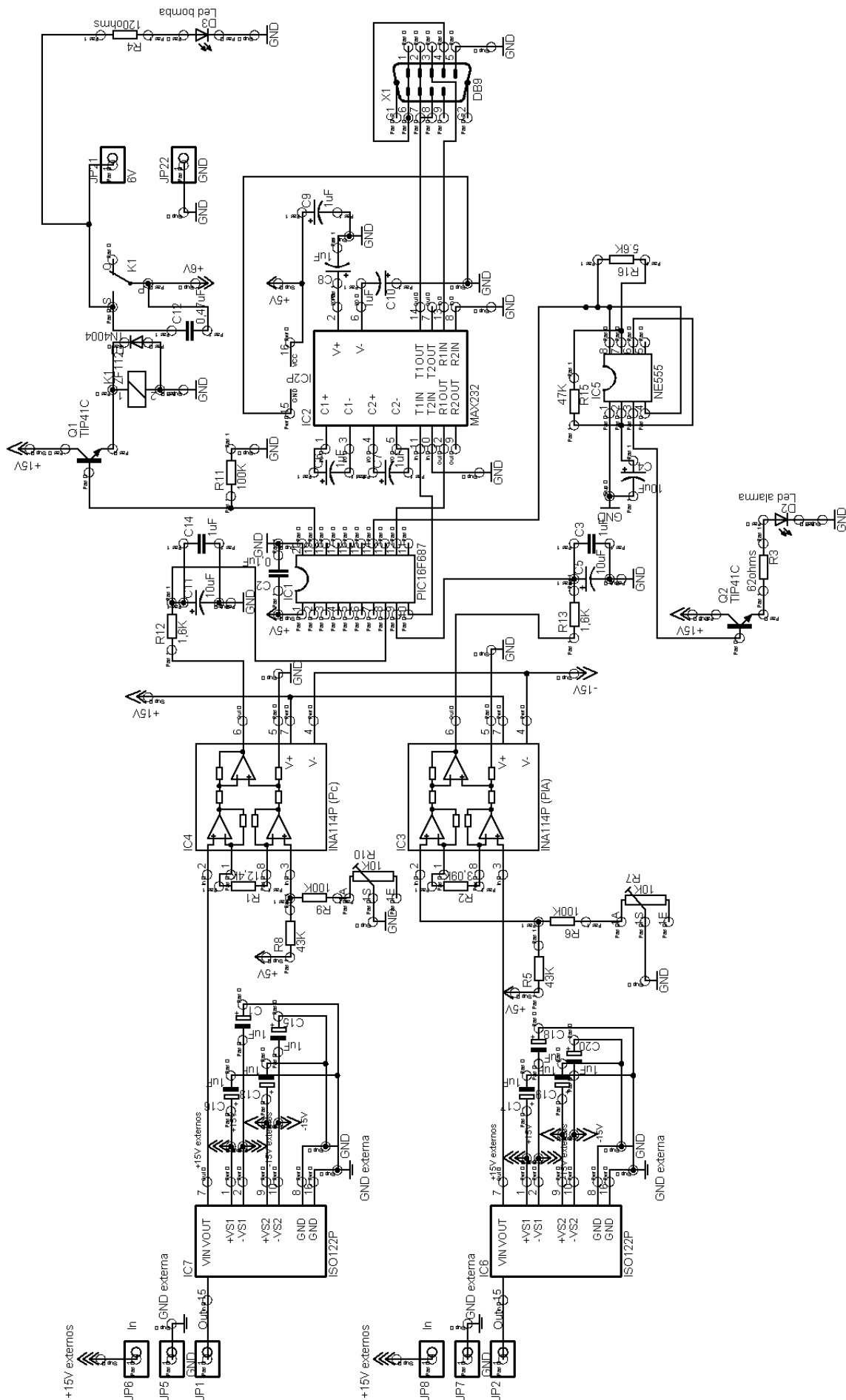


Figura 5.11: Esquema del circuito de control de ABDOPRE.

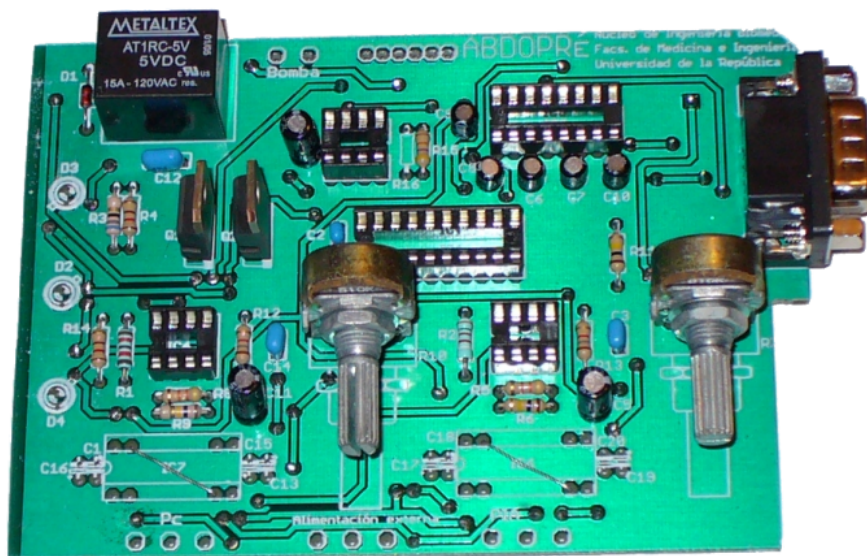


Figura 5.12: Foto del circuito de control de ABDOPRE.

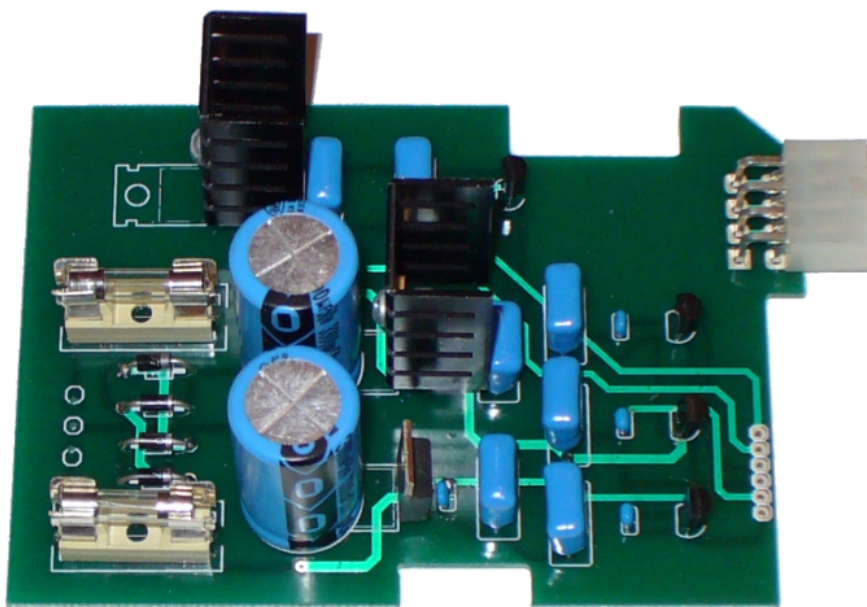


Figura 5.13: Foto del circuito de la fuente interna de ABDOPRE.



Figura 5.14: Vista frontal de la caja de ABDOPRE.



Figura 5.15: Vista posterior de la caja de ABDOPRE.

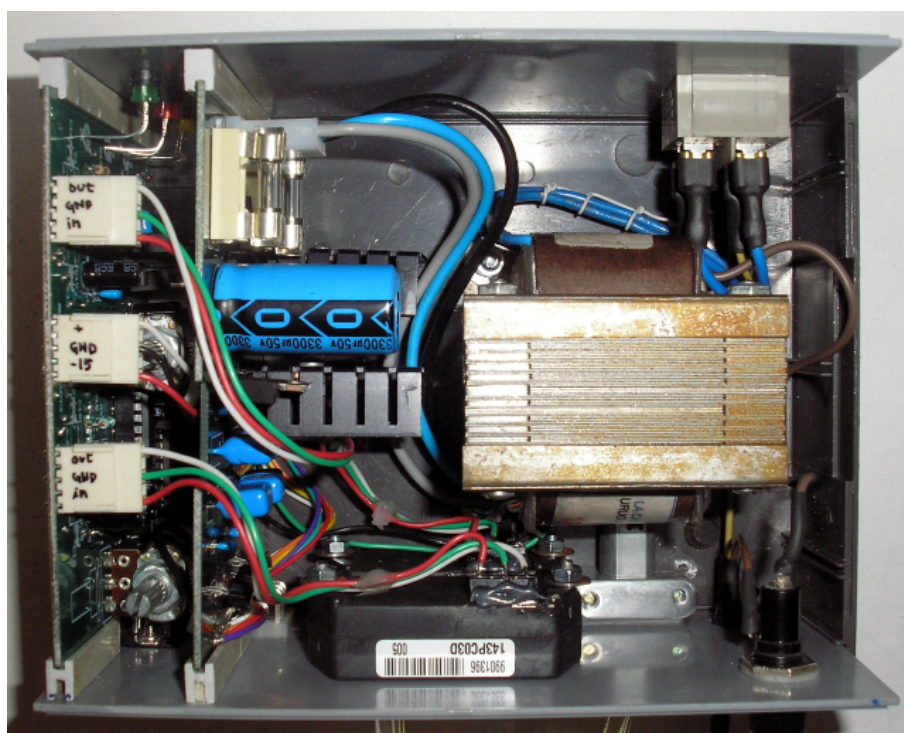


Figura 5.16: Caja de ABDOPRE. Distribución final de los componenetes.

5.6 Diseño e implementación del programa de computadora

En las siguientes secciones se explica las implementaciones de las distintas estrategias de control de ABDOPRE, utilizándose SciLab como herramienta.

Un primer acercamiento a la solución del problema busca determinar los parámetros del modelo teórico, para luego realizar el control del sistema en base a una predicción de la evolución de la PIA en el tiempo (ver 3.2). Una opción más simple consiste en realizar una aproximación de primer grado e ir ajustando el ciclo de trabajo de la bomba (ver 3.3). Por último se decidió implementar como rutina de control definitiva un seguimiento de patrón, la cual resulta más simple y estable. A su vez es independiente de las posibles pérdidas de presión negativa (inevitables) que puedan existir (ver 3.4). De igual manera permite elegir la evolución en el tiempo que se quiera obtener para la PIA.

5.6.1. Modelo predictivo

Tal como se describe en la sección 3.2, el modelo predictivo precisa de una calibración previa para determinar los parámetros del sistema para luego controlar la evolución de la PIA.

A continuación se describe el código implementado para probar este modelo.

Rutina principal

1. Al inicio del proceso debe calibrarse: obtener valores de $X_{1,4} = [\frac{\beta}{C}, \frac{1}{K.C^2}, \frac{V_0}{C}, \frac{1}{K.C}]$.
2. Luego controla el funcionamiento de la bomba para llegar a la PIA en el tiempo correspondiente, mediante tiempo de encendido y tiempo de apagado de la bomba.

Calibración

1. Enciende la bomba
2. Lee valores de la PIA durante 10 s, muestreando a 1 Hz
3. Apaga la bomba
4. Aproxima por mínimos cuadrados los valores de $X_{1,4} = [\frac{\beta}{C}, \frac{1}{K.C^2}, \frac{V_0}{C}, \frac{1}{K.C}]$
5. Salta al sistema de control

Control

1. Estima el tiempo que demoraría en llegar a la PIA_f
2. Calcula el valor del ciclo de trabajo de la bomba para llegar en el tiempo elegido
3. Enciende la bomba
4. Muestra a 1 Hz, durante el tiempo del ciclo de trabajo
5. Apaga la bomba
6. Recalcula los valores de $X_{1,4} = [\frac{\beta}{C}, \frac{1}{K.C^2}, \frac{V_0}{C}, \frac{1}{K.C}]$

7. Si $P_C > P_{Cf} \Rightarrow$ Vuelve a 1
8. Mantiene apagada la bomba
9. Repite Si $PIA > PIA_f + \text{umbral} \Rightarrow$ Vuelve a 1

5.6.2. Modelo de aproximación de primer grado

Se supone que la evolución de la PIA es de primer grado al aplicarle una presión negativa a la campana de vacío (ver sección 3.3). Dicho supuesto es razonable considerando el andamio de la aplicación de un escalón (entiéndase dejar prendida la bomba) al sistema. Esto se puede observar tanto en el modelo teórico realizando una resolución de la ecuación diferencial como en los resultados empíricos que se ven en la figura 5.17.

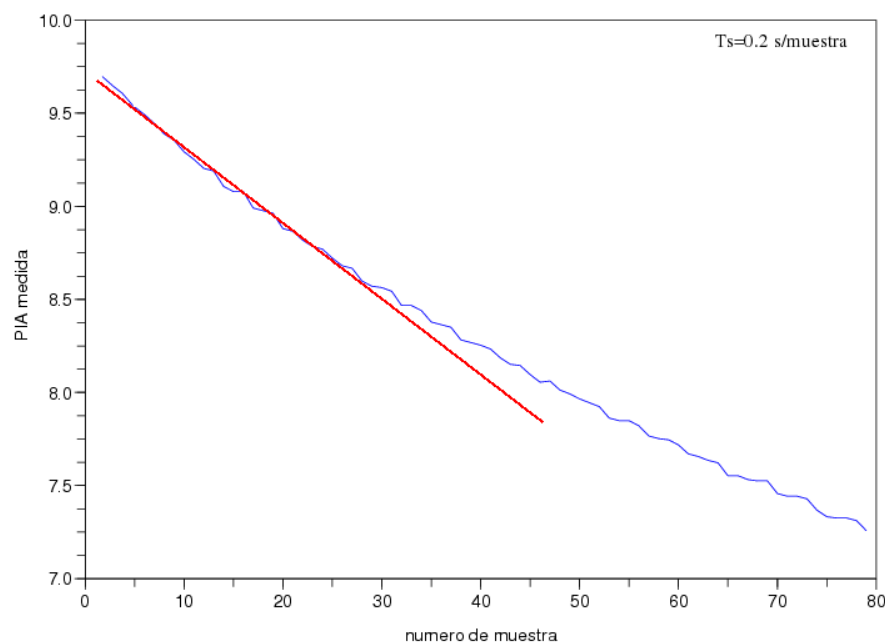


Figura 5.17: Andamio de la PIA al aplicar un escalón en la bomba y aproximación por una recta.

Este sistema, a diferencia del modelo predictivo, no necesita calibración, haciendo los cálculos de tiempo a partir de la aproximación a una recta, de la siguiente manera:

Control contrbomba.sce

1. Impone Ciclo de Trabajo = 10 % (con $T=10s$)
2. Muestrea a 10 Hz.
3. Apaga la bomba al cumplirse el Ciclo de Trabajo
4. Estima el tiempo que demoraría en llegar a la PIA_f , a partir de los valores dentro del Ciclo de Trabajo y aproximación de primer grado.
5. Calcula el valor del ciclo de trabajo de la bomba para llegar en el tiempo elegido

6. Enciende la bomba
7. Si $PIA > PIA_f \Rightarrow$ Vuelve a 2
8. Mantiene apagada la bomba
9. Repite Si $PIA > PIA_f + \text{umbral} \Rightarrow$ Vuelve a 1

5.6.3. Modelo de seguimiento de patrón

Este modelo de control se basa en la idea de no permitir que la $PIA(t)$ se encuentre fuera de un entorno determinado entorno a $r(t)$, donde $r(t)$ es la función en el tiempo del patrón a seguir, tal como está descrito en la sección 3.4.

Podrían generarse errores en los casos que la bomba tenga un caudal tan alto que disminuya la PIA fuera del entorno de control, en un tiempo menor al período de muestreo. La insensibilidad a las pérdidas se da siempre y cuando éstas no sean mayores al caudal; en dicho caso se generaría un encendido constante de la bomba, situación en la que el sistema lanza una alarma para que se solucione el ajuste de la campana al abdomen.

Control `contrbomba.sce`

1. Genera el patrón de seguimiento a partir de la PIA_f buscada y el t_f querido
2. Si $PIA(t) > r(t) + \text{umbral} \Rightarrow$ Encender bomba
3. Si $PIA(t) < r(t) - \text{umbral} \Rightarrow$ Apagar bomba
4. Si bomba encendida durante $t > t_{max} \Rightarrow$ Apagar bomba y lanzar alarma
5. Mientras no se llegue a PIA_f volver al paso 2
6. Cuando llega a PIA_f cambia el patrón a $r(t) = PIA_f$ y vuelve al paso 2

5.6.4. Diseño de filtro digital

En la sección 3.4.3 se explica el método para determinación del ancho de banda de las señales de presión. Dado que ambas señales tienen un ancho de banda similar, se utiliza la misma función de transferencia $H(z)$. La misma es calculada utilizando la función *filter* de SciLab. Con una frecuencia de muestreo de $30Hz$, la función de transferencia es:

$$H(z) = \frac{0,0000133z^{-4} + 0,0000532z^{-3} + 0,0000798z^{-2} + 0,0000532z^{-1} + 0,0000133}{0,7199103z^{-3} - 3,1159669z^{-2} + 5,0679984z^{-1} - 3,6717291} \quad (5.2)$$

5.6.5. Registro de historia clínica

Los datos obtenidos y generados por ABDOPRE, son guardados siguiendo la norma NAS-MONTEVIDEO [4]. Ésta normaliza el formato y estructura en que son guardados los datos obtenidos: para cada aplicación se genera un archivo *maestro* NOMBRE.MST, que contiene la siguiente información:

```
20070412GonzaloGaribaldi17.MST
abdopre.sce
Jueves 12/04/2007
17:47:02
Tiempo de muestras, milisegundos: 33.333333
```

Observaciones de inicio de adquisición:

Se busca reducir la PIA inicial de 12.6 mmHg un total de 5 mmHg en 10 minutos

datos del paciente

Registros:

Pc.A01,N=17527,check=-74325.638,1024=1,0=0,mmHg

PIA.A01,N=17527,check=155937.53,1024=1,0=0,mmHg

Cada aplicación de ABDOPRE, se registra con un nombre único, garantizado con la siguiente estructura:

AAAAMMDDNombreDelPacientehhmm

Donde AAAA es el año en formato de cuatro dígitos, MM es el mes en formato de dos dígitos, DD es el día, NombreDelPaciente es el nombre completo del paciente sin espacios ni dígitos especiales y hhmm la hora y minutos de aplicación en formato 24h.

Para este identificador de aplicación, se genera un directorio con dicho nombre y dentro de éste se guarda el archivo *maestro* y los archivos de datos. El archivo *maestro* tiene como nombre: AAAAMMDD-NombreDelPacientehhmm.MST.

