



UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA
FACULTAD DE INGENIERÍA



ABDOPRE-Clínico: reducción de la presión intra-abdominal

MEMORIA DE PROYECTO PRESENTADA A LA FACULTAD DE
INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA POR

Mariana González, Federica Serra

EN CUMPLIMIENTO PARCIAL DE LOS REQUERIMIENTOS
PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRICISTA.

TUTOR

Franco Simini	Universidad de la República
Isabel Morales	Universidad de la República
Francisco Pracca	Universidad de la República

TRIBUNAL

Ana Urquiola	Universidad de la República
Linder Reyes	Universidad de la República
Alberto Biestro	Universidad de la República

Montevideo
Martes 15 julio, 2025

ABDOPRE-Clínico: reducción de la presión intra-abdominal , Mariana González,
Federica Serra.

Esta tesis fue preparada en L^AT_EX usando la clase iietesis (v1.2).
Contiene un total de 139 páginas.
Compilada el domingo 7 septiembre, 2025.
<http://iie.fing.edu.uy/>

En medio de la dificultad se esconde la oportunidad.

ALBERT EINSTEIN

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Agradecimientos

Esta sección está dedicada a todas las personas que nos han acompañado a lo largo de nuestro camino en la Facultad de Ingeniería. Con este proyecto culminamos una etapa significativa de nuestras vidas, que nos deja no solo conocimientos técnicos, sino también anécdotas y amistades que llevaremos por siempre.

A nuestras familias y amigos, por su contención y constante motivación. Han sido nuestro pilar fundamental en este recorrido.

A nuestros compañeros de estudio, con quienes compartimos largas jornadas de mates y charlas en Facultad. Hicieron que hasta los domingos entre libros y pizarrones sean divertidos.

Queremos agradecer especialmente a Ricardo Ercoli por su apoyo técnico constante y la motivación que nos brindó en cada etapa del proceso. A pesar de sus tiempos limitados, siempre encontró un momento para escucharnos y ayudarnos. Sus aportes fueron clave para el desarrollo del proyecto.

A Francisco Pracca, quien asumió un rol activo como referente en medicina intensiva. Sus directrices y sugerencias fueron fundamentales para el desarrollo del sistema. Su entusiasmo y pasión por ABDOPRE fueron una fuente constante de motivación.

A Bernardo Yelichich, por su disposición y por compartir generosamente su experiencia.

Al equipo de Comercialización Mayorista y Regulación de UTE, y a Impulse Dynamics: Gracias. Su apoyo, comprensión y flexibilidad fueron de gran valor en estos últimos pasos por la Facultad.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Resumen

La Hipertensión Intra-Abdominal (HIA), definida como la elevación sostenida de la presión en el abdomen a partir de 12 mmHg , se presenta en el 34 – 67 % de los pacientes en unidades de cuidados intensivos. Esta patología compromete las funciones respiratoria, hemodinámica, renal, esplénica y neurológica, de forma que sin el diagnóstico y tratamiento oportuno puede evolucionar hacia la falla orgánica múltiple y muerte. Esto ha motivado un creciente interés clínico en su tratamiento, a partir del cual, en 2007 surge ABDOPRE. Se trata de dispositivo para reducir la Presión Intra-Abdominal (PIA), de forma mínimamente invasiva, mediante la aplicación controlada de vacío sobre el abdomen. El interés clínico sostenido por más de dos décadas motiva el presente proyecto, orientado al desarrollo de una nueva versión de ABDOPRE que permita continuar la investigación sobre un nuevo tratamiento para la HIA.

ABDOPRE-Clínico constituye una nueva versión del dispositivo, que aporta significativas mejoras en autonomía, robustez y calidad del tratamiento aplicado. El Sistema consiste en un equipo portátil y una aplicación de escritorio para gestión de información, que operan de forma coordinada en beneficio del paciente. El equipo está dedicado a la aplicación del tratamiento y durante su funcionamiento, realiza la monitorización continua de la PIA para el seguimiento clínico del paciente.

El proyecto abarca el desarrollo del Sistema en sus tres niveles fundamentales: hardware, firmware y software. A nivel de hardware, se implementaron los circuitos de adquisición de señales, el sistema de alarmas, el circuito de control de la bomba y la fuente de alimentación, teniendo en cuenta los requisitos establecidos por la norma IEC 60601-1. En cuanto al firmware, se adoptó una estructura modular, utilizando programación orientada a objetos y ejecución concurrente mediante hilos, lo que posibilitó la operación multitarea requerida por el Sistema. A nivel de software, se desarrolló una aplicación de escritorio para la gestión centralizada de la información clínica, que permite almacenar los datos generados durante el tratamiento y gestionar los protocolos terapéuticos definidos por el equipo médico. Estos protocolos, codificados en archivos de texto, establecen una secuencia de acciones orientadas a reducir la PIA de forma controlada. ABDOPRE-Clínico interpreta y ejecuta estos protocolos de forma autónoma, asegurando una aplicación robusta de las directrices clínicas, con monitoreo continuo de las señales relevantes y control de eventos que comprometan la seguridad del paciente.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Glosario

- **GPIO:** General Purpose Input/Output. Pines de entrada/salida de propósito general.
- **HIA:** Hipertensión Intra-Abdominal. Es la elevación patológica sostenida de la PIA, comprendiendo valores iguales o superiores a 12 *mmHg*. [37]
- **MOSFET:** Metal Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor.
- **PC:** Presión de Campana. Es la presión en la campana de vacío.
- **PIA:** Presión Intra-Abdominal. Es la presión dentro de la cavidad abdominal en estado estacionario. Se expresa en milímetros de mercurio (*mmHg*). [37]
- **PI4B:** Raspberry PI 4B.
- **SCA:** Síndrome Compartimental Abdominal. Se corresponde con una PIA sostenida mayor o igual a 20 mmHg, acompañada de una disfunción o falla orgánica. [37]
- **Seguridad:** Seguridad física del paciente
- **WSACS:** World Society of the Abdominal Compartment Syndrome.

Todas las siglas aquí definidas se encontrarán en mayúsculas en el documento.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Tabla de contenidos

Agradecimientos	III
Resumen	V
Glosario	VII
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivo	1
1.3. Alcance	2
2. Estado del Arte	5
2.1. Hipertensión Intra-Abdominal	5
2.1.1. Etiología	6
2.1.2. Fisiopatología	6
2.1.3. Diagnóstico	7
2.1.4. Tratamiento	7
2.2. ABDOPRE: fundamentos y evolución	9
3. Sistema ABDOPRE-Clínico	15
3.1. Descripción general	15
3.2. Requerimientos	18
3.3. Clasificaciones normativas	20
3.3.1. IEC60601-1	20
3.3.2. IEC62304:2006	21
4. Hardware	23
4.1. Alimentación	25
4.2. Computadora embebida	27
4.3. Adquisición de señales	29
4.3.1. Adquisición Presión en Campana	30
4.3.2. Adquisición Presión Intra-Abdominal	31
4.3.3. Transductor para adquisición de la Presión Intra-Abdominal	31
4.3.4. Acondicionamiento analógico	33
4.3.5. Amplificación y digitalización	34
4.4. Generación de vacío	35

Tabla de contenidos

4.5. Interfaz: Pantalla táctil	36
4.6. Alarmas	37
5. Firmware	39
5.1. Conceptos teóricos	40
5.1.1. Programación orientada a objetos	40
5.1.2. Programación en hilos	40
5.1.3. Protocolos de comunicación- I^2C	41
5.1.4. Relación entre PIA y PC	42
5.2. Flujo de funcionamiento del Sistema	43
5.3. Arquitectura general del Sistema	45
5.4. Pressure Service	46
5.5. Therapy service	48
5.5.1. Estructura del protocolo	51
5.5.2. Primitivas	53
5.5.3. Control PID	54
5.5.4. Calibración	56
5.6. Alarm Service	56
5.7. UI Service	58
6. Aplicación de escritorio	61
6.1. Conexión con el equipo	61
6.2. Almacenamiento de Información: Base de Datos y Protocolos	63
6.3. Registro del Paciente	65
6.4. Gestión de protocolos	66
6.5. Registro de Notas	66
7. Verificación de diseño	71
7.1. Alimentación	71
7.1.1. Verificación tensiones	71
7.1.2. Medida consumo del equipo	72
7.2. Circuito acondicionamiento analógico transductor PIA	73
7.3. Calibración circuito de adquisición	73
7.4. Caracterización pérdidas fantoma	77
7.5. Circuito comando Gate	78
7.6. Ajuste de parámetros del controlador PID	80
7.6.1. Procedimiento ajuste parámetros PID	80
7.6.2. Resultados experimentales	81
7.7. Verificación de la terapia con controlador PID	84
7.7.1. Protocolo 1	85
7.7.2. Protocolo 2	87
7.8. Comparación entre controladores	91
7.8.1. Controlador ON/OFF	92
7.8.2. Resultados de la comparación	92

8. Gestión de proyecto	95
8.1. Gestión de tareas	95
8.2. Reporte de costos	97
8.2.1. Costo horas de trabajo	97
8.2.2. Costo de materiales	97
8.2.3. Costos de producción de ABDOPRE-Clínico	97
9. Conclusiones	99
9.1. Resultados	99
9.2. Conclusiones sobre la gestión del proyecto	101
9.3. Conclusiones finales	102
9.4. Trabajo futuro	102
A. Hardware equipo: decisiones de diseño	105
A.1. Selección amplificador operacional para sumador	105
A.2. Diseño circuito comando Gate	105
A.3. Diseño aislamiento digital	106
B. Diagrama de flujo protocolo terapéutico	109
C. Manual de uso de ABDOPRE-CLÍNICO	111
C.1. Valores definidos por defecto	111
C.2. Inicio del sistema	111
C.3. Registro de paciente	111
C.4. Colocación de campana	111
C.5. Selección de protocolo terapéutico	112
C.6. Ejecución de la terapia	113
C.7. Alarmas y seguridad	113
C.8. Ajuste de umbrales	114
C.9. Finalización del tratamiento	114
C.10.Registro de datos	114
Referencias	115
Índice de tablas	119
Índice de figuras	121

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

La Hipertensión Intra-Abdominal (HIA) compromete las funciones respiratoria, hemodinámica, renal, esplénica y neurológica, lo que sin el tratamiento adecuado puede evolucionar hacia la falla orgánica múltiple y muerte. Esto ha dado lugar al creciente interés clínico que surge desde el siglo XIX, orientado al diagnóstico y abordaje oportuno de la HIA, lo que ha llevado al desarrollo de estrategias para el manejo de la Presión Intra-Abdominal (PIA), que van desde técnicas no invasivas hasta la descompresión quirúrgica del abdomen. En consonancia con la iniciativa clínica, a comienzos del año 2000, surgió en el Hospital de Clínicas (Uruguay) la idea de desarrollar un dispositivo para reducir la PIA mediante la aplicación controlada de presión negativa sobre el abdomen. Este instrumento sería utilizado para investigar sobre un potencial tratamiento médico no invasivo para la HIA, enfocado en pacientes de medicina intensiva, con PIA entre 12 y 20 *mmHg*, que no presenten Síndrome Compartimental Abdominal (SCA) [37]. La propuesta fue materializada en el año 2007 con el primer equipo desarrollado, al que denominaron ABDOPRE [30], el cual dio lugar a sucesivos trabajos a lo largo de dos décadas, enfocados en mejorar la versión original. A pesar de las optimizaciones realizadas desde entonces, actualmente no existe una herramienta operativa que permita continuar con la investigación clínica que busca aportar un nuevo tratamiento no invasivo para la HIA. El sostenido interés clínico y el beneficio esperado para los pacientes han motivado el trabajo que compete al presente proyecto.

1.2. Objetivo

ABDOPRE-Clínico tiene como objetivo desarrollar una versión actualizada de ABDOPRE, que responda a las expectativas clínicas actuales. Este trabajo está orientado a brindar una herramienta que permita dar continuidad a la investigación de un nuevo tratamiento médico, no quirúrgico, para la HIA. En línea con la propuesta general se definen los siguientes objetivos específicos:

Capítulo 1. Introducción

- Diseñar el bloque de adquisición de señales. Debe ser capaz de adquirir la PIA con un transductor para medición de presión invasiva de uso clínico.
- Implementar el sistema de control que logre una generación de vacío progresiva, para evitar la reducción abrupta de presión dentro de la campana. Esto es fundamental porque su propagación hacia la PIA contraviene los objetivos clínicos, que busca una reducción controlada y gradual de la misma.
- Eliminar la necesidad de utilizar una computadora portátil para controlar el Sistema. Esto a efectos de favorecer la portabilidad de ABDOPRE y reducir el riesgo de contaminación en un entorno altamente sensible, donde el paciente se encuentra en condición vulnerable.
- Desarrollar un Sistema que sea capaz de interpretar y ejecutar, de forma autónoma, una secuencia de acciones especificadas por el usuario mediante archivos de texto (.txt). Esto permite ajustar el tratamiento al paciente, de forma flexible, lo cual aporta versatilidad en su aplicación.
- Diseñar la interfaz de usuario para presentación de información y recepción de instrucciones. Debe ser intuitiva y ágil para el personal clínico.
- Diseñar el sistema de alimentación, que reciba la energía de la red y contemple la norma IEC60601-1.
- Construir un equipo portátil.
- Desarrollar una aplicación de escritorio para generar y visualizar reportes de tratamiento e ingresar información del paciente. Debe comunicarse inalámbricamente con el equipo.
- Redactar un manual de usuario y fabricación.

1.3. Alcance

Para el presente proyecto se propone como alcance desarrollar una nueva versión de ABDOPRE y verificar su funcionamiento en un fantoma. Esto incluye el diseño e implementación integral de sus componentes en los tres niveles fundamentales: hardware, firmware y software.

No está dentro del alcance del proyecto:

- Justificar el principio de funcionamiento del dispositivo en relación al objetivo terapéutico buscado. Se asume como válido el modelo matemático desarrollado en el año 2007 [30].
- El diseño y la optimización de la campana donde se genera el vacío sobre el abdomen.
- El desarrollo de los protocolos terapéuticos.

1.3. Alcance

- La validación del equipo en relación a su objetivo clínico.
- Realizar pruebas clínicas.