De esta forma es fácilmente recuperable la información, ya que es una estructura sencilla de formar.

La primera línea repite el nombre del archivo para verificación. La segunda línea es el nombre del programa que genera el archivo, tal como está especificado en la norma. Luego se imprimen la fecha y la hora de adquisición, y la información del período de muestreo.

El campo de Observaciones de inicio de adquisición contiene información útil para el equipo clínico, ingresado por el mismo al momento de iniciar el tratamiento.

Luego existe un campo en que se especifica los archivos de señal registrados. Para cada señal se genera un archivo en formato ASCII donde se guardan los valores de la misma, según se explicita en el archivo *maestro*.

Sin buscar diseñar e implementar un sistema de base de datos para la información clínica de ABDOPRE, ya que eso quedaría fuera del alcance del proyecto, los datos guardados deben estar en una estructura consistente y funcional a efectos de utilizar el sistema.

5.6.6. Interfaz gráfica con el usuario

La interfaz gráfica tiene como objetivo solicitar los datos para el tratamiento (PIA buscada, tiempo, etc.), registrar el historial del tratamiento para cada paciente y monitorear los valores de la PIA en tiempo real.

En el inicio de la aplicación en la pantalla principal se puede acceder a las siguientes opciones del menu principal:

1. Paciente

- **Nuevo Paciente:** Permite ingresar un nuevo paciente. Los datos pedidos son el nombre del paciente, el número de registro, la fecha y hora de ingreso, y observaciones al ingreso.
 - **Cerrar Paciente:** Cierra al paciente anterior, para dar opción a ingresar un nuevo paciente.
2. **Monitor de valores:** Despliega un cuadro de diálogo donde se actualiza en tiempo real los valores de la PIA y la presión de la campana.
3. **Tratamiento**
- **Nuevo tratamiento:** Permite comenzar un nuevo tratamiento para el paciente ingresado.
 - **Ver tratamiento anterior:** Despliega la gráfica de evolución de la PIA de un tratamiento anterior.
4. **Configuración avanzada**
- **Cambio de bomba:** Informa de un cambio en la bomba para retomar el conteo de horas de uso.

La interfaz gráfica está basada en un sistema de menús y ventanas para facilitar su entendimiento y utilización. En el capítulo 9 se comentan mejoras futuras de la misma para hacer aún más intuitivo su uso. Debido a la complejidad de su implementación, dichas mejoras caen fuera del alcance de este proyecto. La figura 5.18 muestra una captura de pantalla de la interfaz gráfica funcionando.

La interfaz de usuario tiene también la función de notificar la necesidad de recambio de la bomba. Cumplidas 100 horas de uso de la bomba de vacío (ver sección 4.5) la interfaz notifica la necesidad de hacer un recambio, no pudiéndose utilizar más a las 150 horas, máxima cantidad de horas de uso indicada por el fabricante [2]. Dicho recambio debe notificarlo el usuario mediante la opción de *cambio de bomba* en el menú de *configuración avanzada*. Sin embargo si el tiempo máximo es superado durante un tratamiento el sistema permite continuar el mismo hasta su finalización.

Durante la aplicación del tratamiento, es deseable presentar una gráfica de la evolución en tiempo real de la PIA y la presión de la campana. Para ello, se muestran dos gráficas, una que muestra un inventariado en el tiempo y otra que presenta un submuestreo de las señales de las presiones. De esta forma el médico puede ver una gráfica de la evolución de las presiones desde el inicio del tratamiento (a nivel más grosero por el submuestreo) y una gráfica de los valores en tiempo real de las presiones en el último ciclo de trabajo de la bomba. La figura 5.19 muestra un ejemplo de ambas gráficas.

A su vez, si durante un tratamiento se genera una alarma, se abre un cuadro de diálogo donde se notifica de la misma. Esto sumado al sonido del auricular son los mecanismos de comunicación de alarmas del sistema al usuario. Al mismo tiempo se genera un registro en un fichero especial con la alarma.

En la figura 5.20 se observa el diagrama de flujo de la interfaz de usuario al momento de ingresar un nuevo paciente y tratamiento. Allí se aprecia cómo se ingresa al paciente, luego se realiza un nuevo tratamiento y la lógica básica que utiliza para lograr el control de la PIA mediante el modelo de seguimiento de patrón descrito en la sección 5.6.3.

En la sección A.3.1 del manual de usuario, se encuentra una descripción de uso de la interfaz con el usuario. Por otro lado en el apéndice D se encuentra el código fuente Scilab utilizado para la realización de la interfaz de usuario.

5.6.7. Comunicación PIC

El protocolo de comunicación con el PIC, es muy sencillo, ya que la función del PIC en esta versión de ABDOPRE, es únicamente comunicación de datos y encendido o apagado de la bomba y alarma. En

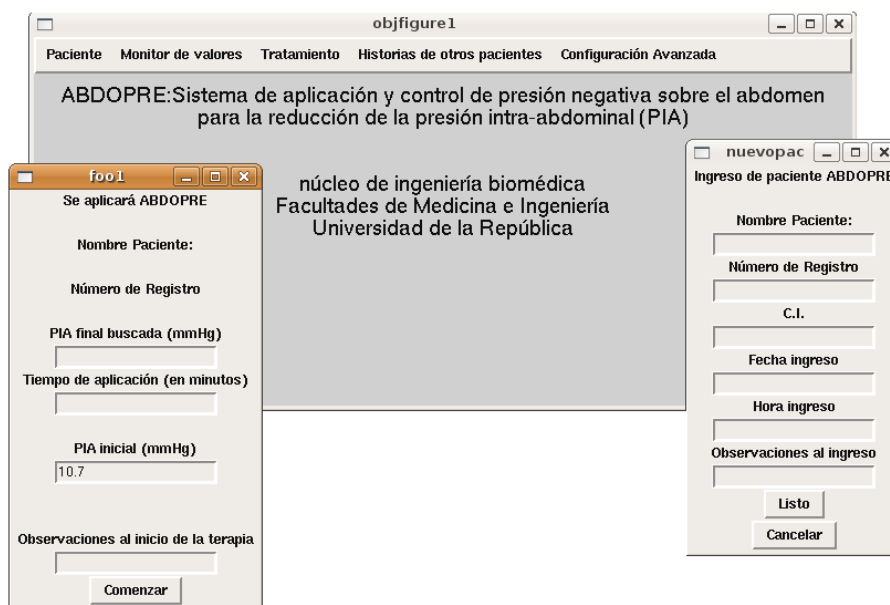


Figura 5.18: Captura de pantalla de la interfaz de usuario

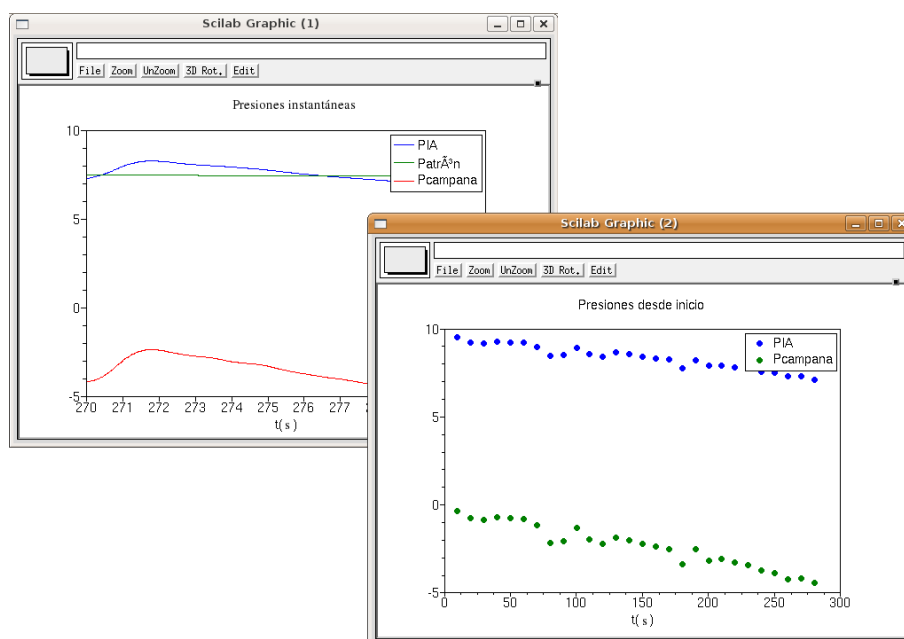


Figura 5.19: Ejemplo de ambas gráficas de un tratamiento

el apéndice C se expone el código fuente para la programación del PIC. Futuras aplicaciones del PIC son expuestas en el capítulo 9.

El subprograma de comunicación realiza las siguientes tareas:

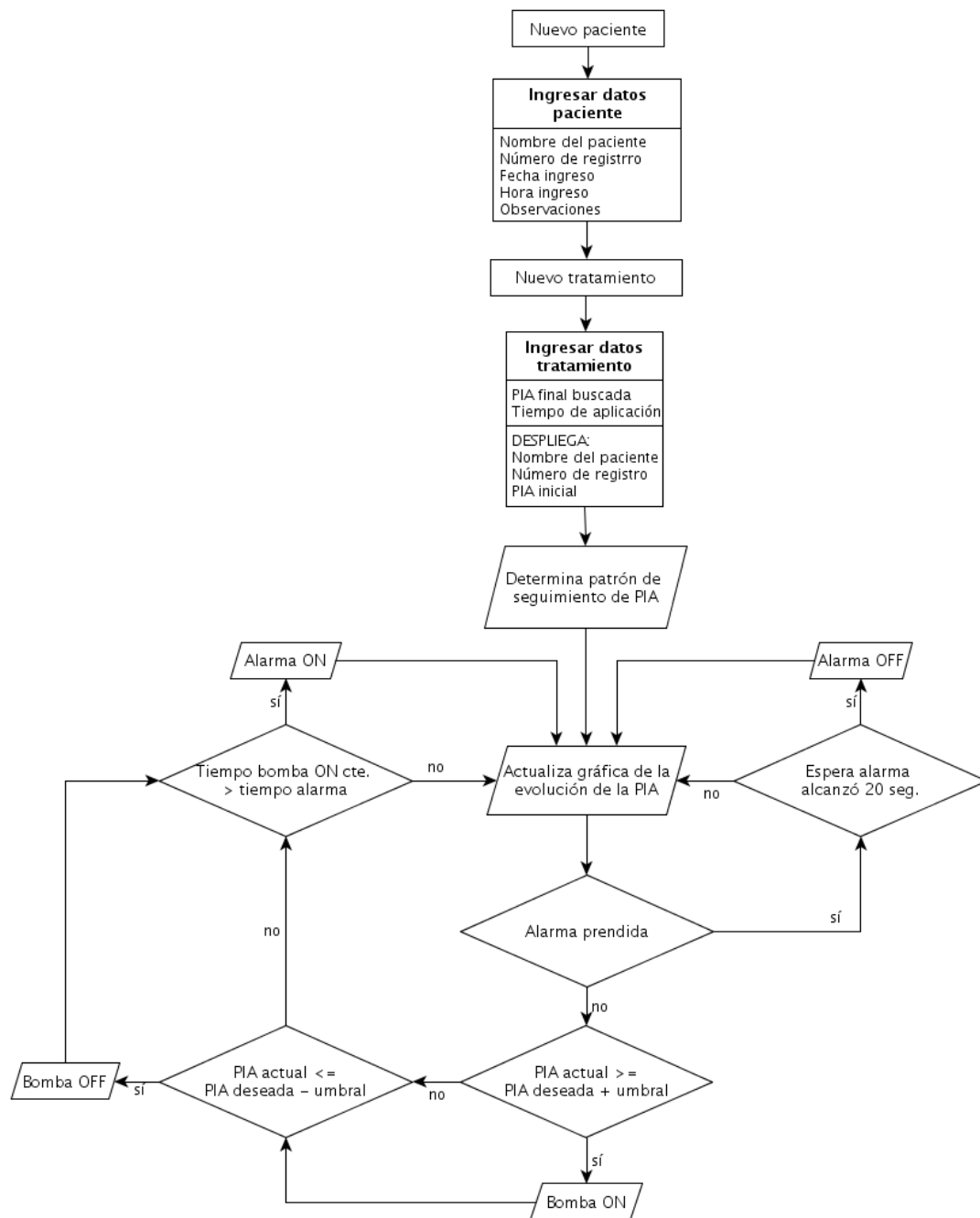


Figura 5.20: Diagrama de flujo de la interfaz de usuario de ABDOPRE.

1. Envía I1 para pedir la PIA
2. Envía C1 para pedir la P_C
3. Envía B0 para pedir apagar bomba
4. Envía B1 para pedir prender bomba
5. Envía A1 para pedir encender alarma

6. Envía A0 para pedir apagar alarma

- Los valores de PIA y P_C los recibe en formato de 10 bits alineado a izquierda
- Luego de realizar el PIC la tarea encomendada envía la misma cadena recibida, como confirmación.

Seguridad del paciente

Al ser ABDOPRE un equipo de uso médico, debe cumplir con una serie de requisitos de seguridad. En este capítulo se explican las medidas de seguridad eléctrica tenidas en cuenta para el diseño de ABDOPRE.

Se describen brevemente los efectos de la corriente eléctrica sobre el cuerpo humano, y las normas de seguridad eléctrica para equipos médicos. Se explican los detalles de implementación de ABDOPRE para el cumplimiento de dichas normas.

6.1 Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano

El efecto del pasaje de una corriente eléctrica por el cuerpo humano depende de muchos factores, entre los que se encuentran la intensidad y la frecuencia de dicha corriente. Está demostrado empíricamente que la impedancia de los tejidos humanos es mínima en el entorno de las frecuencias industriales, o sea entre de los 50 - 60Hz. Por ejemplo, el umbral de percepción a 50 Hz es de aproximadamente 0,5 mA, mientras que a 100 kHz es superior a 10 mA.

Respecto a los efectos en función de la intensidad de la corriente, a 50 Hz tenemos que el umbral de percepción es de 0,5 mA, mientras que una corriente de 1 mA produce dolor. El límite para soltar (el cable que está en contacto con el cuerpo) o *let go* es de aproximadamente 10 mA, mientras que una corriente de 20 mA produce dificultades respiratorias.

Otro factor importante tiene que ver con el punto de ingreso de la corriente al cuerpo humano y por dónde circula la misma. En este punto distinguimos dos tipos de shocks eléctricos: el macroshock y el microshock.

Macroshock Hablamos de macroshock cuando la corriente eléctrica entra y sale del cuerpo mediante contactos que atraviesan la piel[3].

Microshock Hablamos de microshock cuando la corriente eléctrica entra al paciente por un punto interior a su cuerpo y circula por algún tejido interno. Estas corrientes son de orden 1000 veces menor que las corrientes de macroshock.

6.2 Norma IEC-60601

La norma IEC-60601 busca normalizar los criterios de seguridad eléctrica de equipos de uso médico. Tuvo diversas ediciones: la primera en 1977 y la segunda en 1988, a la cual se le introdujeron dos enmiendas: A1 en 1991 y A2 en 1995.

La norma define equipo médico como: *Equipo eléctrico, cuyo propósito sea diagnóstico, tratamiento o monitoreo de pacientes bajo supervisión médica, que mantenga contacto físico o eléctrico con el paciente y/o transfiera energía hacia o desde el paciente y/o detecte dicha energía transferida hacia o desde el paciente* - sub cláusula 2.2.15.

A su vez, esta norma define diversos términos a utilizar:

- DUT - Device Under Test: Dispositivo a ser probado
- Parte aplicada: parte del equipo médico que durante su uso normal entra en contacto con el paciente
- Aislación básica: aislamiento que provee una protección básica contra shocks eléctricos
- Aislación doble: agrega un grado más de aislamiento que la básica

6.2.1. Clasificación de equipos médicos

La norma clasifica los equipos médicos de acuerdo con el tipo de protección contra shocks eléctricos y de acuerdo con el grado de protección contra ellos.

- Clase I: Equipo cuya protección contra shock eléctrico no se basa en una aislación básica, sino que incluye una conexión a tierra en la instalación para que una parte metálica accesible no pase a viva en caso de una falla.
- Clase II: Se basa en una protección mediante una doble aislación de las partes vivas, no incluyendo una provisión para tierra de provisión.
- Tipo B: Se provee un grado particular de protección contra choques eléctricos limitando corrientes de fuga.
- Tipo BF: En este caso la parte aplicada está *flotando* respecto a cualquier referencia.
- Tipo CF: Parte aplicada está flotando y está pensada para uso cardíaco.

6.3 Medidas de seguridad eléctrica

En el diseño de ABDOPRE se previeron diversos niveles de protección contra choques eléctricos. Debido a la forma de aplicación de ABDOPRE mediante un catéter intravesical, es importante prever que no existan corrientes de fuga de valores mayores a los límites para microshock.

El circuito se divide en dos secciones: sección *de aislación médica* y sección *de aislación regular*. La sección *de aislación regular* está alimentada mediante un transformador común, mientras que la sección *de aislación médica* está alimentada mediante la fuente de grado médico. Tanto el transformador como la fuente de grado médico se alimentan de la red eléctrica de 220V.

Para darle un grado más de seguridad al sistema en la sección *de aislación regular*, se diseñó que el secundario del transformador se encuentre *flotando* respecto a la tierra. De esta forma en caso de una falla, se evita un flujo de corriente de cortocircuito a través de la falla (o sea, el paciente). En el caso ideal (o sea, sin considerar corrientes de fuga), una falla de aislación en este sentido no tiene efectos negativos.

Como no pueden despreciarse estas corrientes de fuga, se utiliza para alimentar los transductores (que tienen contacto con el paciente mediante el catéter) una fuente Cóndor (de grado médico). La salida de estos transductores se conectan a un amplificador de aislación que separa galvánicamente la sección *de aislación médica* de la *de aislación regular*. De esta forma se tienen dos grados de aislación para el paciente: Los amplificadores de aislación, y el transformador con secundario flotante respecto a la tierra.

Clasificación de ABDOPRE según IEC-60601

Según lo descrito antes, ABDOPRE puede ser clasificado como un equipo Clase I, tipo BF, ya que el catéter se encuentra aislado respecto a la instalación eléctrica gracias al uso de los ISO122 y la fuente de grado médico.

Pruebas de corrientes de fuga

Las pruebas fueron realizadas con el dispositivo DALE600, que mide la corriente de fuga a través de la parte aplicada al paciente, en este caso el catéter. Si bien este dispositivo fue diseñado para probar corrientes de fuga en electrocardiógrafos, se logró hacer que el catéter se convirtiera en conductor (como un electrodo de electrocardiógrafo) llenándolo con una solución acuosa conductora, mientras está conectado al transductor correspondiente y endecido.

Las corrientes medidas deben ser menores al límite establecido para microshock ($10\ \mu A$). Las pruebas con el DALE600 dieron como resultado que existe una corriente de fuga máxima entre el catéter y tierra de $1\ \mu A$, y la corriente de fuga a tierra de $3\ \mu A$, siendo éstas menores a los límites establecidos para corrientes de microshock.

Pruebas y resultados obtenidos

7.1 Voltajes de continua en los puntos críticos

En la tabla 7.1 se observan los voltajes de continua en los puntos críticos del circuito de ABDOPRE, estando ambas entradas de los catéteres a presión atmosférica.

Componente	Voltaje de continua
INA114	$V_+ = 14,75V$ $V_- = -15,10V$
PIC	$V_{CC} = 5,01V$
MAX232	$V_{CC} = 5,01V$
Transductor campana	$V_{in} = 15,10V$ $V_{PIAoffset} = 6,63V$
Transductor catéter	$V_{in} = 15,10V$ $V_{campanaoffset} = 6,64V$
Fuente de grado médico	$V_+ = 15,10V$ $V_- = -15,07V$

Cuadro 7.1: Voltajes de continua en puntos críticos.

Mediante estos resultados se pudo comprobar el correcto funcionamiento del circuito en sus valores de continua,.

7.2 Calibración del sistema

Para lograr un buen funcionamiento del sistema es necesario conocer de qué manera se corresponden los datos medidos con las presiones en mmHg. Para dicho propósito se realizaron medidas simultaneas de las presiones mediante un manómetro confeccionado por el equipo de estudiantes (ver figura 7.1), los voltajes de salida de los transductores y los valores de digitalización del conversor A/D de 10 bits del PIC.

Las figuras 7.3 y 7.2 muestran las gráficas de los datos de la tabla 7.2, utilizadas para calibrar el transductor de la PIA. Mediante la gráfica 7.3 se determinó la relación entre los valores de salida numérica del PIC (que por simplicidad llamaremos valores expresados en *bits*) y las presiones expresadas en mmHg. Gracias a esto se logró determinar el parámetro a utilizar en la programación del software (ver apéndice D) que permite el despliegue correcto expresado en mmHg en la interfaz de usuario. Del mismo modo se procedió para la determinación del parámetro necesario para una correcta medida en de la presión de la campana.

A partir de estos valores se determinaron entonces los factores que se muestran en la tabla 7.3.

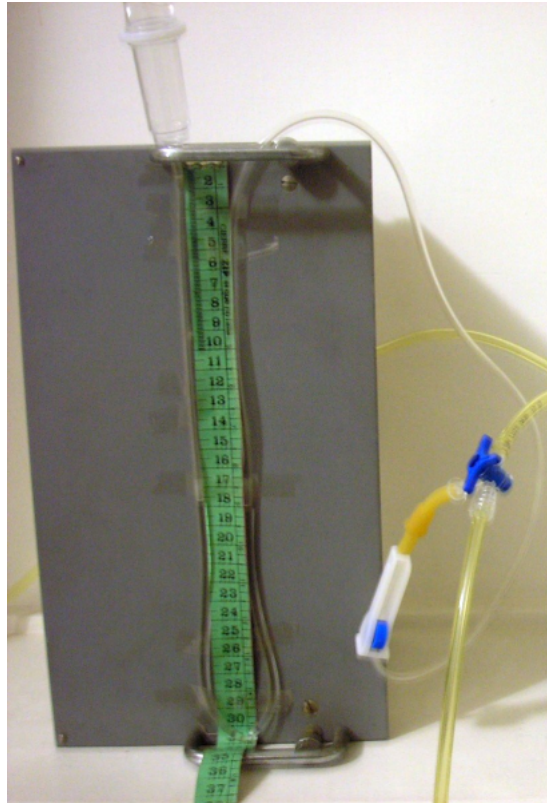


Figura 7.1: Manómetro utilizado para lograr las calibraciones del sistema.

Presión (mmHg $\pm$ 0,1)	Salida del transductor(V $\pm$ 0,01)	Bits $\pm$ 1
18.9	7.30	578
17.5	7.23	526
16.0	7.20	490
14.8	7.16	482
13.4	7.09	388
11.8	7.04	345
10.5	6.99	274
9.1	6.93	211
7.7	6.86	145
6.0	6.81	87
4.3	6.76	32
3.4	6.70	0

Cuadro 7.2: Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.

7.3 Medida del ruido de la etapa de amplificación

Como se explica en la sección 5.2.3 a la salida del INA114 se encuentra un filtro RC pasabajos de primer orden, de frecuencia de corte de 8Hz. Para comprobar el buen funcionamiento del mismo se realizaron medidas mediante un osciloscopio. En la figura 7.4 se observa el ruido a la salida del INA114,

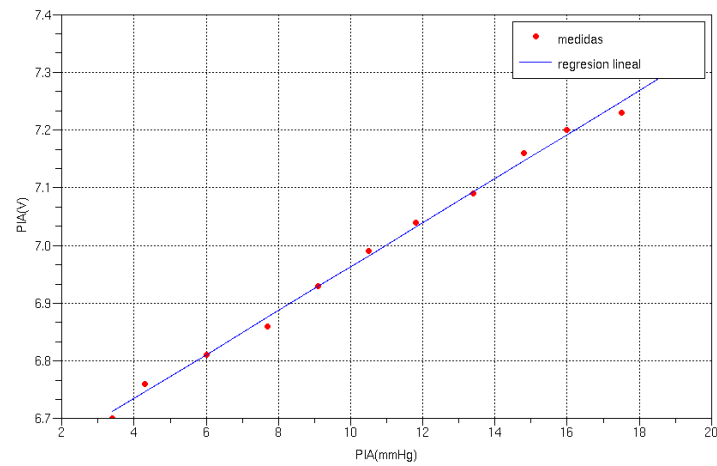


Figura 7.2: Gráfica del voltaje de salida del transductor de la PIA.

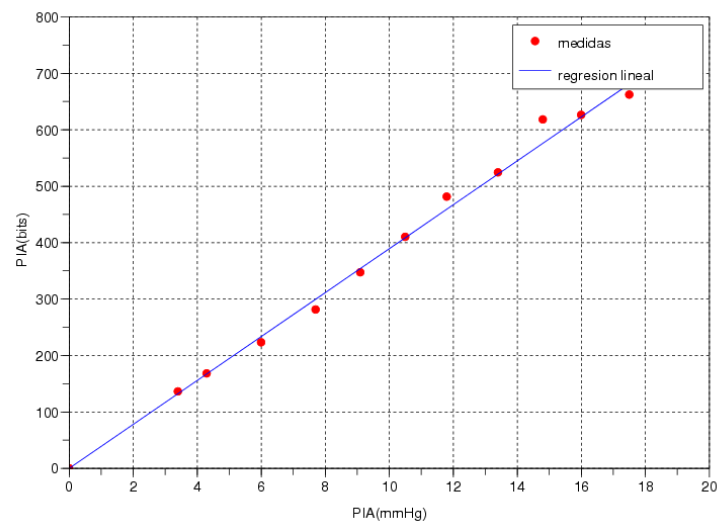


Figura 7.3: Gráfica de los bits medidos por el sistema en función de la PIA.

Transductor	factor (V/mmHg)	factor (bits/mmHg)
PIA	0,038	38,92
Pcampana	0,036	10,31

Cuadro 7.3: Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.

en tanto que la misma señal filtrada por el filtro pasabajos se observa en la figura 7.5.

Se confirmó entonces que el filtro pasabajos funciona de manera correcta con lo deseado.

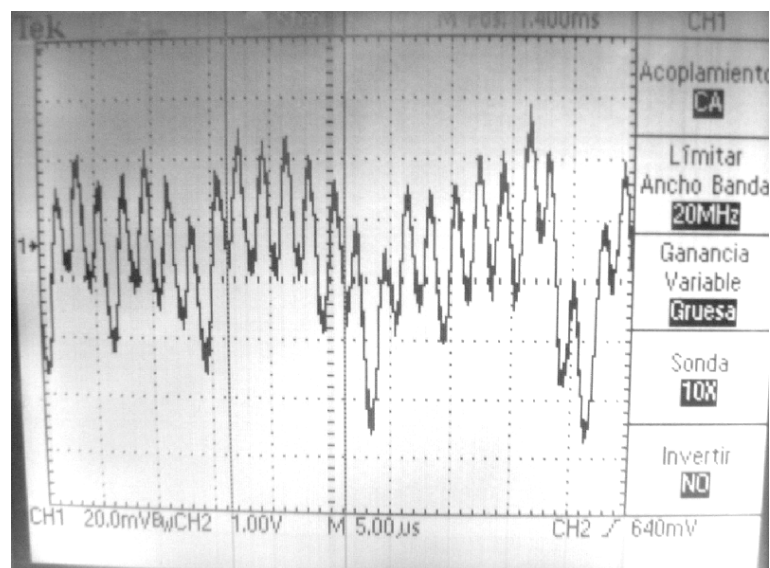


Figura 7.4: Ruido medido a la salida del INA114.

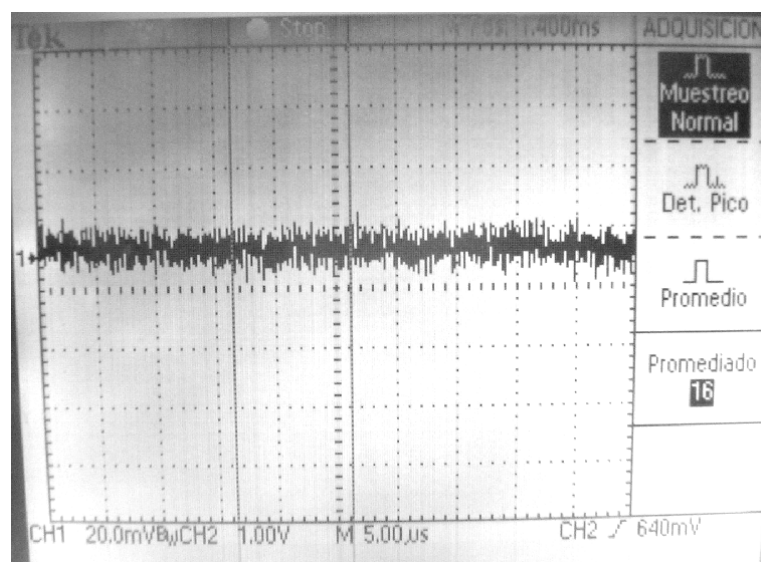


Figura 7.5: Ruido medido a la salida del filtro pasabajos del INA114.

7.4 Deriva de los transductores en el tiempo

Se realizó un estudio de la deriva de los transductores con el correr del tiempo, para determinar qué tan constante es su salida para una misma entrada (repetibilidad, ver sección 5.1). Para ello se midió la salida de los transductores durante varios días consecutivos, con sus dos puertos a presión atmosférica y un voltaje de alimentación de 15V. En la tabla 7.4se observan dichas medidas.

Dia	Salida (V)	Salida (V)
	Transductor campana	Transductor PIA
1	6,61	6,57
2	6,61	6,57
3	6,61	6,57
4	6,61	6,58
5	6,60	6,60
6	6,60	6,58
7	6,60	6,58
8	6,61	6,58
9	6,61	6,57
10	6,61	6,56
11	6,60	6,56
12	6,60	6,56

Cuadro 7.4: Tabla de los valores utilizados para la calibración de las medidas tomadas del transductor de la PIA.

Se puede observar que la salida de los transductores tiene una variación de alrededor de 0.3 %, la cual es despreciable.

7.5 Problemas suscitados y sus soluciones

Problema	Solución
Al conectar el sistema a la fuente, el voltaje de +5 V subía a +8 V	Un INA defectuoso, que según búsquedas en internet, generaba un elevador de voltaje parásito. Se cambió el INA.
Problemas de comunicación RS-232 y PIC	Estaba mal diseñado el circuito de conexión. Era la imagen especular.
El ADC del PIC es muy impreciso. Introduce ruido en la banda de interés.	Utilizar un ADC más preciso, externo al PIC y comunicarlo con él, mediante los puertos digitales. (Fuera del proyecto) Aumentamos el tiempo de estabilización del capacitor de muestreo al doble de lo especificado en la hoja de datos. Esto mejoró la precisión

Cuadro 7.5: Problemas suscitados y sus soluciones.

7.6 Corrientes de fuga

Como se describió en la sección 6.3 las pruebas para las corrientes de fuga fueron realizadas con el dispositivo DALE600, que mide la corriente de fuga a través de la parte aplicada al paciente, en este caso el catéter.

Las pruebas con el DALE600 dieron como resultado que existe una corriente de fuga máxima entre el catéter y tierra de $1 \mu A$, y la corriente de fuga a tierra de $3 \mu A$, siendo éstas menores a los límites establecidos para corrientes de microshock.

7.7 Prueba general del sistema de control

Se realizaron varias pruebas de tratamiento, de corta y larga duración, sobre el fantoma. En las siguientes secciones se muestra una selección de dichas pruebas.

Por otro lado se muestra una aplicación sobre el abdomen de una persona.

7.7.1. Prueba de corta duración

Se realizó una prueba de cortaduración sobre el fantoma durante 5 minutos. En la figura 7.6 se observa el resultado de dicho tratamiento.

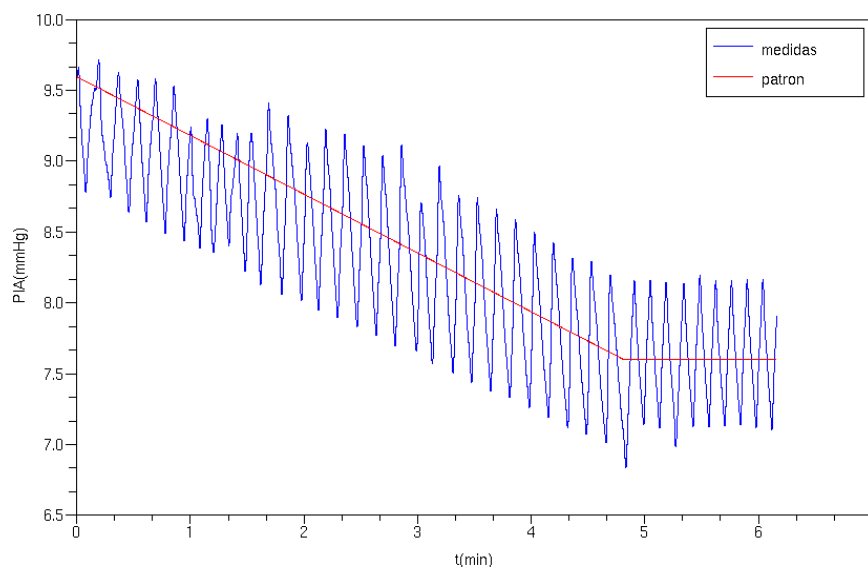


Figura 7.6: Tratamiento de 5 minutos aplicado al fantoma.

A continuación se muestra el archivo master resultante de acuerdo con la norma NAS.

```
20070715noche5minutos01.MST
abdopre.sce
Domingo 15/07/2007
```

01:24:25

Tiempo de muestras, milisegundos: 33.333333

Observaciones de inicio de adquisición:

Se busca reducir la PIA inicial de 9.6 mmHg a 7.6 mmHg en 5 minutos

dddd

Registros:

Pc.A01,N=8665,check=-18633.643,1024=1,0=0,mmHg

PIA.A01,N=8665,check=73191.232,1024=1,0=0,mmHg

Precta.A01,N=9001,check=74666.932,1024=1,0=0,mmHg

Alarmas.A01,N=0,check=0,1024=1,0=0,tipo_alarma ; s

PcMantenido0.A01,N=2426,check=-8715.1449,1024=1,0=0,arbitrarias

PIAMantenido0.A01,N=2426,check=18431.392,1024=1,0=0,arbitrarias

AlarmasMantenido.A01,N=0,check=0,1024=1,0=0,tipo_alarma ; s

7.7.2. Prueba de larga duración

Se realizó una prueba de larga duración sobre el fantoma durante una noche. En la figura 7.7 se observa el resultado de dicho tratamiento.

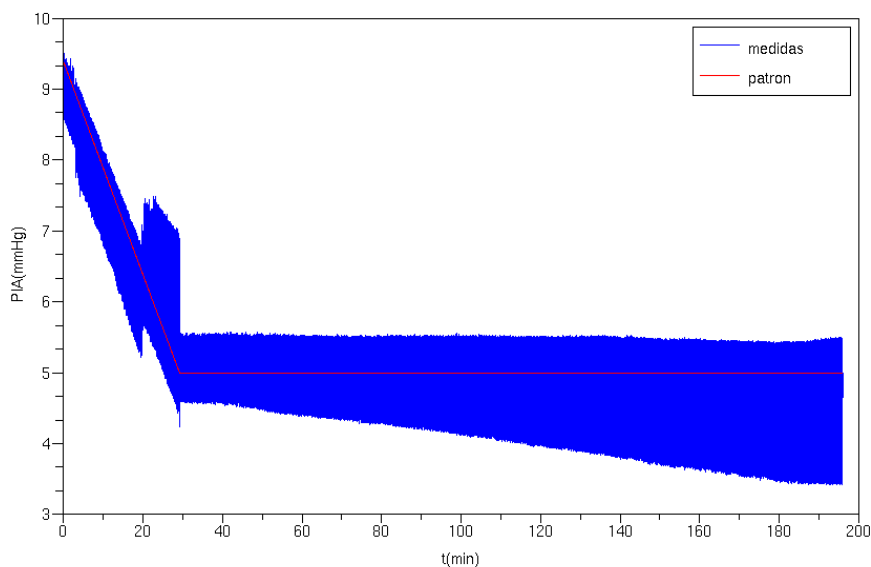


Figura 7.7: Tratamiento de larga duración aplicado al fantoma.

A continuación se muestra el archivo master resultante de acuerdo con la norma NAS.

20070715Unanochecomuesta02.MST

abdopre.sce

Domingo 15/07/2007

02:10:11

Tiempo de muestras, milisegundos: 33.333333

Observaciones de inicio de adquisición:

Se busca reducir la PIA inicial de 9.4 mmHg a 5 mmHg en 30 minutos toda la noche así

Registros:

Pc.A01,N=52771,check=-182745.71,1024=1,0=0,mmHg

PIA.A01,N=52771,check=371183.63,1024=1,0=0,mmHg

Precta.A01,N=54001,check=373872.87,1024=1,0=0,mmHg

Alarmas.A01,N=0,check=0,1024=1,0=0,tipo_alarma ; s

PcMantenido0.A01,N=373909,check=-1902911.5,1024=1,0=0,arbitrarias

PIAMantenido0.A01,N=373909,check=1789939.2,1024=1,0=0,arbitrarias

AlarmasMantenido.A01,N=0,check=0,1024=1,0=0,tipo_alarma ; s

7.7.3. Aplicación sobre el abdomen de una persona

Esta prueba se realizó para observar los efectos del equipo al ser aplicados al abdomen de un paciente. En la figura 7.8 se observa el abdomen en reposo de una persona. La figura 7.9 muestra la expansión ocasionada al abdomen al ser aplicados $-35mmHg$ en la campana de vacío. En esta ocasión, al no estar controlando la PIA, la prueba fue realizada prendiendo la bomba de vacío manualmente.