En la Sección 3.2, se describen en detalle los requerimientos sobre los cuales se basa el desarrollo del proyecto.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 2

Estado del Arte

2.1. Hipertensión Intra-Abdominal

La Hipertensión Intra-Abdominal es una condición crítica que ha sido definida por la Sociedad Mundial del Síndrome Compartimental Abdominal (WSACS - por sus siglas en inglés), como una PIA sostenida igual o superior a 12 mmHg [37]. La severidad de esta condición se clasifica en cuatro grados, determinados por el nivel de presión registrado:

- Grado I: PIA de 12 – 15 mmHg
- Grado II: PIA de 16 – 20 mmHg
- Grado III: PIA de 21 – 25 mmHg
- Grado IV: PIA mayor a 25 mmHg

En presencia de HIA se comprometen las funciones respiratoria, hemodinámica, renal, esplénica y neurológica, de forma que sin un tratamiento oportuno pueden evolucionar hacia la falla orgánica múltiple y muerte [16]. Desafortunadamente, la elevación de la PIA es frecuente en las unidades de cuidados intensivos, presentándose en aproximadamente el 37–64 % de los pacientes con enfermedades abdominales quirúrgicas, y entre el 4–30 % de aquellos con patologías médicas no quirúrgicas [46]. Particularmente, el paciente crítico puede desarrollar HIA durante el período de internación, posterior a su ingreso a la unidad de cuidados intensivos. En un estudio realizado en el año 2019 registraron un incremento del 15 % en la cantidad de pacientes con HIA, evidenciándose en el seguimiento de la evolución de la PIA desde el día de ingreso hasta el séptimo en observación [4]. Por tratarse de una condición frecuente, reconocida como causa de morbilidad y mortalidad significativa, ha dado lugar a un creciente interés clínico en su tratamiento, que se refleja en la fundación de la WSACS en 2004 y la elaboración de guías para el manejo de la PIA. [37] [29]

Capítulo 2. Estado del Arte

2.1.1. Etiología

Existen diferentes factores que favorecen el desarrollo de HIA, dentro de los cuales se destacan: aumento del contenido intra-abdominal causado por hemorragia o resucitación masiva de flúidos, trauma abdominal, ventilación mecánica, infección abdominal y consecuencias quirúrgicas como un cierre a tensión excesiva. Estos efectos provocan la elevación de la PIA en horas (HIA aguda) o días (HIA subaguda). [13] [46] [37]

En su condición, los pacientes de medicina intensiva usualmente están expuestos al desarrollo de HIA aguda o subaguda, que con un tratamiento oportuno puede mantenerse por debajo del umbral de SCA (20 *mmHg*). Por este motivo se han definido como usuarios pasivos de ABDOPRE-Clínico.

2.1.2. Fisiopatología

La fisiopatología de la HIA ha sido estudiada desde el siglo XIX, inicialmente a través de experimentos con animales. Heinricius demostró en 1890 que una PIA entre 27 y 46 *mmHg* producía la muerte causada por falla respiratoria debida a la disminución en la expansión torácica. Luego, en 1911, Emerson evidenció la muerte por trastornos cardiovasculares como consecuencia de la HIA, y en 1923, Thorington y Schmidt concluyeron que para valores de PIA entre 15-30 *mmHg* se presentaban alteraciones renales, manifestadas por oliguria. No fue hasta finales de los 80 y principios de los 90 el descubrimiento de que los pacientes no quirúrgicos también podrían presentar elevaciones de la PIA, cuya repercusión hemodinámica, ventilatoria y renal podía ser fatal. [16]

El conocimiento sobre la fisiopatología de HIA ha evolucionado considerablemente desde entonces. Actualmente, se conocen sus consecuencias a nivel cardiovascular, respiratorio, renal, digestivo y neurológico. El aumento de la PIA se transmite hacia el tórax a través del diafragma, el cual se desplaza hacia arriba, comprimiendo la cavidad torácica. Esta compresión eleva la presión intra-torácica, reduce el retorno venoso al corazón y, en consecuencia, disminuye el gasto cardíaco. La disminución de la excursión diafragmática también reduce la elasticidad del sistema respiratorio, lo que incrementa la presión inspiratoria y compromete el intercambio gaseoso. A nivel renal, la disminución del flujo arterial genera una reducción de la perfusión que se manifiesta clínicamente como disminución del ritmo diurético (oliguria). En el sistema digestivo, la isquemia del tracto gastrointestinal puede deteriorar la función de barrera intestinal, favoreciendo la translocación bacteriana. Adicionalmente, hay reducciones en el flujo hepático hasta de un 39 % con HIA de grado I. [27] A nivel neurológico, la elevación sostenida de la PIA aumenta la presión intracraneal y disminuye la presión de perfusión cerebral, lo que compromete la oxigenación de las células del cerebro y promueve los edemas cerebrales, como consecuencia de la disminución del retorno venoso. [29] [46]

Las consecuencias esperadas de la HIA son graduales. En el grado I, el gasto cardíaco se empieza a alterar y a partir del grado II es cuando se presenta el compromiso renal. El aumento de la presión en la inspiración se presenta a partir de los 20 *mmHg*, umbral definido en la conceptualización del SCA. Particularmente,

2.1. Hipertensión Intra-Abdominal

el Síndrome Compartimental Abdominal es la patología causada por la progresión natural de los cambios orgánicos inducidos por la HIA [16] [46] [27].

2.1.3. Diagnóstico

La forma de diagnosticar la HIA es a través de la medición de la PIA, que puede ser de forma directa o indirecta. [46]

La monitorización directa se realiza con un sensor conectado a una cánula metálica, aguja o catéter en contacto con la región intra-peritoneal. Este método invasivo se utiliza generalmente en procedimientos laparoscópicos o de forma experimental. La forma indirecta corresponde a medir la presión en órganos comprimidos por el aumento de la PIA. El método indirecto más utilizado y sugerido por la WSACS es la monitorización de la presión intravesical. Se destaca por su sencillez, reproducibilidad, bajo costo y buena correlación con la medición directa intra-peritoneal. Adicionalmente, los pacientes de medicina intensiva tienen un catéter intravesical conectado para drenaje urinario, por lo que el canal hacia la vejiga está preestablecido. [37] [58]

Existen diversas técnicas para la medición de la presión intravesical, que pueden clasificarse en intermitentes o continuas. En todas ellas, el punto anatómico de referencia para la medición es la espina ilíaca antero posterior, posición donde se mantendrá ubicado el transductor.

Dentro de las intermitentes encontramos la de Kron (1984), que utiliza un sistema de recolección de orina abierto y la Chetham (1998), que agrega una llave de tres vías para mantener el sistema cerrado. Por otro lado, para medición continua en un sistema de recolección cerrado, se conoce la técnica de Balogh (2004), en función de la cual se diseñó ABDOPRE-Clínico como sistema de monitorización continua. Se aplica con una sonda de Foley de tres vías y un transductor de presión (Figura 2.1). Un punto a destacar es que al trabajar con un sistema de recolección cerrado se minimiza el riesgo de infecciones. [16] [17] [16]

Los transductores comerciales para medición de la presión intravesical, como el DTXPlus de MeritMedical que utiliza ABDOPRE-Clínico, se conectan en serie con la solución fisiológica a través de una llave de dos vías (Figura 2.2). En su aplicación mantienen la columna de líquido limpia y sin burbujas mediante un flujo de instilación continuo de aproximadamente 3mL por hora.