Figura 7.8: Estado del abdomen en reposo.

Durante la aplicación de ABDOPRE la persona experimentó una expansión considerable de su abdomen. A partir de los $-30mmHg$ comenzó a sentir una molestia en la pared abdominal, debido a su estiramiento, ocasionado por el vacío generado. Debido a esto se suspendió la prueba en dicho momento. La duración total de la prueba fue de tres minutos. En la figura 7.10 se observa el estado del abdomen luego de dicha aplicación.

7.7.4. Aplicación sobre paciente en terapia intensiva

El día lunes 23 de agosto de 2007 se realizó una prueba inicial sobre un paciente del Centro de Tratamientos Intensivos (CTI) del Hospital de Clínicas. En la figura 7.11 se observa el abdomen expandido de dicho paciente al aplicarle ABDOPRE.



Figura 7.9: Estado del abdomen al ser aplicados $-35mmHg$ en la campana de vacío.



Figura 7.10: Estado resultante del abdomen al haberle aplicado $-35mmHg$ durante tres minutos.

Al tener la posibilidad de medir la PIA, se logró observar la variación que induce la respiración del paciente a la PIA. Se encontraron ciertas discordancias entre los valores medidos por el equipo médico presente en el CTI y ABDOPRE de algún mmHg. Este hecho fue considerado como un error de calibración que será corregido para una segunda instancia.

Otro hecho constatado fue la tardía respuesta de la disminución de la PIA respecto al vacío realizado en la campana. Este hecho impidió la posibilidad de realizar un correcto uso del sistema de control; por lo que se optó por controlarlo manualmente. La lenta disminución de la PIA pudo deberse a que el paciente elegido resultó poseer un abdomen desmesurado respecto a las dimensiones de la campana de vacío; hecho que se constató al ajustar la campana al paciente. Esto denota la importancia de la existencia de diversos tamaños de campanas de vacío para futuras implementaciones (ver sección 9.1).



Figura 7.11: Aplicación de ABDOPRE sobre un paciente en tratamiento intensivo en el Hospital de Clínicas.

Tiempos y costos

En este capítulo se presenta el análisis de tiempos y costos para el diseño y la fabricación de ABDOPRE.

8.1 Horas persona

En la tabla 8.1 y la figura 8.1 se observa la distribución del esfuerzo de desarrollo de ABDOPRE expresado en horas persona. En la figura 8.2 se observa la evolución de las horas persona dedicadas a lo largo del desarrollo del proyecto.

Tipo de actividad	Horas persona	Porcentaje
Investigación y estudio	260	19 %
Proyecto	228	16 %
Programación	264	19 %
Armado y compras	243	17 %
Docentes	64	5 %
Documentación	175	13 %
Varios	165	12 %
Total	1399	100 %

Cuadro 8.1: Distribución del esfuerzo de desarrollo de ABDOPRE.

8.2 Costos materiales

Como se observa en la tabla 8.2 el costo total incurrido en materiales fue de \$S 17850. Con el cambio actual de \$U 25 por dolar, el costo de materiales se traduce en U\$S714.

8.3 Presupuesto general

El costo de desarrollo de un equipo incluye fundamentalmente el tiempo de proyecto (ver tabla 8.1). Para cuantificar esta actividad se considera el tiempo invertido en horas-persona (HH) y se le asigna un valor que refleja no solamente el hipotético salario de cada integrante del equipo sino también el costo de

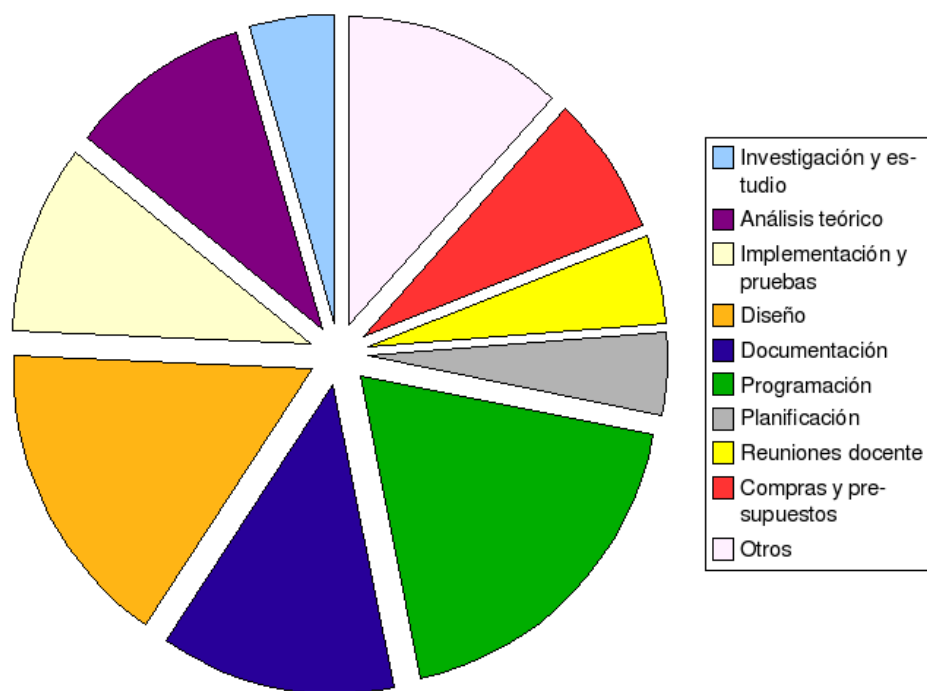


Figura 8.1: Porcentaje de horas persona dedicadas a cada etapa del proyecto.

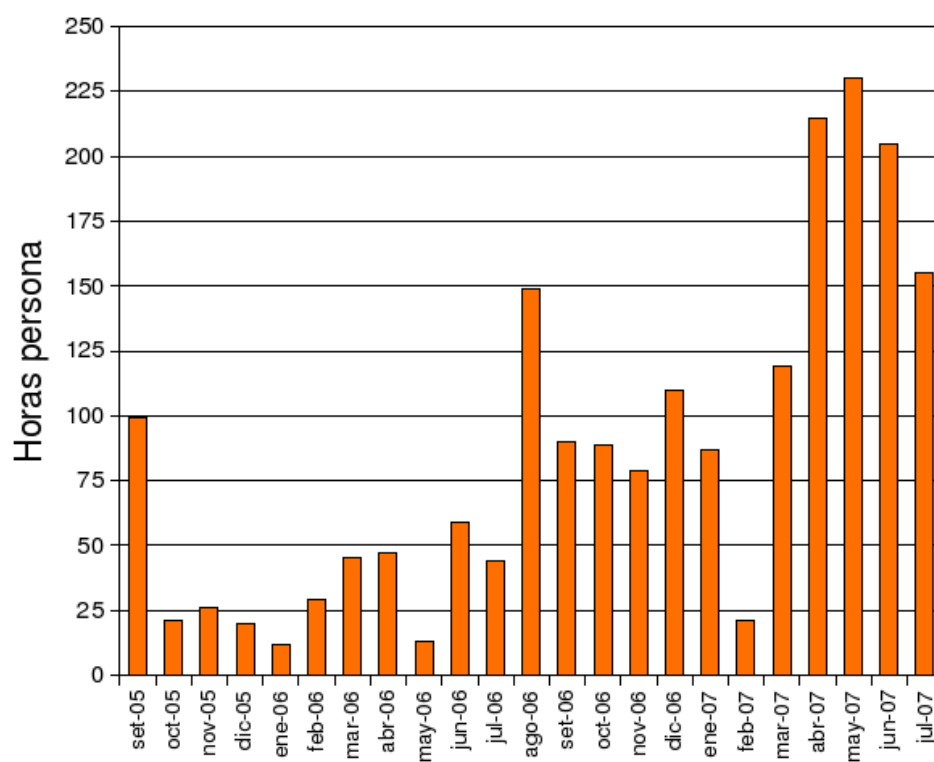


Figura 8.2: Horas persona dedicadas a lo largo del tiempo.

Ítem	Cantidad	Precio(\$U)	Total(\$U)
Bomba de vacío	1	1362,5	1362,5
Campana de vacío	1	7134,0	7134,0
Borde en silicona para campana	1	2000,0	2000,0
Placa electrónica circuito control	1	1540,0	1540,0
Placa electrónica fuente	1	1500,0	1500,0
Transformador 230/19+19 1A	1	495,0	495,0
Caja	1	260,0	260,0
Ensamblado de la caja	1	1200,0	1200,0
Calado y serigrafía de la caja	1	1200,0	1200,0
Conector NPT 1/4 x 1/8	1	22,5	22,5
Conector NPT 1/8 x 1/8	1	26,0	26,0
Conector NPT 1/4 x 1/4	2	43,0	86,0
Rebose 1/4 x 3/4	2	38,0	76,0
Rebose 1/8 x 3/8	3	2,5	7,5
Potenciómetro 10K	2	33,0	66,0
Condensador 3,3mF/50V	2	65,0	130,0
Regulador de voltaje 7818	1	18,0	18,0
Regulador de voltaje 7918	1	39,5	39,5
Regulador de voltaje 7806	1	20,0	20,0
Regulador de voltaje 78L05	1	16,5	16,5
Regulador de voltaje 78L08	1	24,5	24,5
Regulador de voltaje 78L15	1	38,0	38,0
Regulador de voltaje 79L15	1	25,0	25,0
Disipador de calor	2	50,0	100,0
Diodo 1N4007	7	1,5	10,5
MAX232	1	51,5	51,5
Relé AT1RC-5V	1	33,0	33,0
PIC16F687	1	154,0	154,0
Zócalo CI 20 patas	1	5,0	5,0
Zócalo CI 16 patas	1	4,0	4,0
Fusible 1,5A	2	4,0	8,0
Portafusible para impreso	2,0	8,5	17,0
Transistor TIP41	2	13,0	26,0
Resistencias varias	1	33,0	33,0
Condensadores varios	1	121,0	121,0
Total			17850,0

Cuadro 8.2: Tabla de costos insumidos en materiales.

la infraestructura utilizada. Para permitir comparaciones con otros proyectos, tomamos aquí la cifra de U\$S 20 por HH.

El resto de los gastos necesarios para el desarrollo de un equipo está constituido por las compras de materiales (ver tabla 8.2) y por el tiempo de armado. Se separa el tiempo de armado del tiempo de proyecto porque una vez que el prototipo esté desarrollado y se necesite duplicarlo, se deberá prever un tiempo similar al armado inicial, obviando el tiempo de proyecto y de pruebas intermedias.

La tabla 8.3 presenta un resumen de los costos enfrentados para el desarrollo de ABDOPRE, a los que se añadieron dos columnas que evidencian dos niveles de amortización del costo de desarrollo para 10 y para 1000 ejemplares. No está prevista la producción de tantos ejemplares idénticos de ABDOPRE dado que se trata de un equipo muy especializado y que está destinado a ser refinado y ajustado en el

tiempo al ritmo de las aplicaciones e investigaciones clínicas que se permitirá llevar a cabo. Se incluye sin embargo aquí esta cifra a modo de asíntota de una curva para mostrar el costo del equipo obviando gran parte del tiempo de desarrollo. Si se hace abstracción del costo de desarrollo, la cifra de U\$S 1464 (U\$S 750 de armado y U\$S 714 de materiales) concuerda con las estimaciones iniciales que fueron manejadas antes de iniciar el proyecto.

Tipo de costo	1 ejemplar (U\$S)	10 ejemplares (U\$S)	1000 ejemplares (U\$S)
HH de proyecto	27980	2798	27
HH armado	1500	1350 ¹	750 ²
materiales	714	714	714
Total	30194	4862	1491

Cuadro 8.3: Costos de desarrollo de ABDOPRE.

¹descuento del 10 % por cantidad

²descuento del 50 % por cantidad

Mejoras a futuro

En este capítulo se describen propuestas para mejorar ABDOPRE desde el punto de vista de robustez, eficiencia y facilidad de uso. Estas mejoras se han entendido como fuera del alcance del proyecto ABDOPRE dentro del marco de la asignatura Proyecto de la carrera de Ingeniería Eléctrica, plan 97. Se propone que dichas mejoras se implementen dentro del marco de un nuevo proyecto o de módulos de taller a llevar a cabo en el NIB.

9.1 Sobre la campana de vacío

Es importante seguir investigando y probando nuevos métodos de desarrollar la campana de vacío de menor altura y con un material de reborde que asegure la menor cantidad de pérdidas de vacío. A su vez, estudiar su implementación en distintas dimensiones para pacientes de distinto tamaño corporal como ser niños, embarazadas, etc.

9.2 Sobre el circuito electrónico

9.2.1. Alimentación

Actualmente, debido a la falta de disponibilidad de una fuente de grado médica exclusiva para el uso de ABDOPRE, se está utilizando la fuente Cóndor externa para su alimentación. Es importante la modificación del diseño de la caja de ABDOPRE para incorporar una fuente médica al sistema dentro de una misma caja.

Otra opción más económica, pero que requiere una investigación más profunda respecto a la seguridad frente a corrientes de microshock, es la utilización de convertidores DC-DC aislados, utilizando entonces una única fuente de voltaje. Éstos son utilizados en muchos equipos médicos en que las partes aplicadas [9] son aplicadas sobre la piel.

9.2.2. Comunicación con PC

Nuevos equipos de computadora, están comenzando a distribuirse sin puerto RS-232. Por esta razón es de vital importancia también desarrollar un puerto de comunicación USB, para la transmisión de datos. Esto implicaría también una pequeña modificación en el software. Como paso intermedio es posible utilizar

un dispositivo que permite conectar un puerto RS-232 a USB.

9.2.3. Nuevas alarmas

Es importante que el sistema verifique la correcta conexión de la bomba y otros componentes del circuito. En caso contrario, debe provocar una alarma. Igualmente debe realizarlo en caso de detectar que no está conectado el cable de comunicación con el PC.

9.2.4. Autoajuste a cero de transductores

En la actual implementación de ABDOPRE, el ajuste a cero de los transductores se realizan mediante potenciómetros internos. Este ajuste se realiza una vez por período de mantenimiento preventivo. Se propone implementar un ajuste automático mediante resistencias programables o variables mediante voltaje (resistencias CMOS).

9.3 Sobre el sistema de control

9.3.1. Control a través de la presión de campana

En momentos en que el paciente debe ser intervenido para su micción u otros procedimientos que involucren al catéter intravesical, ABDOPRE debe prever continuar el control del sistema mediante únicamente la presión de la campana. De esta forma, se evitaría tener que interrumpir el tratamiento de reducción de PIA.

9.3.2. Implementación

Para evitar la necesidad de instalar un PC junto con ABDOPRE en la sala de CTI, es posible implementar el sistema de control dentro de un DSP o un dsPIC que controle el sistema. Luego mediante un protocolo de comunicación podría enviarse los datos de la historia clínica a un PC.

9.4 Programa en PC

9.4.1. Interfaz gráfica de usuario

Se propone mejorar la interfaz gráfica haciéndola más amigable para el uso en salas de CTI, donde el uso de ratón y ventanas no es muy cómodo. El uso de monitores sensibles al tacto y un teclado sería lo más apropiado.

9.4.2. Registro de historia clínica

El diseño de un sistema de bases de datos para el registro (utilizando la norma NAS) de las historias de tratamiento para poder acceder a estos datos discriminados por paciente, fechas, etc, es crucial para el uso de ABDOPRE en temas de investigación y clínica.

A su vez, sería muy recomendable e interesante desarrollar un sistema de registro que utilice la norma internacional HL7 para el registro de estas historias.

Conclusiones

Fue desarrollado un prototipo de equipo para reducir la PIA, basado en un control automático de su medida a través de un catéter intravesical. Las especificaciones fueron acordadas en directa colaboración con el equipo clínico que lo concibió inicialmente y usará para satisfacer sus necesidades de tratamiento. Dado que no se encontraron descripciones técnicas de equipos similares, el proyecto de ABDOPRE planteó el desafío de entrar en territorio desconocido.

El proyecto de ABDOPRE fue desarrollado en un entorno universitario en estrecha colaboración con los médicos intensivistas, lo que le confiere los detalles de practicidad que no hubiera tenido de otra manera. En caso que la aplicación clínica de ABDOPRE resulte exitosa, esta realización pondrá a disposición de las instituciones de salud de la Región un equipo confiable para la reducción controlada de la PIA en el tratamiento del síndrome agudo de compartimiento (ACS por su sigla en inglés). El mecanismo de transferencia tecnológica a la industria podrá entonces ser encarado una vez que el equipo haya obtenido el visto bueno de las autoridades sanitarias.

En términos generales, se puede decir que el proyecto cumplió con su objetivo principal, que es lograr desarrollar un dispositivo para reducir la presión intraabdominal de forma controlada, mediante un procedimiento mínimamente invasivo.

ABDOPRE implicó un gran desafío para el equipo de estudiantes, ya que fue necesario realizar investigaciones en los campos de la mecánica, el diseño industrial, la ingeniería eléctrica y la medicina.

Uno de los puntos de mayor problemática de diseño fue el definir las especificaciones iniciales desde el punto de vista mecánico, lo que también implicó una gran cantidad de investigación en conjunto con el personal del CTI del Hospital de Clínicas.

ABDOPRE cumple satisfactoriamente con los requisitos sobre la seguridad del paciente, hecho que se pudo comprobar tanto teóricamente como empíricamente.

Este dispositivo significa un gran aporte para el equipo médico del CTI, ya que puede ser utilizado no sólo para lo que fue diseñado (reducción controlada de la PIA), sino también para la investigación sobre el síndrome del compartimiento agudo. Por otro lado, existe la posibilidad de su fabricación a nivel industrial y su posterior comercialización.

En lo que respecta al trabajo general del grupo, se trabajó de forma satisfactoria, planificando correctamente los tiempos durante la realización del proyecto, a pesar de que no se pudo cumplir con el plan de tiempos original. Esto último se debió principalmente a la falta de experiencia en la realización de un proyecto de este porte, en que se mezclaron temas de diseño industrial en el caso de la campana de vacío. Puntualmente este aspecto tomó más del triple del tiempo planificado para su realización.

Mediante la realización de este proyecto se pudo comprender la magnitud que implica la realización

de un prototipo para lograr la realización de un producto final. También enseñó a coordinar trabajo en equipo y división de tareas para lograr el objetivo.

Bibliografía

- [1] Saggi B. Abdominal compartment syndrome. *The Journal of Trauma: Injury, Infection and Critical Care*, 45(3), 1998.
- [2] Cole-Parmer. Hoja de datos de miniature oem vacuum/pressure pumps cz-79600-02.
- [3] Simini F. *Ingeniería Biomédica, perspectivas desde el Uruguay*. Departamento de publicaciones de la Universidad de la República, Montevideo, Uruguay, 2007.
- [4] Simini F., Handler P., Puchet J., and Svirsky M. Nas-montevideo propuesta de normas de almacenamiento de señales. *RBE Vol 8/Nº 2*, 1992.
- [5] Valenza F., Irace M., Guglielmi M., and Gatti S. Intra-abdominal pressure may be decreased non-invasively by continuous negative extra-abdominal pressure. *Intensive Care Med, Springer-Verlag*, 2003.
- [6] Valenza F., Irace M., Guglielmi M., and Gatti S. Effects of continuous negative extra-abdominal pressure on cardiorespiratory function during abdominal hypertension: an experimental study. *Intensive Care Med, Springer-Verlag*, 2004.
- [7] Bloomfield G. Physiologic effects of externally applied continuous negative abdominal pressure for intra-abdominal hypertension. discussion. *The Journal of trauma: Injury, Infection and Critical Care*, 46(6), 1999.
- [8] Honeywell. Hoja de datos de transductor 143pc03d, 2006.
- [9] IEC. Iec 60601-1-1, equipos electromédicos. parte 1: Requisitos generales de seguridad. sección uno: Norma colateral: Requisitos de seguridad para sistemas electromédicos. diciembre 2000.
- [10] Texas Instruments. Hoja de datos de ina114, september 2000.
- [11] Texas Instruments. Hoja de datos de max232, march 2004.
- [12] Ogata K. *Ingeniería de Control Moderna*. Prentice Hall Hisp., 1991.
- [13] David M., Sánchez G., Zoppolo C., Pracca F., and Simini F. Dispositivo de presión negativa para la reducción de la presión intrabdominal. *XVI Congreso argentino de bioingeniería*, 2007.
- [14] Malbrain M. Different thecniques to measure intra-abdominal pressure (iap): time for a critical re-appraisal. *Intensive Care Med, Springer-Verlag*, 2004.
- [15] Malbrain M., Deeren D., and De Potter T. Diagnóstico del abdomen agudo en el consultorio del médico de familia. *Rev Cubana Med Gen Integr*, 2001.
- [16] Malbrain M., Deeren D., and De Potter T. Intra-abdominal hypertension in the critical ill: it is time to pay attention. *Current Opinion in Critical Care*, pages 11:156–171, 2005.

-
- [17] Malbrain M., Cheatham M., and Kirkpatrick A. Results from the international conference of experts on intra-abdominal hypertension and abdominal compartment syndrome. i. definitions. *Intensive Care Med*, 2006.
 - [18] Metaltex. Hoja de datos de relé miniatura at.
 - [19] Microchip. Hoja de datos de pic16f687, marzo 2004.
 - [20] Microsemi. Hoja de datos de 1n4000, noviembre 2003.
 - [21] Sugerman and Harvey J. Method for lowering abdominal pressure, may 1999.

A.1 Características del equipo

[illegible]

76

A.1.1. Módulo principal

El módulo principal (caja de ABDOPRE) se conecta a la PC, a la campana de vacío y al catéter intravesical. Dentro de él se encuentran dos transductores de presión, una bomba de vacío, un circuito electrónico de control y una fuente de alimentación. Los puertos de los transductores y de la bomba se encuentran accesibles en la parte posterior de la caja de ABDOPRE y se conectan a la campana de vacío mediante mangueras adecuadas. La conexión con la PC se realiza a través de un puerto RS-232 que utiliza un conector DB9 ubicado en la parte posterior.

Las figuras A.2 y A.3 muestran la parte del frente y la parte posterior de la caja de ABDOPRE, respectivamente.



Figura A.2: Vista frontal de la caja de ABDOPRE.

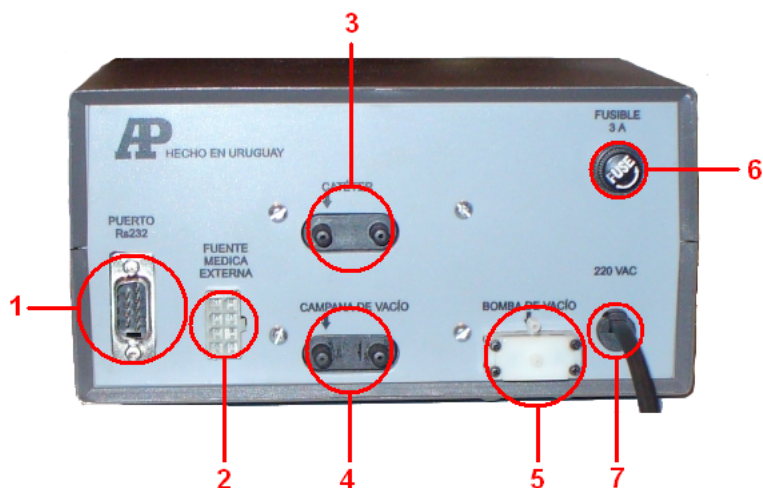


Figura A.3: Vista posterior de la caja de ABDOPRE.

Parte frontal Las partes indicadas por los números son:

1. Llave de encendido y apagado.
2. LED indicador de encendido/apagado: se prende cuando el equipo está encendido y es de color verde.
3. LED de alarma: se prende cuando ocurre una situación anormal en el funcionamiento del equipo y es de color rojo.
4. LED de funcionamiento de la bomba: se prende cuando la bomba de vacío está activa y es de color amarillo .

Parte posterior Las partes indicadas por los números son:

1. Puerto RS232 para la comunicación con la PC.
2. Conector para la fuente médica externa.
3. Transductor para la PIA. La flecha indica el puerto donde se conecta el catéter.
4. Transductor para la campana. La flecha indica el puerto donde se conecta la manguera que viene de la campana.
5. Bomba de vacío, donde se indica el puerto para conectar la manguera.
6. Portafusible.
7. Cable de corriente.

A.1.2. Campana de vacío

La campana de vacío es un recinto rígido, con forma de campana, que se ajusta herméticamente sobre el abdomen del paciente mediante una faja de tela. Se conecta mediante dos mangueras al módulo principal, una que va a la bomba de vacío y otra que va al transductor de presión. Cuenta con los respectivos conectores para dichas mangueras, de tipo NPT 1/8. Posee también un reborde de silicona vulcanizada para realizar el ajuste al abdomen. En la figura A.4 se muestra la campana de vacío.

A.2 Instalación del equipo

Para poder utilizar ABDOPRE, son necesarias dos mangueras para vacío de 3 mm de diámetro interno y 2m de longitud, que sean compatibles con los conectores tipo NPT 1/8; se precisa un catéter para conectar al transductor para la PIA. También es necesario un cable serial DB9 hembra-hembra cruzado para realizar la conexión con la PC.

A.2.1. Instalación de la campana sobre el paciente

Para instalar la campana de vacío sobre el abdomen del paciente, se debe colocar previamente la faja de tela por debajo suyo, como se muestra en la figura A.5. Luego se coloca la campana sobre el abdomen, de forma que el borde inferior de goma se ajuste a la forma del mismo, y se presiona levemente la campana contra el abdomen. Los conectores para las mangueras deben quedar fácilmente accesibles a la caja de ABDOPRE.

Finalmente se ajusta la faja para que la campana quede totalmente firme y hermética. Esto se realiza pasando las tiras de la faja por dentro de la agarradera de la campana y ajustando mediante el velcro.



Figura A.4: Campana de vacío.

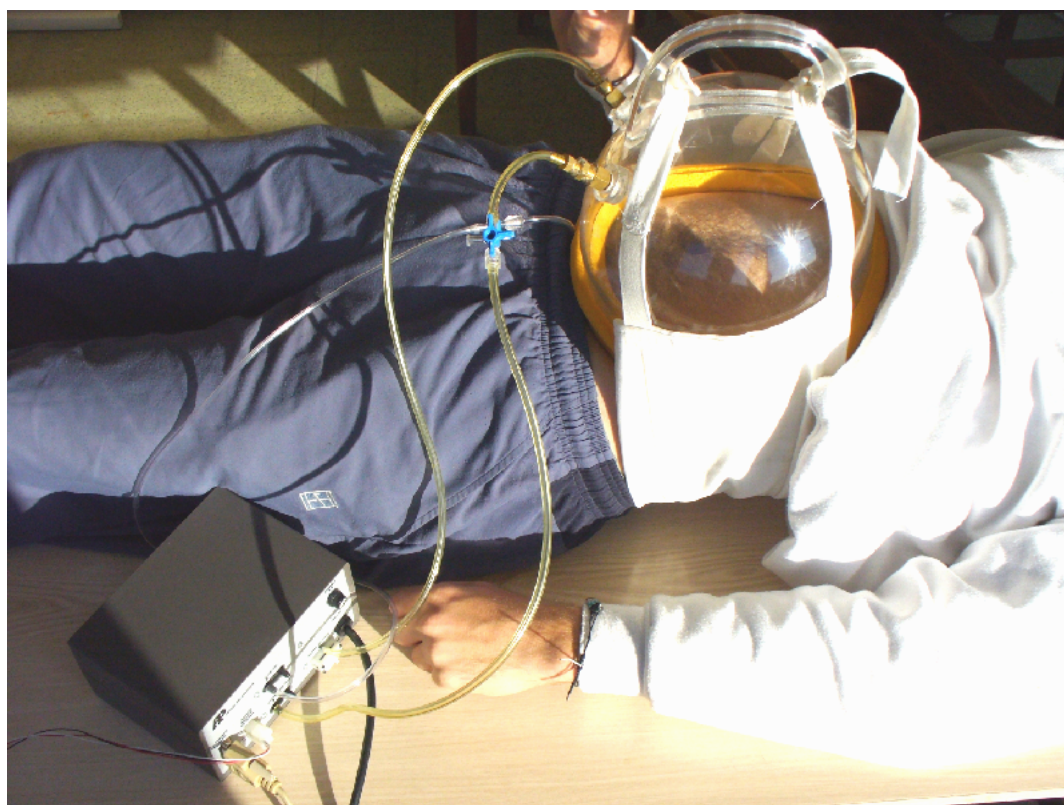


Figura A.5: Vista posterior de la caja de ABDOPRE.

A.2.2. Conexión para la medición de las presiones

Para medir la presión en la campana de vacío, se conecta una de las mangueras entre la campana y el módulo principal. Previamente se deben calentar los extremos de las mangueras en agua caliente, para ablandarlos y facilitar su introducción en los respectivos conectores.

Uno de los extremos de la manguera se introduce en uno de los conector NPT1/8 de la campana y el otro extremo se conecta al puerto del transductor indicado mediante una flecha en la parte posterior de la caja de ABDOPRE.

Otra manguera se introduce en el otro conector NPT1/8 de la campana, conectando el otro extremo a la entrada de la bomba de vacío.

Al otro transductor se conecta el catéter intraurinario, en el puerto indicado por la flecha. Debido a que la solución iónica del suero fisiológico puede resultar dañino para el transductor, tras su uso se recomienda insertar en el mismo un catéter lleno de agua destilada a efectos de limpiar el transductor de la solución salina.

A.2.3. Conexión con la PC

Se conecta uno de los extremos del cable serial al puerto RS-232 ubicado en la parte posterior de la caja de ABDOPRE, y el otro extremo se conecta al puerto serial de la PC. Verifique que el cable utilizado sea *hembra-hembra cruzado*.

A.3 Utilizando ABDOPRE

A.3.1. Interfaz de usuario

Para comenzar a utilizar ABDOPRE, se debe abrir la interfaz gráfica de usuario. La figura A.6 muestra una captura de pantalla de la misma al abrirse. Se deberá ingresar un nuevo paciente a ser tratado para luego realizarle un nuevo tratamiento.

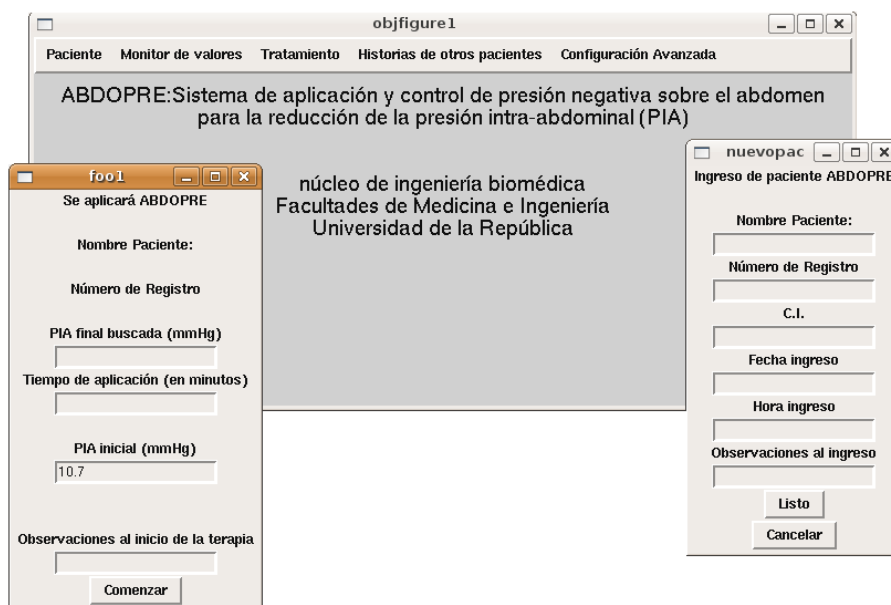


Figura A.6: Captura de pantalla de la interfaz de usuario.

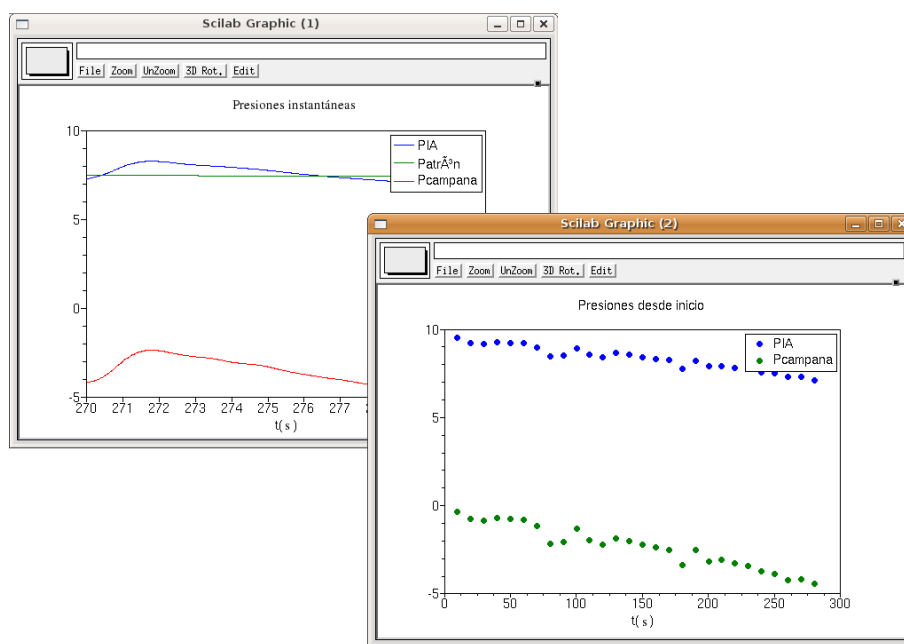


Figura A.7: Ejemplo de ambas gráficas de un tratamiento.

Ingreso de nuevo paciente

Al ingresar un nuevo paciente, se le solicitará:

- Nombre del Paciente: Ingrese el nombre del paciente
- Número de Registro: Ingrese el número de registro en el hospital
- C.I.: Ingrese el número de documento de identidad
- Fecha y Hora de ingreso: Ingrese fecha y hora de ingreso a la terapia de ABDOPRE
- Observaciones: Ingrese cualquier observación o comentario que crea importante

Tratamiento

Al comenzar un nuevo tratamiento para el paciente, el sistema le informa la PIA actual del paciente y le solicita:

- PIA final buscada
- Tiempo de aplicación: Tiempo que desea que el sistema demore en llegar a la PIA deseada
- Observaciones: Ingrese cualquier observación o comentario que crea importante

Alarmas

En esta versión de ABDOPRE, el sistema dará una alarma cuando detecte que no puede disminuir la presión de la campana correctamente, debido a un desajuste de la misma sobre el paciente. Cuando esto suceda, recolóque la campana firmemente sobre el paciente y espere que el sistema retome el procedimiento.

A.4 Mantenimiento de ABDOPRE

A.4.1. Bomba de vacío

Al cumplirse 150 horas de uso de la bomba de vacío, el sistema no permitirá que se siga utilizando la bomba. A partir de las 100 horas de uso comenzará a dar aviso de la necesidad de recambio de la misma.

Para cambiarla siga los siguientes pasos:

1. Apague y desenchufe el sistema y la fuente médica.
2. Destornille la bomba de la caja de ABDOPRE desde el exterior del mismo, en su parte inferior.
3. Extraiga con cuidado la bomba y desuelde los cables de alimentación de la misma.
4. Suelde los cables a la nueva bomba cuidando la polaridad.
5. Atornille la bomba nuevamente a la caja de ABDOPRE.
6. En el software, haga click en *Cambiar bomba*.

A.4.2. Transductores

Una vez al mes debe verificarse que la salida de los amplificadores de instrumentación INA, es 0V al estar los transductores en reposo. En caso contrario, ajustar el cero mediante los potenciómetros respectivos.

A.5 Especificaciones

Dimensiones Campana:

- Diámetro inferior: 20 cm.
- Altura: 20 cm.
- Peso: 1,0 kg.

Módulo principal:

- Largo: 25 cm.
- Altura: 10 cm.
- Ancho: 20 cm.

Alimentación 230Vac, 50Hz. más fuente médica externa de +15 y -15V.

Consumo promedio: 18W.

Accesorios requeridos

- 2 mangueras para vacío de 3mm de diámetro interno y 2m de longitud.
- 1 cable serial DB9 hembra-hembra.
- 1 catéter.

Dimensionado de los componentes

En este apéndice se muestran los cálculos que fueron necesarios para el dimensionado de los componentes de las diferentes etapas eléctricas.