2.1.4. Tratamiento

La WSACS propone una guía para el manejo de la HIA, con acciones a través de las cuales se busca mantenerla en grado I ($PIA \leq 15 \text{ mmHg}$). Las propuestas pueden clasificarse en cinco enfoques para lograr el objetivo terapéutico: (i) mejorar la distensibilidad de la pared abdominal, (ii) evacuar el contenido intraluminal, (iii) evacuar lesiones que ocupen espacio intra-abdominal, (iv) optimizar la administración de líquidos y (v) asegurar la perfusión sistémica y regional. [29] Para ello, alguna de las medidas clínicas recomendadas son: sedación y analgesia, drenaje gástrico, evitar la resucitación masiva con fluidos, colocar al paciente en una

Capítulo 2. Estado del Arte

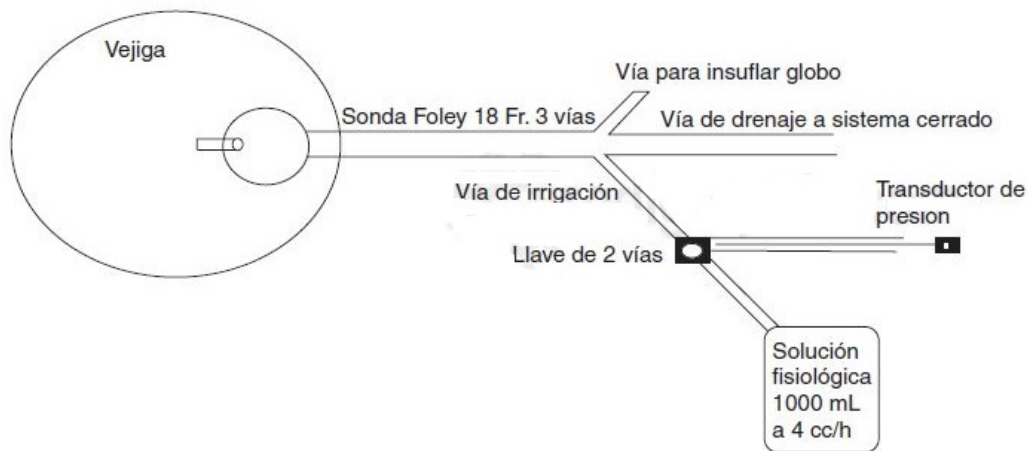


Figura 2.1: Esquema de conexión para medición continua de la presión intravesical en sistema cerrado: técnica de Balogh. Tomado de R. de León P. et.al [27]

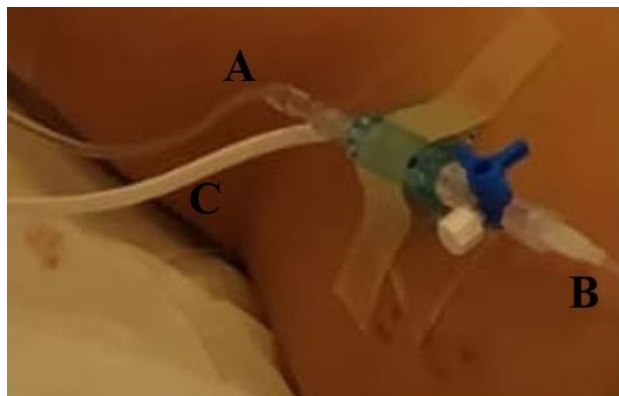


Figura 2.2: Conexión del transductor para medición de presión intravesical, ubicado a nivel de la espina ilíaca antero posterior.

Referencias: (A) conexión a la cámara de goteo alimentada desde la bolsa con solución fisiológica. (B) conexión a la sonda de Foley. (C) conexión al monitor multiparamétrico.

posición favorable como mantener la cabecera con un ángulo menor $\leq 30^\circ$ o Trendelenburg inverso, gestionar ventilación mecánica y eliminar vendaje compresivo abdominal. En caso de presentarse SCA, debe aplicarse la descompresión quirúrgica, una técnica efectiva, con resolución inmediata de la hipotensión, oliguria y la elevación de presión de la vía aérea. [37] [13] El manejo médico previo busca evitar la necesidad de intervención quirúrgica porque tiene asociado un riesgo incremental del paciente, producto de la técnica invasiva aplicada. Particularmente, con ABDOPRE se busca contribuir con una nueva herramienta y protocolo terapéutico para mantener la PIA por debajo del límite asociado al SCA (20 mmHg).

Con el objetivo de aportar al manejo de la HIA, en el año 2003 Valenza estudió

2.2. ABDOPRE: fundamentos y evolución

los potenciales beneficios de la aplicación de presión negativa sobre el abdomen para reducir la PIA en pacientes de una unidad de cuidados intensivos. Utilizando un sistema de generación de vacío como el de la Figura 2.3 y midiendo la PIA de forma intermitente, estimada a partir de la presión intravesical, demuestra que logra reducirse, con diferentes escalones de vacío, hasta un mínimo de -7 mmHg . El estudio presenta el potencial que tiene la aplicación de presión negativa para la reducción en la PIA y de la presión en la vena superior. [56]



Figura 2.3: Sistema de generación de vacío aplicado en estudio experimental realizado por Valenza en 2003. Tomada de F. Valenza [56]

En consonancia con el estudio de Valenza, a principios de los 2000, surgió en el Hospital de Clínicas (Uruguay) la idea de desarrollar un dispositivo para reducir la PIA mediante la generación controlada de presión negativa sobre el abdomen de un paciente crítico. La propuesta fue materializada en 2007 con el primer prototipo de ABDOPRE. En la siguiente sección abordaremos sus fundamentos y evolución tecnológica.

2.2. ABDOPRE: fundamentos y evolución

El modelo matemático que fundamenta el objetivo terapéutico de ABDOPRE fue planteado en 2007, desarrollo a partir del cual se establece una relación de proporcionalidad directa entre la variación de la PIA y de la PC (Ecuación 2.1). Este modelo constituye una abstracción en la que se concibe al abdomen como un cuerpo compresible en la dirección vertical, que cumple con las ecuaciones de compresibilidad isotérmica, cuyo contenido puede modelarse como una mezcla de gas ideal y agua. Bajo las hipótesis planteadas, la constante de proporcionalidad C es positiva y depende de características del paciente como la constante de compresibilidad adiabática del abdomen y el volumen abdominal. [30]

$$dPIA = CdPC \quad (2.1)$$

La primera versión de ABDOPRE, presentada en la Figura 2.4, fue desarrollada en el año 2007 por un grupo de estudiantes de la Facultad de Ingeniería

Capítulo 2. Estado del Arte

de la Universidad de la República (Uruguay). El sistema contaba con cuatro bloques funcionales: (i) una campana vacío, (ii) un bloque de adquisición de señales y control, (iii) una bomba de vacío, encargada de reducir la presión dentro de la campana colocada sobre el abdomen del paciente, y (iv) un bloque de interacción con el usuario. Un punto a destacar es que la conexión a la computadora, evidenciada en la Figura 2.5, era indispensable para su funcionamiento. Si bien contaba con un microcontrolador (PIC 16F687), este operaba como un actuador, en el sentido de que las decisiones eran tomadas desde la computadora y ejecutadas por el PIC. Las funciones del chip se limitaron a (i) encender o apagar la bomba, (ii) encender o apagar la alarma y (iii) leer y transmitir valores de PIA y PC.