B.1 Etapa de ganancia

Se calcularán las resistencias de ganancia que se le deben conectar a cada uno de los INA114 para ajustar el rango de salida de los transductores al rango de entrada del conversor A/D del PIC, que es de 0 a 5V.

Transductor campana:

$\Delta P = -100mmHg$. Sensibilidad del transductor: $s = 31,19 \frac{mV}{mmHg} \Rightarrow \Delta V = -3,619V \Rightarrow G = \frac{5}{3,619} = 1,38 \Rightarrow R_G = 131,6k\Omega$ por lo que tomamos $R_G = 127k\Omega$ al 1 %.

Transductor PIA:

$\Delta P = 30mmHg$. Sensibilidad del transductor: $s = 31,19 \frac{mV}{mmHg} \Rightarrow \Delta V = -1,086V \Rightarrow G = \frac{5}{1,086} = 4,61 \Rightarrow R_G = 13,856k\Omega$ por lo que tomamos $R_G = 13,3k\Omega$ al 1 %.

Dimensionado del divisor resistivo para cancelar el offset de los transductores:

Para cancelar los 6.56V de offset de los transductores, utilizamos divisores resistivos alimentados con 8V, con un potenciómetro incluido para ajustar los posibles errores debidos a las incertidumbres de las resistencias y de los transductores mismos. Las salidas de estos divisores se conectan a la pata inversora del INA114 que amplifica la PIA, y a la no inversora del que amplifica la presión en la campana.

Las resistencias del divisor deben ser mucho menores que la resistencia de entrada del INA114, que es de aproximadamente $2M\Omega$, pero no tan pequeñas como para cargar demasiado a la fuente de 8V. En la figura B.1 se muestra el divisor resistivo, y las ecuaciones quedan como sigue: $8 \cdot \frac{R_{2T}}{R_1 + R_{2T}} = 6,56 \Rightarrow 8 \cdot R_{2T} = 6,56 \cdot (R_1 + R_{2T}) \Rightarrow R_{2T} = 4,56 \cdot R_1$ siendo $R_{2T} = R_2 + R_{pote}$

Si tomamos $R_1 = 16K\Omega$ entonces queda $R_2 = 72,89K\Omega$ por lo que tomamos $R_2 = 68K\Omega$; ambas resistencias son al 2 %.

Tomando en cuenta las desviaciones de los valores, tenemos que:

- Si $R_1 = 15,84K\Omega$ entonces $R_{2T} = 72,16K\Omega$

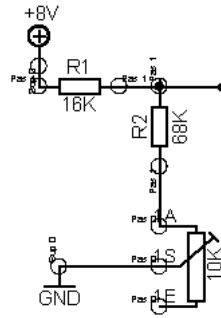


Figura B.1: Divisor resistivo

- Si $R_1 = 16,16K\Omega$ entonces $R_{2T} = 73,61K\Omega$

Como $67,32K\Omega < R_2 < 68,68K\Omega$, con un potenciómetro de $10K\Omega$ alcanza para compensar dichas desviaciones.

La corriente total consumida por el divisor es de $0,09mA$, la cual es insignificante.

B.2 Filtrado del ruido del INA114

Para suprimir el ruido se agregó un filtro RC pasabajos de primer orden, como se muestra en la figura B.2. Se calculará R y C para que el polo se ubique a $10Hz$ aproximadamente. Para que el convertor A/D del PIC funcione correctamente, la resistencia de salida de la fuente no debe ser mayor que $10K\Omega$ [19].

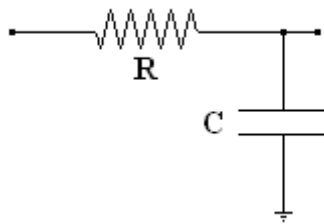


Figura B.2: Filtro RC.

El polo se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$f_C = \frac{1}{2.\pi.R.C} \quad (B.1)$$

Si se elige $C = 10\mu F$ se obtiene $R = 1,59K\Omega$, por lo tanto se elige:

$$C = 10\mu F \text{ y } R = 1,8K\Omega$$

Se decidió utilizar un condensador electrolítico de $10\mu F$ en paralelo con uno cerámico de $1\mu F$, ya que éstos últimos se comportan mejor que los primeros a altas frecuencias. Con los valores elegidos, el polo queda

$$f_C = 8,04Hz \quad (B.2)$$

B.3 Dimensionado de los condensadores de la fuente

Para elegir el valor de los condensadores de rectificación, se debe saber cuál es la corriente que va a consumir la carga. De las hojas de datos de los componentes que se van a utilizar, se llegó a que la corriente máxima que va a consumir el circuito es de aproximadamente $550mA$. La carga de salida del rectificador fue modelada como una fuente de corriente de $600mA$.

Si se considera que el tiempo en que conducen los diodos es muy pequeño en comparación con el período de la onda, entonces se puede modelar el voltaje en los condensadores como un diente de sierra. Si V_R es la amplitud del diente de sierra (ripple), entonces la pendiente vale $\frac{V_R}{0,01s}$, que es igual a $\frac{I_L}{C_R}$. Queremos que el ripple sea menor que $2V$, por lo tanto se tiene que:

$$V_R = \frac{I_L \cdot 0,01s}{C_R} \Rightarrow C_R \geq \frac{I_L \cdot 0,01s}{2V} = 3,0mF \quad (B.3)$$

Por lo tanto se elige:

$$C_R = 3,3mF \quad (B.4)$$

B.4 Voltaje del secundario del transformador de la fuente

El rango de voltajes de entrada de los reguladores 7818 y 7918 va de $21V$ a $33V$. Se debe mantener el voltaje de entrada, que es el voltaje en el condensador, lo más bajo posible para que la disipación de calor sea mínima. Por lo tanto, el pico de voltaje en el condensador debe ser:

$$V_{Smin} = 21V + 1V_{Diodo} + 2V_{Ripple} = 24V \quad (B.5)$$

Si se tiene en cuenta que la variación del voltaje de la red de UTE es de $+7\%$ y -12% , entonces tomamos como peor caso cuando éste está en el mínimo. Por lo tanto cuando $V_P = 230V_{RMS} - 12\% = 202,4V_{RMS} = 286,2V_{Pico}$ entonces $N_1/N_2 = 11,93$. Cuando $V_P = 230V_{RMS}$ entonces $V_S = \frac{V_P}{N_1/N_2} = 27,23V = 19,28V_{RMS}$ por lo tanto se toma:

$$V_S = 19V \quad (B.6)$$

Firmware del PIC

En este apéndice está expuesto el código fuente utilizado para programar el microcontrolador PIC.

C.1 Código fuente

```
#include <p16F687.inc>
__config (_INTRC_OSC_NOCLKOUT & _WDT_OFF & _PWRTE_OFF & _MCLRE_OFF & _CP_OFF & _BOD_OFF
& _IESO_OFF & _FCMEN_OFF)

cblock 0x20
PRESIONH ; Etiqueta de PRESION
PRESIONL
ORDENH ; Etiqueta de ORDEN
ORDENL
RESISTPIA
RESISTPC
endc

org 0
Start
bsf STATUS,RP0 ; selecciona la página 1 de Register
movlw 0xFF
movwf TRISA ; Hacer todo PortA entrada
bcf TRISA, 0 ; pata 19 es salida
clrf TRISC ; Hacer todo PortC salida
bsf TRISC, 6 ; entrada transductor
bsf TRISC, 7 ; entrada transductor
clrf TRISB ; Hacer todo PortB salida
bsf TRISB,5 ; RB5 entrada para RS232
movlw 0x10 ; A2D Clock Fosc/8
movwf ADCON1
bcf STATUS,RP0 ; vuelta a Register página 0

bcf STATUS,RP0 ; dirección Register página 2
bsf STATUS,RP1
movlw 0xFF ; se quieren todos los pines de Port A Analoga
movwf ANSEL
clrf ANSELH ; el resto es entrada digital (para RS232)
```

```
bcf STATUS,RP0 ; dirección Register página 0
bcf STATUS,RP1
clrf PORTC
ConfigSerial
movlw 0x90          ; seteo de opciones de recepción
movwf RCSTA
bsf STATUS,RP0
bcf PIE1,RCIE
bcf PIE1,TXIE
movlw 0x26          ; seteo de opciones de transmisión
movwf TXSTA
clrf BAUDCTL
clrf SPBRGH
movlw 0x0C
movwf SPBRG ; 19200 bps
bcf STATUS,RP0
movf RCREG,0 ; lee lo recibido
bcf RCSTA,4
bsf RCSTA,4

bcf PORTA,0

ppal
btfss PIR1,RCIF ; poll para ver si recibe ordenH
goto $-1
movf RCREG,0 ; lee lo recibido
bcf RCSTA,4
bsf RCSTA,4
movwf ORDENH

btfss PIR1,RCIF ; poll para ver si recibe ordenL
goto $-1
movf RCREG,0 ; lee lo recibido
bcf RCSTA,4
bsf RCSTA,4
movwf ORDENL

movf ORDENH,0 ; chequea orden y comanda
sublw 'B'
btfsc STATUS,Z
goto bomba
movf ORDENH,0
sublw 'I'
btfsc STATUS,Z
goto pia
movf ORDENH,0
sublw 'C'
btfsc STATUS,Z
goto pcamp
movf ORDENH,0
sublw 'A'
btfsc STATUS,Z
goto alarma
movf ORDENH,0
```

```
sublw 'F'
btfsc STATUS,Z
goto funcionam
goto error

error
; poner algo por el error
goto ppal ; vuelve al poll

bomba
movf ORDENL,0
sublw '0'
btfss STATUS,Z
goto bomba1
bcf PORTA,0 ; apaga la bomba
goto fincontrl
bomba1 addlw 1
btfss STATUS,Z
goto error
bsf PORTA,0 ; prende la bomba
goto fincontrl

fincontrl
movf ORDENL,0
movwf PRESIONH
clrf PRESIONL
call transmitir
goto ppal

funcionam
movf ORDENL,0
sublw '0'
btfss STATUS,Z
goto funcionam1
bcf PORTC,1 ; apaga LED funcionamiento
goto fincontrl
funcionam1
addlw 1
btfss STATUS,Z
goto error
bsf PORTC,1 ; prende LED funcionamiento
goto fincontrl

alarma
movf ORDENL,0
sublw '0'
btfss STATUS,Z
goto alarma1
bcf PORTC,2 ; apaga la alarma
goto fincontrl
alarma1 addlw 1
btfss STATUS,Z
goto error
bsf PORTC,2 ; prende la alarma
```

```
goto fincontrl

pia
call adq_pia
call transmitir
goto ppal

pcamp
call adq_pc
call transmitir
goto ppal

adq_pc
movlw 0x01
movwf ADCON0 ; configura A2D para Canal 0 (RA8), justificado a la izquierda
; y prende el módulo A2D
bsf ADCON0,5
nop ; espera 5uS para estabilización de amplificador A2D y carga del capacitor.
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 5uS para estabilización de amplificador A2D y carga del capacitor.
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
bsf ADCON0,GO ; empieza conversión
btfsc ADCON0,GO ; este bit cambia a cero cuando se completa la conversión.
goto $-1

movf ADRESH,0 ; copiar medidas
movwf PRESIONH
movf ADRESL,0
movwf PRESIONL
return

adq_pia
clrf ADCON0
bsf ADCON0,5
bsf ADCON0,2 ; confirgura A2D para Canal 1 (RA9), izq
bsf ADCON0,0 ; habilita
nop ; espera 5uS para estabilización de amplificador A2D y carga del capacitor.
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 5uS para estabilización de amplificador A2D y carga del capacitor.
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
nop ; espera 1uS
bsf ADCON0,GO ; empieza conversión
btfsc ADCON0,GO ; este bit cambia a cero cuando se completa la conversión.
```

```
goto $-1

movf ADRESH,0 ; copiar medidas
movwf PRESIONH
movf ADRESL,0
movwf PRESIONL
return

transmitir
movf ORDENH,0
bsf TXSTA,5
movwf TXREG
bsf STATUS,RPO
btfss TXSTA,1 ; poll de enviado
goto $-1
bcf STATUS,RPO

movf PRESIONH,0
bsf TXSTA,5
movwf TXREG
bsf STATUS,RPO
btfss TXSTA,1 ; poll de enviado
goto $-1
bcf STATUS,RPO
movf PRESIONL,0
bsf TXSTA,5
movwf TXREG
bsf STATUS,RPO
btfss TXSTA,1 ; poll de enviado
goto $-1
bcf STATUS,RPO
return

end
```

Programación de la interfaz de usuario

En este apéndice se presentan los diversos archivos que componen la programación de la interfaz de usuario utilizando la herramienta SciLab.

- **abdopre_gui.sce** implementa la interaz de usuario.
- **abdopre.sce** ejecuta, para su compilación, los módulos principales de ABDOPRE.
- **compic.sce** se encarga de la comunicación del PC con el sistema de control que se encuentrta en la electrónica.
- **contrbomba_difs.sce** Realiza el control de la PIA mediante el modelo de seguimiento de patrón (ver sección 3.4).
- **lpfs.sce** describe varios pasabajos digitales Butterworth.
- **registrar.sce** se encarga del registro de la historia clínica.

D.1 abdopre_gui.sce

```
// abdopre\_gui.sce
// Script de inicio de interfaz gráfica de ABDOPRE
// Script inicial para ejecución en modo interactivo
//
// Define variables y funciones de la interfaz gráfica
// Ejecuta abdopre.sce para cargar funciones del sistema de control, comunicación y registro
// Inicia la interfaz gráfica

global revisar\_pia;
global tiempo\_bomba\_max;
revisar\_pia = 1; // determina si los valores van a ser actualizados constantemente
// o se muestra un botón de actualizar
tiempo\_bomba\_max = 150; //máximo tiempo de uso para la bomba (su vida útil)

function ingreso\_pac()
```

```
// Ingresa el paciente al sistema

    TCL\_SetVar("abre\_pac","Sí") // Se empieza a trabajar con un paciente
    TCL\_EvalStr('destroy .nuevopac') // cierra la ventana de ingreso de paciente
endfunction

function cierra\_pac()
// Olvida al paciente actual y deja el sistema preparado para recibir otro paciente
// El sistema actualmente se basa en el valor de la variable abre\_pac para ver
// si se está con un paciente o no.

    TCL\_SetVar("abre\_pac","No") // Olvida el paciente actual
    TCL\_EvalStr('toplevel .aviso');
    TCL\_EvalStr('label .aviso.l -text "----- AVISO..
    -----"');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l');
    TCL\_EvalStr('label .aviso.l1 -text "Ha cerrado al paciente"');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l1');
    TCL\_EvalStr('button .aviso.b -text "¡Gracias!" -command {destroy .aviso}');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.b');
endfunction

function nuevo\_pac()
// Ingreso de datos del nuevo paciente
// Si se está aún trabajando con un paciente da el aviso correspondiente.

    if (TCL\_GetVar("abre\_pac")=="No") then
// verifica que no se está trabajando con un paciente
        TCL\_EvalStr('toplevel .nuevopac');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l -text "Ingreso de paciente ABDOPRE"');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l2 -text "-----"');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l2');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l3 -text "Nombre Paciente:"');
        TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e3 -textvariable nombr\_pac');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l3');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e3');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l7 -text "Número de Registro:"');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l7');
        TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e7 -textvariable registro\_pac');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e7');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l5 -text "C.I."');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l5');
        TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e5 -textvariable ci\_pac');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e5');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l11 -text "Fecha ingreso:"');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l11');
        TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e11 -textvariable f\_ing');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e11');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l12 -text "Hora ingreso:"');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l12');
        TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e12 -textvariable h\_ing');
        TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e12');
        TCL\_EvalStr('label .nuevopac.l10 -text "Observaciones al ingreso:"');
    end if
endfunction
```

```

TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.l10');
TCL\_EvalStr('entry .nuevopac.e6 -textvariable observ\_ing');
TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.e6');
TCL\_EvalStr('button .nuevopac.b -text Listo -command..
{ScilabEval ""ingreso\_pac()""}');
TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.b');
TCL\_EvalStr('button .nuevopac.c -text Cancelar -command..
{destroy .nuevopac}');
TCL\_EvalStr('pack .nuevopac.c');
else // en caso de que se esté trabajando con un paciente
TCL\_EvalStr('toplevel .aviso');
TCL\_EvalStr('label .aviso.l -text ""----- AVISO..
-----""');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l');
    TCL\_EvalStr('label .aviso.l1 -text ""Ya está trabajando con un paciente""');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l1');
    TCL\_EvalStr('button .aviso.b -text ""¡Gracias!"" -command..
{destroy .aviso}');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.b');
end
endfunction

function actualizar\_valores()
// Actualiza los valores de presiones medidas para monitoreo en
// tiempo real o a pedido

// (0) == no utiliza el filtro digital ya que el muestreo por esta función
[pc,pia]=lectura(0); no es periódico
pc=round(pc*10)/10; // redondea con un punto decimal únicamente
pia=round(pia*10)/10;
TCL\_SetVar("PC",string(pc))
TCL\_SetVar("PIA",string(pia))
endfunction

function termina\_control()
// Función Callback para finalizar el funcionamiento de ABDOPRE

TCL\_SetVar("termina",'1')
endfunction

function aver\_aplicar()
// Función Callback del botón Comenzar del toplevel .aplicabdopre
// Comienza la aplicación de ABDOPRE

paciente=TCL\_GetVar('nombr\_pac');
PIAfin=TCL\_GetVar('PIAfin');
PIAin=TCL\_GetVar('piainic');
tapl=TCL\_GetVar('tapl');
observ=TCL\_GetVar('observ');

// Calcula la diferencia entre PIAinicial y PIAfinal
execstr("dPIA="+PIAin+"-"+PIAfin);
execstr("taplic="+tapl);

```

```

TCL\_EvalStr('destroy .aplicabdopre.b');
TCL\_EvalStr('destroy .lecturas.b');
TCL\_SetVar("termina",'0'); //termina==0 implica que el sistema controle

    terapia="Se busca reducir la PIA inicial de "+PIAin+" mmHg a "..
+PIAfin+" mmHg en..
"+tapl+" minutos$\\backslash$ n"; // esto va para Observaciones
    observ=terapia+observ+"$\\backslash$ n";

TCL\_EvalStr('button .aplicabdopre.b -text Terminar -command..
{ScilabEval ""termina\\_control()""}');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.b');

Presiones=controlar(paciente,observ,dPIA,taplic*60);
// tiempo de aplicación debe estar en segundos

TCL\_EvalStr('destroy .aplicabdopre.b');
TCL\_EvalStr('button .aplicabdopre.b -text Cerrar -command {destroy .aplicabdopre}');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.b');
TCL\_EvalStr('button .lecturas.b -text Actualizar -command {ScilabEval..
""actualizar\\_valores()""}');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.b');
    actualizar\\_valores
endfunction

function aplicar()
// Abre el cuadro de diálogo para una nueva aplicación de ABDOPRE

TCL\_EvalStr('toplevel .aplicabdopre');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l -text ""Se aplicará ABDOPRE""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l2 -text """"');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l2');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l3 -text ""Nombre Paciente:"");
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.e3 -textvariable nombr\\_pac');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l3');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e3');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l27 -text ""Número de Registro""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l27');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.e27 -textvariable registro\\_pac');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e27');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l7 -text ""PIA final buscada (mmHg)""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l7');
TCL\_EvalStr('entry .aplicabdopre.e7 -textvariable PIAfin');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e7');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l5 -text ""Tiempo de aplicación..
(en minutos)""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l5');
TCL\_EvalStr('entry .aplicabdopre.e5 -textvariable tapl');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e5');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l12 -text "" ""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l12');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l11 -text ""PIA inicial (mmHg)""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l11');