El bloque de control se encargaba de la adquisición de las señales y de gestionar el comando de la bomba, ambas funciones directamente relacionadas con la aplicación del protocolo terapéutico. El tratamiento aplicado consistía en reducir la PIA linealmente hasta un valor objetivo PIA_{obj} , en determinado tiempo T_{trat} , siendo PIA_{obj} y T_{trat} proporcionados por el usuario a través de la interfaz. Para ello, implementaba la estrategia de control conocida como “tracking” o “seguimiento de patrón”, basada en un mecanismo ON/OFF sobre la bomba. La lógica programada encendía la bomba cuando la PIA sensada estaba al menos un $\Delta PIA = 0,4 \text{ mmHg}$ por encima del patrón y la apagaba cuando estaba por debajo, con la misma tolerancia.

En relación a la función de adquisición, el bloque de control recibía como entrada las señales de dos transductores Honeywell 143PC03D, una correspondiente a la presión de campana y la otra a la PIA, estimada a partir de la presión intravesical. [30]



Figura 2.4: Prototipo 2007. Tomada de M. González et. al. [31]

En 2011, el equipo fue aplicado en cuatro pacientes como experiencia clínica preliminar, logrando una reducción del 16-35 % en tres de ellos y un aumento del 38 % en el cuarto. El resultado opuesto al esperado fue causado por el desajuste entre la campana y el abdomen de un paciente obeso. Esto resalta la importancia de su apoyo en los cuatro puntos óseos: esternón, crestas ilíacas, hueso pélvico y arcos costales. [41]

Con el sostenido interés clínico y los resultados prometedores obtenidos con ABDOPRE 2007, diferentes equipos de trabajo se enfocaron en mejorar el modelo original.

En 2016 se realizó una optimización tanto a nivel de hardware como de software, que dio lugar al equipo fabricado en 2017 (Figura 2.6). En la nueva versión se reemplazaron ambos transductores por los DTXPlus TNF-R de Argon, usados en

2.2. ABDOPRE: fundamentos y evolución

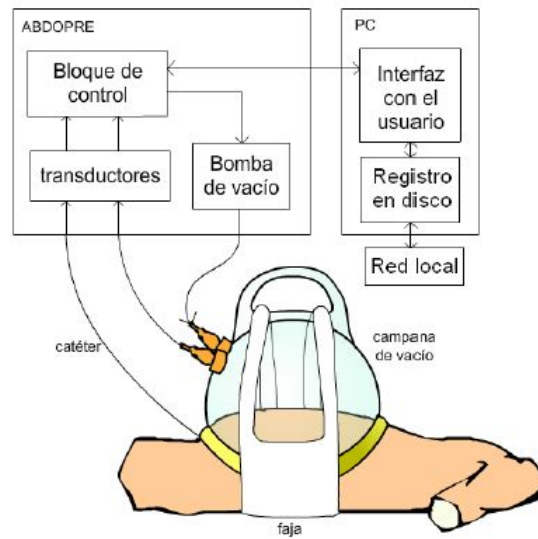


Figura 2.5: Diagrama de bloques general del sistema ABDOPRE 2007. Tomada de M. David et. al. [30]

la unidad de cuidados intensivos en el momento para monitorización continua de presión invasiva.

Por otro lado, sustituyeron el PIC por un Arduino UNO R3, implementaron el sistema de control en la placa embebida y sustituyeron el lenguaje del programa de computadora de SciLab a Python. [31]

En respuesta al resultado contradictorio visto en las pruebas clínicas realizadas en 2011, junto con la nueva versión se fabricaron dos campanas, una con un volumen interior de 14 litros y la otra de 20 litros (Figura 2.7). [8]



Figura 2.6: Prototipo ABDOPRE 2017. Versión optimizada en tamaño y costo. Tomada de M.González et.al. [31]

En el año 2019 se realizó una optimización a nivel de software enfocada en corregir el comportamiento errático de la versión del 2017. Sin especificar el error detectado en pruebas con fantoma, los antecedentes documentan que luego de la corrección se logró un programa capaz de: (i) recibir del usuario un tiempo y pre-



Figura 2.7: Campanas de ABDOPRE. La 1 (a la izquierda) tiene un volumen de 20 litros y la 2 (a la derecha) de 14 litros.

sión objetivo, el nombre del paciente y alguna observación pertinente, (ii) mostrar en tiempo real la medida de PIA, presión en la campana y presión objetivo según el protocolo vigente y (iii) guardar en un LOG la medida de PIA, presión en la campana y presión objetivo para cada instante de tiempo durante todo el tratamiento.

Por otro lado, en el período 2019-2020 se construyó el fantoma presentado en la Figura 2.8, el mismo que se ha utilizado para la verificación del sistema ABDOPRE-Clínico. Consiste en dos recipientes de plástico con un volumen interior de 3 litros, uno para simular la campana y el otro para el abdomen. El primero tiene dos tubuladuras, una para conectar la bomba y la otra para el transductor de PC. El recipiente correspondiente al abdomen tiene una goma de neumático en su pared superior como aproximación de la distensibilidad de la pared abdominal, una tubuladura para el transductor de PIA y una válvula de bicicleta para variar la presión interna mediante la insuflación de aire. Este fantoma constituye una simulación a escala del comportamiento del abdomen con la campana que resulta efectivo para pruebas preliminares del sistema. [47]

En 2022 se realizó una optimización del hardware, motivada por un funcionamiento errático descubierto a partir de pruebas en el fantoma. A pesar de que el reporte de 2019 validaba el sistema completo, detectaron que el encendido a través de un transistor BJT tiene un requerimiento de corriente mayor al que puede suministrar el Arduino alimentado desde una computadora. Conforme a ello, se introduce la tecnología MOS como llave apagable, disminuyendo el consumo de corriente requerido al Arduino y logrando así el correcto encendido de la bomba. Por otro lado, cambiaron el transductor para medición de la presión en la campana por el Honeywell 005PDAA5 para cubrir todo el rango esperado en la campana (hasta -50 mmHg según especificación 2007), lo cual no se lograba con el Argon DTXPlus que llega hasta -30 mmHg . [51]

La última optimización registrada fue en 2023 con el rediseño de la junta

2.2. ABDOPRE: fundamentos y evolución

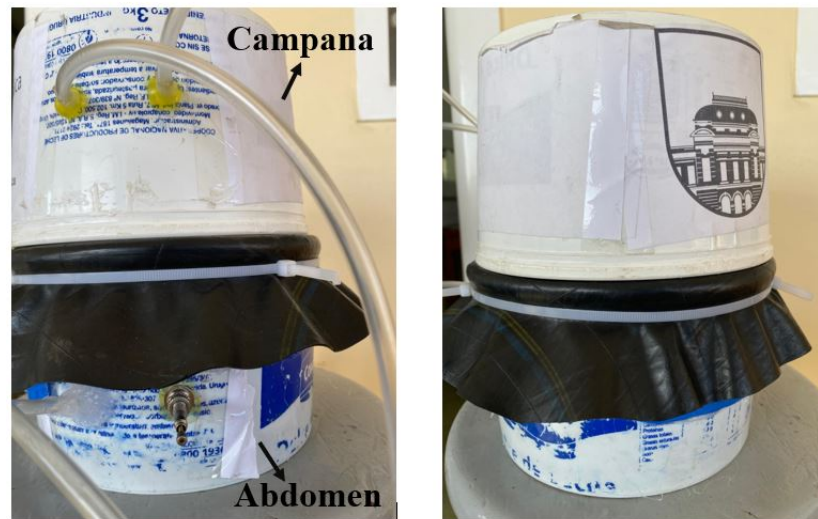


Figura 2.8: Fantoma ABDOPRE-CLÍNICO. A la izquierda vista frontal y a la derecha lateral.

de la campana para mejorar la hermeticidad e inocuidad en el contacto con el paciente. [28] En la actualidad permanece el resultado logrado hasta el año 2023 (Figura 2.7).

En base al estudio de antecedentes se concluye que la única versión con la que se ha demostrado el potencial de ABDOPRE fue la original. Con las sucesivas optimizaciones no se logró un sistema integral capaz de convertirse en la herramienta requerida para continuar con la investigación clínica, lo que ha impulsado el desarrollo del presente proyecto.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 3

Sistema ABDOPRE-Clínico

3.1. Descripción general

ABDOPRE se ha desarrollado con el objetivo clínico de reducir la PIA mediante la generación controlada de vacío sobre el abdomen. En este sentido, se define como una solución tecnológica dedicada al tratamiento, que durante su aplicación, realiza la monitorización continua de las señales involucradas (PIA y PC).

El sistema ABDOPRE-Clínico (Figura 3.1) se compone del **equipo**, que opera contiguo al paciente, y de una **aplicación de escritorio**, dedicada a la gestión de información, los cuales se comunican mediante una conexión TCP sobre red WiFi (Figura 3.2). Adicionalmente, cuenta con dos accesorios esenciales en su funcionamiento: la **campana de vacío** donde se reduce la presión sobre el abdomen del paciente y el **transductor** de uso clínico para la medición de presión invasiva, el cual entra en contacto con la vejiga a través de la sonda vesical para medir la PIA.

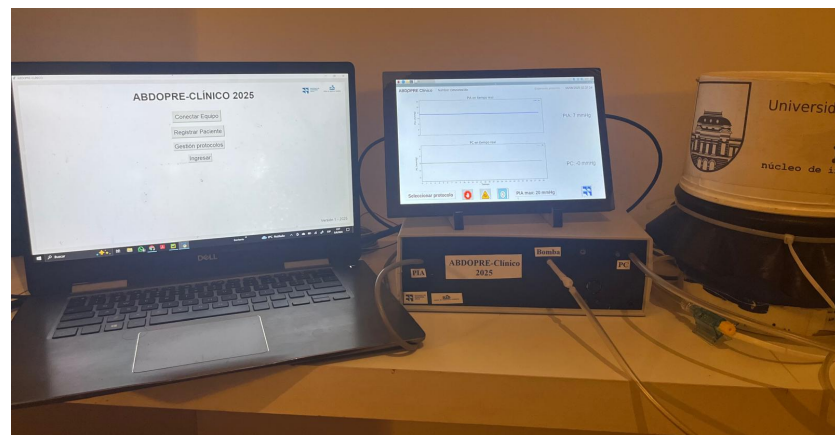


Figura 3.1: Sistema ABDOPRE-Clínico y fantoma.

Se considera **usuario activo** del Sistema, de aquí en adelante **usuario**, al personal clínico que lo opera y **usuario pasivo** a quien recibe el tratamiento, de aquí en adelante **paciente**. Particularmente, se considera **paciente** a un adulto,

Capítulo 3. Sistema ABDOPRE-Clínico

con PIA entre 12 y 20 mmHg (grados 1 y 2 de HIA [37]), que requiere cuidados intensivos.

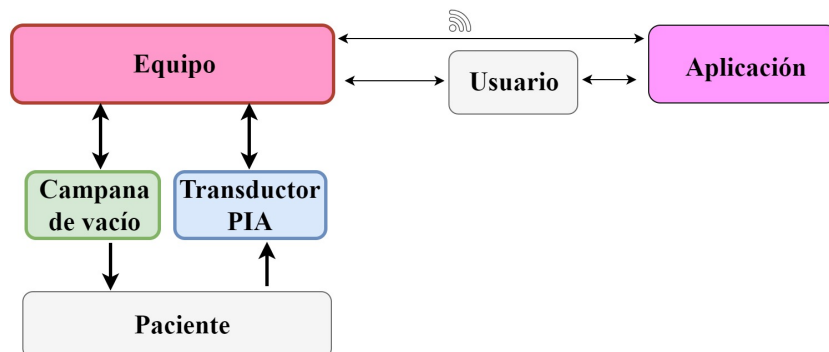


Figura 3.2: Diagrama general del Sistema ABDOPRE-Clínico. Incluye sus accesorios e interacción con el entorno.

El equipo se estructura en seis bloques funcionales con interacción tanto interna como con el entorno (Figura 3.3). El elemento central es la computadora embebida, en la cual están programadas todas sus funcionalidades. Esto incluye desde el comando del hardware, hasta la lógica de alto nivel como la comunicación inalámbrica con la aplicación de escritorio, la interacción con el usuario y la coordinación general para el funcionamiento integral de ABDOPRE-Clínico.

El hardware de adquisición incluye el transductor para medir la PC y el circuito electrónico dedicado al acondicionamiento analógico y digitalización de la señal del transductor clínico, utilizado para la medición de la PIA.

El elemento principal para la interacción usuario-equipo es la pantalla táctil, a través de la cual presenta información, como la evolución temporal de las presiones monitorizadas, y recibe instrucciones, como la orden para iniciar el tratamiento. En segundo lugar se encuentra el hardware de alarmas, que incluye leds y un buzzer para dar aviso ante condiciones que puedan comprometer la seguridad del paciente o del sistema. Cada evento disparador tiene un nivel de prioridad asociado, que se traduce en emitir señales de diferente color y/o frecuencia (ver Tabla 3.1). Esto se ha implementado para ayudar al usuario en el reconocimiento de la urgencia.

Tabla 3.1: Alarmas: Forma de manifestación por prioridad

Prioridad	Color	Sonido	Frecuencia (Hz)
Alta	Rojo	Sí	10
Media	Amarillo	Sí	3
Baja	Amarillo	Sí	luz DC

Se ha tomado como referencia el ventilador mecánico Aeomed VG70 [1].