```

```

TCL\_EvalStr('entry .aplicabdopre.e11 -textvariable piainic');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e11');
[pc\_i,pia\_i]=lectura(0);
TCL\_SetVar("piainic",string(round(pia\_i*10)/10))

TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l8 -text "" "");
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l8');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l9 -text "" "");
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l9');
TCL\_EvalStr('label .aplicabdopre.l10 -text ""Observaciones al..
inicio de la terapia""');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.l10');
TCL\_EvalStr('entry .aplicabdopre.e6 -textvariable observ');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.e6');
TCL\_EvalStr('button .aplicabdopre.b -text Comenzar -command..
{ScilabEval ""aver\_aplicar()""}');
TCL\_EvalStr('pack .aplicabdopre.b');
endfunction

function bomba\_aplicar()
// Esta función es llamada al intentar aplicar un nuevo tratamiento
// Si el tiempo de uso de bomba es mayor al máximo permitido,
// impide la aplicación de un nuevo tratamiento

tiempo\_bomba=leer\_tiempo\_bomba();
if (tiempo\_bomba>tiempo\_bomba\_max) then
    TCL\_EvalStr('toplevel .aviso');
    TCL\_EvalStr('label .aviso.l -text ""----- AVISO..
-----""');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l');
    TCL\_EvalStr('label .aviso.l1 -text ""La Bomba ha llegado a su..
tiempo máximo de vida útil. No puede usarse ABDOPRE.""');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.l1');
    TCL\_EvalStr('button .aviso.b -text ""¡Gracias!"" -command..
{destroy .aviso}');
    TCL\_EvalStr('pack .aviso.b');
else
    aplicar()
end
endfunction

function monitor\_valores()
//Abre la ventana en que se despliegan los valores instantáneos
// de la PIA (sólo GUI de la ventana)

global revisar\_pia

TCL\_EvalStr('toplevel .lecturas');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l -text ""----- Valores leídos..
-----""');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l2 -text """"');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l2');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l7 -text ""Valor de PIA (mmHg)""');

```

```

TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l7');
TCL\_EvalStr('entry .lecturas.e7 -textvariable PIA');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.e7');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l5 -text "Valor de Pc (mmHg)");
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l5');
TCL\_EvalStr('entry .lecturas.e5 -textvariable PC');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.e5');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l8 -text " "');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l8');
TCL\_EvalStr('label .lecturas.l9 -text " "');
TCL\_EvalStr('pack .lecturas.l9');
if ~revisar\_pia then
    TCL\_EvalStr('button .lecturas.b -text Actualizar -command..
{ScilabEval "actualizar\_valores()"}');
    TCL\_EvalStr('pack .lecturas.b');
end
endfunction

function inicio()
    principal=figure('position', [20 20 1000 700]);

    uicontrol(principal, 'style','text','string','ABDOPRE$\backslash$ ..
n$\backslash$ nSistema de aplicación y ..
    control de presión negativa sobre el abdomen$\backslash$ npara..
    la reducción de la presión intra-abdominal (PIA)$\backslash$ ..
n$\backslash$ n$\backslash$ n..
    núcleo de ingeniería biomédica$\backslash$ nFacultades de ..
Medicina e Ingeniería$\backslash$ nUniversidad..
de la República','position',[20,20,1000,700],'fontsize',20);
    m1=uimenu(principal,'label', 'Paciente')
    m11=uimenu(m1,'label', 'Nuevo Paciente','callback',"nuevo\_pac()")
    m12=uimenu(m1,'label', 'Cerrar Paciente','callback',"cierra\_pac()")
    m2=uimenu(principal,'label','Monitor de valores','callback',"monitor\_valores()")
    m3=uimenu(principal,'label','Tratamiento')
    m31=uimenu(m3,'label','Nuevo Tratamiento','callback',"aplicar()")
    m32=uimenu(m3,'label','Ver Tratamientos de..
Paciente','callback',"ver\_ttmnt\_paciente()")
    m4=uimenu(principal,'label', 'Historias de otros pacientes');
    m41=uimenu(m4,'label','Cargar historia','callback',"cargar\_registro()");
    m5=uimenu(principal,'label', 'Configuración Avanzada');
    m51=uimenu(m5,'label','Cambio de bomba','callback',"cambia\_bomba()");
    // m21=uimenu(m2,'label','Borrar historia','callback',"borrar\_hist()");
endfunction

host("/home/marcelod/Desktop/abdopre/set\_port.sh");
exec("abdopre.sce");
inicio();
//monitor\_valores();
TCL\_SetVar("abre\_pac","No")

conexion\_correcta = 1; //vale 1 mientras no haya error en la conexion RS232
while (conexion\_correcta)
    if (revisar\_pia) then
        try

```

```

        actualizar\_valores();
    catch
        conexion\_correcta = 0
        break
        errclear
    end
end
end
end

```

D.2 abdopre.sce

```

// abdopre.sce
// Script de carga de funciones de software ABDOPRE

exec("compic.sce"); // carga funciones de comunicación con el PIC
exec("contrbomba\_difs.sce"); // carga funciones de control de la bomba
exec("registrar.sce"); // carga funciones de registro de historia clínica

Ts=1/30; // define tiempo de muestreo
global Ts

```

D.3 compic.sce

```

exec "lpfs.sce";

//-----
// MANEJO DE LAS ALARMAS
//-----

function apagar\_alarma()
try
    [fd,n]=mopen('/dev/ttyS0','r+b'); // abre el puerto serie
    mfprintf(fd,'%s',"A0"); // enciende la bomba
    confirm0=mfscanf(fd,'%c');
    confirm1=ascii(mfscanf(fd,'%c'));
    mclose(fd);
catch
    disp('Error de comunicación del puerto serie al apagar alarma');
end
endfunction

function alarma(motivo,apagar)
// alarma(motivo,apagar)
// motivo : string que dice cuál es la causa del error que hizo saltar la alarma.
// apagar : si es 1 da la opción de apagar la alarma mediante un botón.
//          si es 0 no permite apagar la alarma manualmente

```

```

onoff(0)
//t = 1:1600;
//sonidoError = [sin(2500*t),t-t];
//sound([sonidoError,sonidoError],8000);
prendida=1;
try
    [fd,n]=mopen('/dev/ttyS0','r+b'); // abre el puerto serie
    mfprintf(fd,'%s',"A1"); // enciende la bomba
    confirm0=mfscanf(fd,'%c');
    confirm1=ascii(mfscanf(fd,'%c'));
    mclose(fd);
catch
    disp('Error de comunicación del puerto serie al prender alarma');
end
TCL\_EvalStr('toplevel .alarmas');
TCL\_EvalStr('label .alarmas.l -text "----- ALARMA..
-----"');
TCL\_EvalStr('pack .alarmas.l');
TCL\_EvalStr('label .alarmas.l1 -text "Error en: '+motivo+'"');
TCL\_EvalStr('pack .alarmas.l1');
if (apagar) then
    TCL\_EvalStr('button .alarmas.b -text "Apagar Alarma" -command..
{ScilabEval "prendida=0;apagar\_alarma()"}');
    TCL\_EvalStr('pack .alarmas.b');
    while (prendida<>0)
        end
    TCL\_EvalStr('destroy .alarmas');
end
endfunction

//-----
// MANEJO DE LAS LECTURAS DEL VALOR DIRECTO DEL A/D
//-----

function [pc,pias]=lectura\_bits()
//Lee las presiones que le pasa el PIC
// 3 veces y promedia
// filtro : si es 1 utiliza un pasabajos con las medidas tomadas
//          si es 0 toma la media de todos lo valores tomados

piahl=[];
pial1=[];
pch1=[];
pcl1=[];

filtro=0;

if (filtro==1) then
    r=1;
elseif (filtro==0) then
    r=15;
end

```

```

for j=1:r
    try
        [fd,n]=mopen('/dev/ttyS0','r+b'); // abre el puerto serie
        mfprintf(fd,'%s',"IA") // dice al PIC que quiere pIa
        respuesta=mfscanf(fd,'%c')
        piah=ascii(mfscanf(fd,'%c'))
        pial=ascii(mfscanf(fd,'%c')) // envía la PIA codificado en 10 bits alineado izq

        if (piah==[]) then
            piah=0;
        end
        if (pial==[]) then
            pial=0;
        end

        mfprintf(fd,'%s',"CA") // dice al PIC que quiere pC
        respuesta=mfscanf(fd,'%c');
        pch=ascii(mfscanf(fd,'%c'));
        pcl=ascii(mfscanf(fd,'%c')); // envía la PC codificado en 10 bits alineado izq

        if (pch==[]) then
            pch=0;
        end
        if (pcl==[]) then
            pcl=0;
        end

        mclose(fd); //cierra el puerto serie

        piah1=[piah1 piah];
        pial1=[pial1 pial];
        pch1=[pch1 pch];
        pcl1=[pcl1 pcl];

        catch
            disp('Error de comunicación del puerto serie al medir presiones');
        end

    end

    piah=mean(piah1);
    pial=mean(pial1);
    pch=mean(pch1);
    pcl=mean(pcl1);
    piaad=(piah*256+pial)/64; // obtiene el valor de A/D pia en 10 bits
    pcad=(pch*256+pcl)/64; // obtiene el valor de A/D pc en 10 bits

    //***** 0.038 V/mmHg
    //***** 38.92 bits/mmHg (PIA)

    //factor\_pia=38.92; //[Ad/mmHg]
    // factor\_pc=

    linea\_base=0; // este es el valor de línea de base por posibles

```

```

// desajustes de la resistencia, etc.

if (filtro==1) then
// multiplica por el factor de conversión de A/D a mmHg
    [pc,pias]=lpf4(linea\_base-pcad,piaad);
elseif (filtro==0) then
    pc=linea\_base-pcad;
    pias=piaad;
end
endfunction

//-----
// MANEJO DE LAS LECTURAS DE PRESIONES
//-----

function [pc,pias]=lectura(filtro)
//Lee las presiones que le pasa el PIC
// 3 veces y promedia
// filtro : si es 1 utiliza un pasabajos con las medidas tomadas
//          si es 0 toma la media de todos lo valores tomados

piah1=[];
pial1=[];
pch1=[];
pcl1=[];

if (filtro==1) then
    r=1;
elseif (filtro==0) then
    r=15;
end

mens="todo horrible"

for j=1:r
// try
    mclose all
    [fd,n]=mopen('/dev/ttyS0','r+b'); // abre el puerto serie

    mens="abrio el puerto"

    mfprintf(fd,'%s',"IA") // dice al PIC que quiere pIa

    mens="escribio al puerto"

    respuesta=mfscanf(fd,'%c')
    piah=ascii(mfscanf(fd,'%c'))
    pial=ascii(mfscanf(fd,'%c')) // envía la PIA codificado en 10 bits alineado izq

    mens="leyó el puerto"

    if (piah==[]) then
        piah=0;
    end
end

```

```

    if (pial==[]) then
        pial=0;
    end

mfprintf(fd,'%s',"CA") // dice al PIC que quiere pC

mens="escribio al puerto PC"

    respuesta=mfscanf(fd,'%c');
    mens="leyó el puerto PC 1"
    pch=ascii(mfscanf(fd,'%c'));
    mens="leyó el puerto PC 2"
    pcl=ascii(mfscanf(fd,'%c')); // envía la PC codificado en 10 bits alineado izq

    mens="leyó el puerto PC 3"

if (pch==[]) then
    pch=0;
end
if (pcl==[]) then
    pcl=0;
end

fclose(fd); //cierra el puerto serie

piah1=[piah1 piah];
pial1=[pial1 pial];
pch1=[pch1 pch];
pcl1=[pcl1 pcl];

// catch
//     disp('Error de comunicación del puerto serie al medir presiones');
//     disp(mens)
// end

end

    piah=mean(piah1);
    pial=mean(pial1);
    pch=mean(pch1);
    pcl=mean(pcl1);
    piaad=(piah*256+pial)/64; // obtiene el valor de A/D pia en 10 bits
    pcad=(pch*256+pcl)/64; // obtiene el valor de A/D pc en 10 bits

    // [mmHg/AD] calibrado con calib\_trans.dat (el offset del
    //polinomio que da es problema del manómetro)
    factor\_pc=1024*2.52/(5*50.26);

    factor\_pia=1024*19.52/(5*50.26);

    factor\_pia=38.92; //[AD/mmHg]
    factor\_pc=135/13.1;

    // factor\_pia=55.25; //[cmH2O/AD]

```

```

// factor\_pc=

linea\_base=0; // este es el valor de línea de base
//por posibles desajustes de la resistencia, etc.

if (filtro==1) then
// multiplica por el factor de conversión de A/D a mmHg
[pc,pias]=lpf4(linea\_base-pcad/factor\_pc,piaad/factor\_pia);
elseif (filtro==0) then
pc=linea\_base-pcad/factor\_pc;
pias=piaad/factor\_pia;
end

// pc=pc+1.2;
// pias=(pias-2.8)*0.6;
endfunction

//-----
// MANEJO DEL PRENDIDO Y APAGADO DE LA BOMBA
//-----

function onoff(prender)
//comanda la bomba mediante el PIC
try
[fd,n]=mopen('/dev/ttyS0','r+b'); // abre el puerto serie
if (prender==1) then
mfprintf(fd,'%s',"B1"); // enciende la bomba
else
mfprintf(fd,'%s',"B0"); // apaga la bomba
end
confirm0=mfscanf(fd,'%c');
confirm1=ascii(mfscanf(fd,'%c'));
mclose(fd);
if ((confirm0<>'B')|((confirm1-48)<>prender)) then
// si no confirma correctamente, alarma
alarma('CONFIRMACIÓN BOMBA',1);
end
catch
disp('Error de comunicación del puerto serie al comandar bomba');
end

endfunction

ceroc=0;
ceroi=8;

ui=[ceroi ceroi ceroi];
ybufi=[ceroi ceroi];
uc=[ceroc ceroc ceroc];
ybufc=[ceroc ceroc];

global ui
global ybufi
global uc

```

```
global ybufc
```

D.4 contrbomba_difs.sce

```
//contrbomba\_difs.sce
// Contiene la función del sistema de control de ABDOPRE
//
// la función graficar se encarga de graficar los vectores que
// le pasa la función controlar a fin de desplegarlos en pantalla
// de forma amigable la función controlar es la implementación
// del sistema de control por seguimiento de patrón

function graficar(s,s\_ant,pc,pia,Precta,PIAHistorial,PcHistorial)

    slim = 300; //ventana de 10 segundos para mostrar 10/Ts
    smax=max(1,(s-slim)-s\_ant);

//-----
// Gráfica que despliega la PIA instantanea
// en una ventana de 30 segundos
//-----
    g\_piainst = scf(1)
    if (s<500) then
        //ubico bien la gráfica
        set(g\_piainst,'figure\_size',[560,330])
        set(g\_piainst,'figure\_position',[446,480])
    end
    clf();
    ds = s-s\_ant;
    plot((smax:ds)*Ts/60,[PIAHistorial(smax:ds)' Precta(smax:ds)' PcHistorial(smax:ds)'])
    xtitle('Presiones instantaneas - PIA [azul], Pcampana[rojo],...
    PatronPIA[verde]', 'tiempo(m)', 'Presiones(mmHg)')
    xgrid();
    //legend(['PIA', 'Patrón', 'Pcampana'],a=1)

//-----
// Gráfica que despliega la PIA desde el inicio del tratamiento
// eligiendo puntos significativos.
//-----
    g\_pia = scf(2)
    plot(s*Ts/60,pia,'b.')
    plot(s*Ts/60,pc,'r.')
    xtitle('Presiones desde inicio - PIA [azul], Pcampana[rojo],...
    PatronPIA[verde]', 'tiempo(m)', 'Presiones(mmHg)')
    xgrid();
    //legend(['PIA', 'Pcampana'],a=1)

endfunction
```

```

function Presiones=controlar(paciente,observaciones,deltaPIA,Tfinal)
// controla la bomba hasta llegar a PCf
// tiempo\_bomba = tiempo que la bomba estuvo prendida

//-----
// PARAMETROS del control
//-----

s\_alarma=10/Ts;      // si la bomba permanece prendida más de s\_alarma
                      // la alarma se enciende
s\_reintento = 5/Ts;  // el sistema vuelve a intentar seguir el tratamiento
                      // luego de s\_reintento
espera\_lectura = 60; // tiempo para esperar para una lectura para
                      // evitar errores de lectura
t\_grafica = 2/Ts;    // tiempo para actualizar las gráficas

revisar\_pia=0;        // Detiene el monitoreo continuo de la PIA que
// se realiza en el bloque principal del GUI
global revisar\_pia

//-----
// Inicialización del IIR
//-----
[pc0,pia0]=lectura(0); // Toma el valor actual de la PIA e
// inicializa buffers del IIR

global ui
global ybufi
global uc
global ybufc

// se inicializan los buffers del IIR con valores iniciales
ui=[pia0 pia0 pia0 pia0 pia0];
ybufi=[pia0 pia0 pia0 pia0];
uc=[pc0 pc0 pc0 pc0 pc0];
ybufc=[pc0 pc0 pc0 pc0];

//-----
// Inicialización de variables
//-----

alarmas=[]; // Alarmas dadas en el tratamiento
PcHist=[]; // Evolución de la Pcampana en el tratamiento
PIAHist=[]; // Evolución de la PIA en el tratamiento
PcHistMant=[]; // Evolución de la Pcampana mantenida (PIA=PIAbuscada)
PIAHistMant=[]; // Evolución de la PIA mantenida (PIA=PIAbuscada)
PrectaMant=[]; // Definida para compatibilidad de algoritmo y función graficar.
//Es una recta horizontal de valor PIAbuscada
num\_hist=0; // Índice de archivo historial de mantenimiento fraccionado.
//Se fracciona por cantidad de memoria utilizada
cont\_plot=0; // Variable contadora para graficar
tiempo\_bomba=0; // Tiempo de uso de la bomba en esta aplicación