En relación al objetivo terapéutico de ABDOPRE, se destaca el sistema de generación de vacío, constituido por la campana colocada sobre el abdomen y la bomba de vacío comandada en base a la lógica de control implementada en la computadora embebida (Figura 3.4). En su aplicación, la campana se apoya

3.1. Descripción general

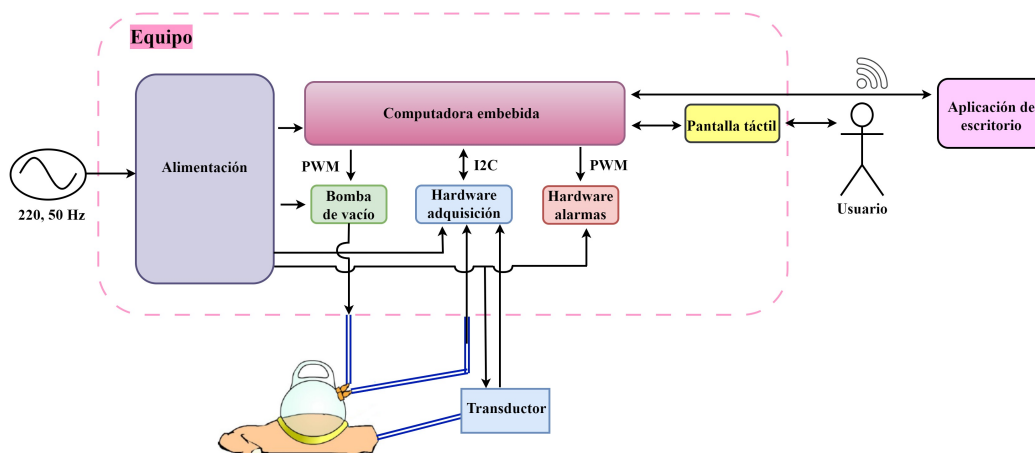


Figura 3.3: Diagrama de bloques del equipo con interacciones internas y con el entorno.

sobre los puntos óseos: esternón, crestas ilíacas, hueso pélvico y arcos costales, y establece contacto con la piel del paciente mediante una junta sellante de silicona hipoalergénica. Esta configuración permite generar un efecto ventosa que forma un recinto hermético, dentro del cual la bomba reduce progresivamente la presión. La disminución de la PC genera un aumento del volumen abdominal, lo que conlleva al objetivo terapéutico de reducir la PIA. El correcto posicionamiento de la campana es fundamental para asegurar el efecto ventosa y evitar la aplicación de fuerzas de contacto sobre la pared abdominal compresible. Tal como se observó en las pruebas clínicas de 2011, el desajuste compromete la efectividad del tratamiento porque se agrega la fuerza de contacto como presión adicional aplicada sobre la cavidad abdominal. [41]

El nivel de vacío que genera ABDOPRE-Clínico está limitado en -45 mmHg . Esto resulta de la especificación original para el diseño de la campana, donde se establece que debe soportar hasta -50 mmHg [30]¹. La restricción de nivel está garantizada porque se ha especificado como una constante que es utilizada por el bloque de alarmas, el cual se encarga de chequear periódicamente el nivel de PC. En caso de que esté por debajo del límite operativo establecido, se detiene la bomba y no se prende hasta que la PC sea igual o mayor a -45 mmHg .

Como sistema de tratamiento, se ha implementado en la computadora embebida de ABDOPRE-Clínico, la lógica que interpreta y ejecuta el protocolo terapéutico elegido por el usuario a través de la pantalla táctil. A efectos operativos, un **protocolo terapéutico** es un archivo de texto que contiene dos bloques de información: el primero con parámetros de configuración, como el tiempo que debe aplicarse el tratamiento, y el segundo con acciones o condiciones a evaluar como una secuencia de pasos. Las acciones se traducen en instrucciones dirigidas al sistema de generación de vacío, que tienen como objetivo clínico reducir linealmente

¹No se encontró documentación que demuestre el vacío efectivamente tolerado por las campanas de vacío operativas a la fecha. Por este motivo, se toma la especificación de 2007.

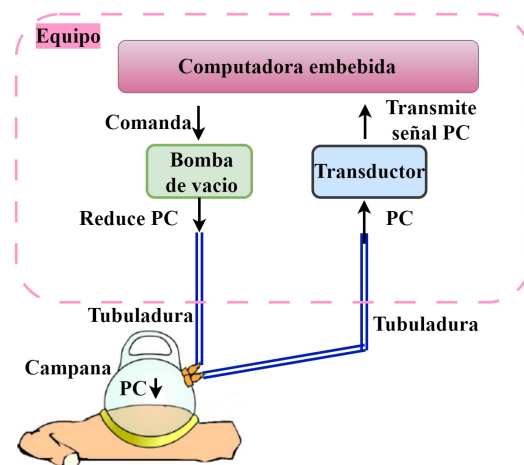


Figura 3.4: Sistema de generación de vacío de ABDOPRE.

la PIA, estabilizarla o monitorizar la señal fisiológica sin la influencia del esfuerzo mecánico controlado. Por su parte, las condiciones corresponden a evaluaciones lógicas que modifican la secuencia de ejecución de los pasos, simulando las decisiones clínicas ante distintos niveles de PIA durante el tratamiento.

La aplicación de escritorio, es una herramienta de gestión de información, desarrollada para ser ejecutada desde la central de monitoreo de la unidad de cuidados intensivos. El registro del paciente, gestión de protocolos² e ingreso de eventos clínicos y notas se hacen a través de este software. Las funciones de documentación se mantienen en la computadora por la relevancia crítica que tiene la información registrada para el seguimiento del paciente y el avance de la investigación clínica. Complementariamente, la aplicación se encarga de guardar los datos registrados, tanto los ingresados desde su interfaz como los recibidos desde el equipo.

3.2. Requerimientos

En esta sección se presentan los requerimientos conceptuales de ABDOPRE-Clínico que han sido considerados para el desarrollo del Sistema. Son las directrices de diseño derivadas principalmente de las expectativas clínicas actuales.

Adquisición de PIA

Para que el Sistema sea compatible con el método estándar utilizado para la medición de la Presión Intra-Abdominal y así también favorecer su integración en la práctica clínica, se han determinado los siguientes requerimientos:

1. El Sistema debe medir la PIA a través de la presión intra-vesical

²Incluye la modificación de los existentes o cargado de nuevos protocolos.

3.2. Requerimientos

2. El Sistema debe medir la PIA de forma continua utilizando el transductor DTXPlus de MeritMedical.

Seguimiento clínico

Un punto fundamental para el avance en la investigación clínica es el análisis de datos y seguimiento del tratamiento durante su aplicación. Conforme a ello, se definen los siguientes requerimientos:

1. El Sistema debe almacenar los valores de PIA y PC registrados durante el tratamiento, con sus respectivo tiempo, en formato .csv.
2. El Sistema debe almacenar los eventos registrados durante el tratamiento, con sus respectivo tiempo, en formato .log.
3. El Sistema debe presentar en la interfaz de usuario la evolución temporal y valores instantáneos de PC y PIA.
4. El Sistema debe generar reportes periódicos con un período de 15 minutos durante su aplicación.
5. Los reportes del Sistema deben contener: datos del paciente, evolución de las señales como gráficas, valor máximo y mínimo en el intervalo y las notas o eventos clínicos registrados.

Protocolos terapéuticos

Como aporte hacia la autonomía del Sistema, ABDOPRE-Clínico debe ser capaz de interpretar y ejecutar protocolos terapéuticos que codifican un procedimiento especificado por el usuario. Esto es, un archivo de texto que contiene parámetros para configuración del Sistema y la secuencia de pasos a ejecutar. La idea es permitir que el usuario pueda definir protocolos a medida sin tener que recurrir a cambios en el código. Conforme a los planteado se establece los siguientes requerimientos:

1. El Sistema debe ser capaz de leer protocolos terapéuticos codificados en archivos de texto (.txt).
2. El Sistema debe proveer mecanismos para reducir linealmente y mantener la PIA.
3. El Sistema debe proveer mecanismos para alterar condicionalmente el flujo de la terapia.