```

```

difer=-0.3; // Tolerancia de apartamiento del patrón (mmHg)
           // el valor negativo evita que empiece el tratamiento encendiendo la bomba
limite=pia0-deltaPIA; // PIA final buscada

m=(pia0-limite)/Tfinal
t=0:Ts:(Tfinal);
Precta=-(m*t)+pia0; // Determinación de la recta patrón

s=0; // Instante inicial en muestras
ti=s*Ts; // Tiempo inicial en segundos

//-----
//Grafica el patrón buscado de la PIA en el tiempo de aplicacion
//-----
g\_pia=scf(2)
set(g\_pia,'figure\_size',[560,330])
set(g\_pia,'figure\_position',[446,109])

plot(t/60,Precta,'g')
xlabel('Presiones desde inicio - PatronPIA[verde]', 'tiempo(m)', 'Presiones(mmHg)')
xgrid();

realtimeinit(Ts);
realtime(0); // Inicia el reloj de tiempo real

//-----
//Controla la reducción de la PIA por patrón
//-----

while ((pia>(limite-0.5))&(s<(Tfinal/Ts-1))&(TCL\_GetVar("termina")<>'1'))
// Mientras la PIA no esté muy debajo del límite (puede llegar
// al límite en un encendido de bomba pero no aún el patrón no haber llegado)
// y mientras el tiempo de aplicación no haya terminado
// y mientras no se haya pulsado el botón de terminar en el GUI, se realiza el control

    if (difer>0) then
// difer > 0 significa que la PIA está por encima del límite superior del patrón
        onoff(1)
    else
        // la PIA está por debajo del límite inferior del patrón
        onoff(0)
    end

    // Inicializa variable contadora de tiempo encendido (para activar alarma)
    cont\_alarma=0;

    while (((pia-Precta(s))>-(difer))&(pia>0)&(s<(Tfinal/Ts-1))&..
(TCL\_GetVar("termina")<>'1'))
        s=s+1; // Incrementa variable de instante
        cont\_plot=cont\_plot+1; // Incrementa contador para graficar
        if (difer>0) then
// Incrementa tiempo de uso de la bomba
            tiempo\_bomba=tiempo\_bomba+1;

```

```

// Incrementa contador para encendido de alarma
    cont\_alarma=cont\_alarma+1;
end
realtime(s); // Espera para el reloj de tiempo real

[pc,pia]=lectura(1); // Lee salida del IIR
PcHist=[PcHist pc];
PIAHist=[PIAHist pia];

    if (cont\_plot>=t\_grafica) then
// Si el contador de gráfica supera el valor máximo, grafica
    cont\_plot=0; // inicializa la variable contador
    //Despliego las gráficas
    graficar(s,0,pc,pia,Precta,PIAHist,PcHist)
    end
// Actualiza valores en la ventana de monitoreo de presiones instantáneas
TCL\_SetVar("PC",string(round(pc*10)/10))
TCL\_SetVar("PIA",string(round(pia*10)/10))

    // La bomba encendida por mucho tiempo significa que la PIA no desciende.
    // Puede deberse a ajustes de la campana, abdomen rígido,
    // mal funcionamiento de la bomba, etc
    if (cont\_alarma>s\_alarma) then
// Si el contador de alarma supera el valor máximo, despliega alarma
    cont\_alarma=0;
    onoff(0)
    alarma("Campana",0);
    disp('Alarma: bomba prendida más de 10 s')
    alarmas=[alarmas;[3 s*Ts]];
    s\_al=s;

    while (s<s\_al+s\_reintento)
        s=s+1;
        realtime(s);
        [pc,pia]=lectura(1);
        PcHist=[PcHist pc];
        PIAHist=[PIAHist pia];
    end

    // Reconstruye en nuevo patrón debido a la espera por la alarma
    t=s*Ts:Ts:(Tfinal+s*Ts);
    Precta\_nueva=-(m*t)+pia;
    Precta\_vieja=Precta(1:length(PIAHist));
    Precta=[Precta\_vieja Precta\_nueva];

    // Detiene alarma y retoma el tratamiento
    apagar\_alarma();
    onoff(1)
end
end

difer=-difer; // Invierte variable de monitoreo de estado

end

```

```

// Una vez terminado el proceso de controlar por patrón,
// registra los valores sensados de acuerdo con la Norma NAS-Montevideo
ID\_paciente=guardar\_NAS\_MST(paciente,observaciones);
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PcHist,'Pc',1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PIAHist,'PIA',1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,Precta,'Precta',1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,alarmas,'Alarmas',1024,1,0,'tipo\_alarma ; s');

disp("Inicio de mantenimiento de PIA")
s\_ant=s;

//-----
//aquí llegó a la PIA deseada y comienza a mantenerla
//Modelo de seguimiento de patrón. Patrón constante
//-----

while (TCL\_GetVar("termina")<>'1')
// Mientras no se haya pulsado el botón de terminar en el GUI,
// se realiza el control de mantenimiento de PIA

    if (difer>0) then
// difer > 0 significa que la PIA está por encima del límite superior del patrón
        onoff(1)
    else
        // la PIA está por debajo del límite inferior del patrón
        onoff(0)
    end

// Inicializa variable contadora de tiempo encendido (para activar alarma)
cont\_alarma=0;

while (((pia-limite)>-(difer))&(pia>0)&(TCL\_GetVar("termina")<>'1'))
    s=s+1; // Incrementa variable de instante
    cont\_plot=cont\_plot+1; // Incrementa contador para graficar
    if (difer>0) then
// Incrementa tiempo de uso de la bomba
        tiempo\_bomba=tiempo\_bomba+1;
// Incrementa contador para encendido de alarma
        cont\_alarma=cont\_alarma+1;
    end
    realtime(s); // Espera para el reloj de tiempo real

    [pc,pia]=lectura(1); // Lee salida del IIR
    PcHistMant=[PcHistMant pc];
    PIAHistMant=[PIAHistMant pia];
    PrectaMant=[PrectaMant limite];

    if (cont\_plot>=t\_grafica) then
// Si el contador de gráfica supera el valor máximo, grafica
        cont\_plot=0; // inicializa la variable contador
        //Despliego las gráficas
        graficar(s,s\_ant,pc,pia,PrectaMant,PIAHistMant,PcHistMant)
    end
// Actualiza valores en la ventana de monitore de presiones instantáneas

```

```

TCL\_SetVar("PC",string(round(pc*10)/10))
TCL\_SetVar("PIA",string(round(pia*10)/10))

// La bomba encendida por mucho tiempo significa que la PIA no desciende.
// Puede deberse a ajustes de la campana, abdomen rígido,
// mal funcionamiento de la bomba, etc
if (cont\_alarma>s\_alarma) then
// Si el contador de alarma supera el valor máximo, despliega alarma
cont\_alarma=0;
onoff(0)
alarma("Campana",0);
disp('Alarma: bomba prendida más de 10 s')
alarmas=[alarmas;[3 s*Ts]];
s\_al=s;

while (s<s\_al+s\_reintento)
    s=s+1;
    realtime(s);
    [pc,pia]=lectura(1);
    PcHistMant=[PcHistMant pc];
    PIAHistMant=[PIAHistMant pia];
    PrectaMant=[PrectaMant limite];
end

// Detiene alarma y retoma el tratamiento
apagar\_alarma();
onoff(1)
end
end

difer=-difer; // Invierte variable de monitoreo de estado

if (length(PIAHistMant)>52000) then
// Si el vector de historial es más largo que 52000 valores,
// graba e inicializa el vector
num\_hist\_string=string(num\_hist);
if (num\_hist<10) then
    num\_hist\_string='0'+num\_hist\_string;
end
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PcHistMant,'PcMantenido'+..
num\_hist\_string,1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PIAHistMant,'PIAMantenido'+..
num\_hist\_string,1024,1,0,'mmHg');
PIAHistMant=[];
PcHistMant=[];
PrectaMant=[];
num\_hist=num\_hist+1;
end

end

// Si se hizo terminar el tratamiento

onoff(0); // Se apaga la bomba

```

```

// Se graba el vector de valores
num\_hist\_string=string(num\_hist);
if (num\_hist<10) then
    num\_hist\_string='0'+num\_hist\_string;
end
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PcHistMant,'PcMantenido'+..
num\_hist\_string,1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,PIAHistMant,'PIAMantenido'+..
num\_hist\_string,1024,1,0,'mmHg');
guardar\_NAS\_senial(ID\_paciente,alarmas,'AlarmasMantenido',..
1024,1,0,'tipo\_alarma ; s');

// tiempo de uso de la bomba se convierte a segundos
tiempo\_bomba=tiempo\_bomba*Ts;
// Se registra el tiempo de uso de la bomba
registrar\_tiempo\_bomba(tiempo\_bomba);

// Se devuelven los vectores de presiones controladas con el patrón de descenso
Presiones=[PcHist;PIAHist];

// recomienza el monitoreo continuo de la PIA en el bloque principal del GUI
revisar\_pia=1;
global revisar\_pia
endfunction

```

D.5 lpfs.sce

```

function [yc,yi]=lpf1(xc,xi)
// LPF IIR
// IIR Butterworth 1er orden fc=0.3 Hz
global Ts

hz=iir(1,'lp','butt',[0.6*Ts 0.5],[0 0])
    num=coeff(hz.num);
    den=coeff(hz.den);
    den=den(1:1);
global uc
global ybufc
global ui
global ybufi
uc(1)=uc(2);
uc(2)=xc;
yc=(uc*num')-(ybufc*den');
ybufc(1)=yc;
ui(1)=ui(2);
ui(2)=xi;
yi=(ui*num')-(ybufi*den');
ybufi(1)=yi;

```

```
endfunction

function [yc,yi]=lpf2(xc,xi)
// LPF IIR
// IIR Butterworth 2do orden fc=0.3 Hz
global Ts

hz=iir(2,'lp','butt',[0.6*Ts 0.5],[0 0])
    num=coeff(hz.num);
    den=coeff(hz.den);
    den=den(1:2);
global uc
global ybufc
global ui
global ybufi
uc(1)=uc(2);
uc(2)=uc(3);
uc(3)=xc;
yc=(uc*num')-(ybufc*den');
ybufc(1)=ybufc(2);
ybufc(2)=yc;
ui(1)=ui(2);
ui(2)=ui(3);
ui(3)=xi;
yi=(ui*num')-(ybufi*den');
ybufi(1)=ybufi(2);
ybufi(2)=yi;
endfunction

function [yc,yi]=lpf3(xc,xi)
// LPF IIR
// IIR Butterworth 2do orden fc=0.3 Hz
global Ts

hz=iir(3,'lp','butt',[0.6*Ts 0.5],[0 0])
    num=coeff(hz.num);
    den=coeff(hz.den);
    den=den(1:3);
global uc
global ybufc
global ui
global ybufi
uc(1)=uc(2);
uc(2)=uc(3);
uc(3)=uc(4);
uc(4)=xc;
yc=(uc*num')-(ybufc*den');
ybufc(1)=ybufc(2);
ybufc(2)=ybufc(3);
ybufc(3)=yc;
ui(1)=ui(2);
ui(2)=ui(3);
ui(3)=ui(4);
ui(4)=xi;
```

```

yi=(ui*num')-(ybufi*den');
ybufi(1)=ybufi(2);
ybufi(2)=ybufi(3);
ybufi(3)=yi;
endfunction

function [yc,yi]=lpf4(xc,xi)
// LPF IIR
// IIR Butterworth 2do orden fc=0.6 Hz
global Ts

hz=iir(4,'lp','butt',[0.6*Ts 0.5],[0 0])
    num=coeff(hz.num);
    den=coeff(hz.den);
    den=den(1:4);
global uc
global ybufc
global ui
global ybufi
uc(1)=uc(2);
uc(2)=uc(3);
uc(3)=uc(4);
uc(4)=uc(5);
uc(5)=xc;
yc=(uc*num')-(ybufc*den');
ybufc(1)=ybufc(2);
ybufc(2)=ybufc(3);
ybufc(3)=ybufc(4);
ybufc(4)=yc;
ui(1)=ui(2);
ui(2)=ui(3);
ui(3)=ui(4);
ui(4)=ui(5);
ui(5)=xi;
yi=(ui*num')-(ybufi*den');
ybufi(1)=ybufi(2);
ybufi(2)=ybufi(3);
ybufi(3)=ybufi(4);
ybufi(4)=yi;
endfunction

```

D.6 registrar.sce

```

//Registra los datos del paciente según la norma NAS\_MST
function ID\_paciente=guardar\_NAS\_MST(paciente,observaciones)
    dias=['Domingo' 'Lunes' 'Martes' 'Miércoles' 'Jueves' 'Viernes' 'Sábado'];
    toma\_fecha=getdate();
    aa=string(toma\_fecha(1));
    mes=string(toma\_fecha(2));
    dia=string(toma\_fecha(6));
    if (toma\_fecha(2)<10) then
        mes='0'+mes;
    end

```

```

end
if (toma\_fecha(6)<10) then
    dia='0'+dia;
end
fecha=dias(toma\_fecha(5))+ ' '+dia+'/' +mes+'/' +aa;
hh=string(toma\_fecha(7));
if(toma\_fecha(7)<10) then
    hh='0'+hh;
end
mm=string(toma\_fecha(8));
if(toma\_fecha(8)<10) then
    mm='0'+mm;
end
ss=string(toma\_fecha(9));
if(toma\_fecha(9)<10) then
    ss='0'+ss;
end
hora=hh+':'+mm+':'+ss;

paciente\_con\_espacios=mstr2sci(paciente);
paciente\_sin\_espacios=[];
for i=1:length(length(paciente\_con\_espacios))
    if(paciente\_con\_espacios(i)<>' ') then
        paciente\_sin\_espacios=[paciente\_sin\_espacios paciente\_con\_espacios(i)];
    end
end

paciente=strcat(paciente\_sin\_espacios);

directorio=aa+mes+dia+paciente+hh;
fichero=directorio+'.MST';
programa='abdopre.sce';
tiempo\_muestras='Tiempo de muestras, milisegundos: '+string(Ts*1000);

[fd,err]=mopen('registros/'+fichero,'a+');

mkdir('registros/'+directorio);
fprintf(fd,fichero+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,programa+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,fecha+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,hora+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,tiempo\_muestras+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,'$\backslash$ nObservaciones de inicio de adquisición:$\backslash$ n')
fprintf(fd,observaciones+'$\backslash$ n')
fprintf(fd,'$\backslash$ nRegistros:$\backslash$ n')

err=mclose(fd);
ID\_paciente=directorio;
endfunction

function guardar\_NAS\_senal(ID\_paciente,senal,ID\_senal,niveles,..
amplitud,cero,unidad)
    N=length(senal);
    fichero\_senal=ID\_paciente+'/' +ID\_senal+'.A01';

```

```

[fd\_mst,err\_mst]=mopen('registros/'+ID\_paciente+'.MST','a+');

entrada\_MST=ID\_senal+'.A01,N='+string(N)+' ,check='+string(sum(senal))..
+', '+string(niveles)+'='+string(amplitud)+' ,0='+string(cero)+' ,'+unidad;
mfprintf(fd\_mst,entrada\_MST+'$\\backslash$ n');
err=mclose(fd\_mst);
savematfile('registros/'+fichero\_senal,'senal','-v6');
endfunction

function senal=leer\_NAS\_senal(ID\_paciente,ID\_senal)
[fd,err]=mopen('registros/'+ID\_paciente+'/'+ID\_senal+'.A01','r');
loadmatfile("-ascii",'registros/'+ID\_paciente+'/'+ID\_senal+'.A01');
execstr("senal="+ID\_senal);
mclose(fd)
endfunction

function tiempo=leer\_tiempo\_bomba()
load "bomba.abd"
tiempo=tiempo\_total;
endfunction

function registrar\_tiempo\_bomba(tiempo\_bomba)
// el tiempo es recibido en segundos
tiempo\_actual=leer\_tiempo\_bomba();
// el tiempo es guardado en horas
tiempo\_total=tiempo\_actual+tiempo\_bomba/3600;
if (tiempo\_total>100) then
TCL\_EvalStr('toplevel .aviso');
TCL\_EvalStr('label .aviso.l -text ""-----..
AVISO -----"');
TCL\_EvalStr('pack .aviso.l');
TCL\_EvalStr('label .aviso.l1 -text ""La Bomba está llegando a su tiempo..
máximo de vida útil. Cámbiela."');
TCL\_EvalStr('pack .aviso.l1');
TCL\_EvalStr('button .aviso.b -text ""¡Gracias!"" -command {destroy .aviso}');
TCL\_EvalStr('pack .aviso.b');
end
host("rm bomba.abd")
save("bomba.abd",tiempo\_total)
endfunction

function cambia\_bomba()
host("rm bomba.abd")
tiempo\_total=0;
save("bomba.abd",tiempo\_total)
endfunction

function cargar\_registro()
//Carga y despliega los datos de el tratamiento a un paciente

n = 1/Ts; //cantidad de muestras por segundo

```

```

// crea vector pacientes con los nombres de archivos
pacientes=listfiles("registros/*.MST"); .MST
// Procesa el vector para quitarle la extensión .MST cada entrada
[p,s]=size(pacientes);
for i=1:p
    pac\_dir=pacientes(i);
    pac\_dir=part(pac\_dir,1:(length(pac\_dir)-4));
    pacientes(i)=pac\_dir;
end

num=x\_choose(pacientes,"Seleccione registro a recuperar");

if (num>0) then
    directorio=pacientes(num);
    loadmatfile("registros/"+directorio+"/PIA.A01");
    PIApr=senial;
    loadmatfile("registros/"+directorio+"/PIAMantenido0.A01");
    PIAMantenido = senial;
    loadmatfile("registros/"+directorio+"/Precita.A01");
    Precita = senial;

    PIAini = Precita(1); // PIA al inicio
    PIAdeseada = Precita(length(Precita)); // Pia final deseada

    PIA=[PIApr,PIAMantenido];

    t = [0:1/n:(length(PIA)-1)/n]/60;

    tpr = [0:1/n:(length(PIApr)-1)/n]/60;

    reg=scf(3)
    plot(t,PIA,'b',[0,tpr(length(tpr)+1/n),t(length(t))],[PIAini,PIAdeseada,PIAdeseada],'g')
    xgrid();
    xtitle(directorio +': PIAini=' + string(round(PIAini*10)/10) ..
        + ' PIAdeseada=' + string(round(10*PIAdeseada)/10) +..
        ' TiempoAplicado=' + string(round(tpr(length(tpr))*10)/10),..
        'Tiempo (m)', 'PIA (mmHg)');

    legend(['medidas','patron'])
end

endfunction

```