Alarma PIA máxima

Como medida de seguridad para el paciente, debe incorporar una alarma de PIA máxima, cuyo valor umbral puede ser modificado por el usuario. Conforme a ello:

Capítulo 3. Sistema ABDOPRE-Clínico

1. El Sistema debe disparar una alarma al registrar valores elevados de PIA. Por defecto este umbral se fija en 20 mmHg. Esto implica:
 - Aviso al usuario
 - Registro del evento
 - Interrumpir la ejecución de la terapia
2. El umbral de disparo de la alarma se debe poder configurar.
3. El Sistema debe contar con un botón para silenciar las alarma por 60 segundos.

Alimentación

Para estar en consonancia con los demás equipos de una unidad de cuidados intensivos:

1. El Sistema se debe alimentar de la red 220 V y 50 Hz.

3.3. Clasificaciones normativas

En esta sección se busca introducir distintos criterios por los cuales se puede clasificar el sistema ABDOPRE-Clínico. Aunque este análisis sirve como puntapié inicial, un estudio en detalle y riguroso debería realizarse en el caso de que este o cualquier dispositivo se quiera producir o realizar pruebas con el fin de llegar a algún tipo de aprobación internacional.

La primera clasificación que se va a mencionar es según la IEC606001-1 que regula o clasifica los dispositivos médicos en general y luego se introduce la clasificación según la IEC62304:2006 que se especifica en el software de dispositivos médicos.

Además de estas, para lograr seguir un camino regulatorio completo, se deben seguir otros estándares o guías que en este proyecto no son tenidas en cuenta.

3.3.1. IEC60601-1

En términos de seguridad eléctrica, el equipo se clasifica, según la norma IEC60601-1, como Clase I, tipo BF, considerando como parte aplicada el bloque de adquisición de PIA. [23] Para ello se ha tomado como referencia que los módulos para monitorización de presión invasiva de monitores multiparamétricos comerciales son Clase I y tipo CF. [9] [39] [34] Un punto a destacar es que el transductor de PIA Meritans DTXPlus y los monitores son de tipo CF porque también se utilizan para medición de la presión arterial, para lo cual se ponen en contacto directo con el sistema cardiovascular. Conforme a sus especificaciones, la clasificación BF se considera suficiente para ABDOPRE-Clínico.

3.3. Clasificaciones normativas

3.3.2. IEC62304:2006

La IEC62304 provee un entorno de trabajo el cual es necesario seguir con actividades, procesos y tareas a la hora de desarrollar software para un dispositivo médico. Debido a que cumplir con todas estas exigencias se trasladan en costos altos tanto en tiempo, capacitación e incluso económicos, se decidió realizar la clasificación del software y de los módulos implementados pero no seguir todas las actividades descritas en la norma.

Siguiendo el diagrama de la Figura 3.5 de referencia obtenido de la norma, se debe clasificar el software teniendo en cuenta los criterios que se mencionan a continuación.

El software es clase A si:

- no puede contribuir a una situación que pueda poner en riesgo al paciente.

El software es clase B si:

- puede contribuir a una situación que pueda poner en riesgo al paciente pero el posible daño no se considera grave.

El software es clase C si:

- puede contribuir a una situación que pueda poner en riesgo al paciente y el posible daño se considera grave o razón de muerte.

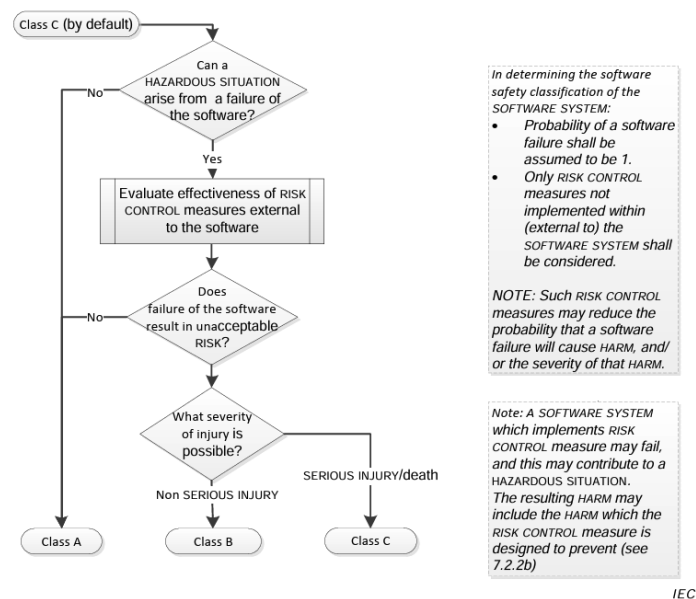


Figura 3.5: Clasificación de software.

Siguiendo estas clasificaciones y evaluando justamente el daño que podría llegar a generar el software del sistema se ha clasificado como clase B ya que puede generar daño por la mala aplicación de la terapia, pero no puede generar un daño severo o la muerte.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 4

Hardware

El hardware de ABDOPRE-Clínico incluye tanto los componentes que constituyen el equipo como los accesorios y la computadora donde se ejecuta la aplicación de escritorio (Figura 4.1). En este capítulo abordaremos el hardware del equipo, donde se distinguen seis bloques: (i) adquisición de señales, (ii) generación de vacío, (iii) pantalla táctil, (iv) alarmas, (v) alimentación y (vi) la computadora embebida que comanda el funcionamiento integral. Si bien el transductor Meritrans DTX-Plus es un accesorio, se aborda en este capítulo por su relevancia en el diseño del circuito de adquisición de la PIA.

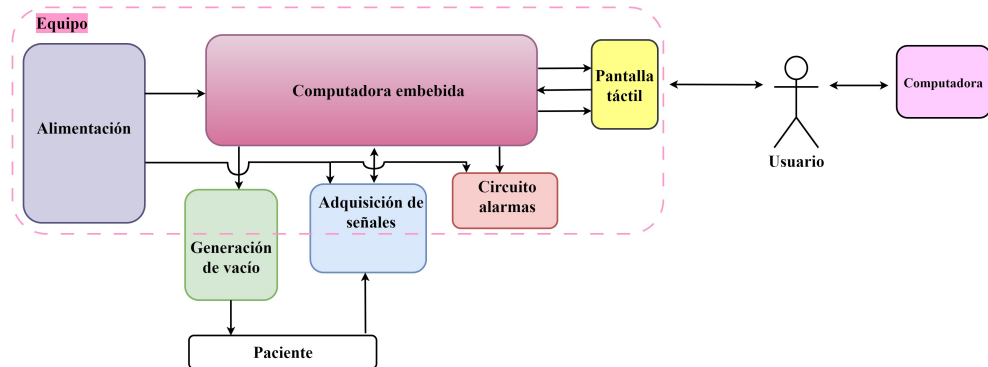


Figura 4.1: Diagrama de bloques del hardware del sistema ABDOPRE-Clínico a nivel modular.

En la Figura 4.2 se presenta un diagrama de hardware con mayor detalle sobre los elementos de cada módulo y su interacción. En el bloque de alimentación, la fuente conmutada convierte la tensión de la red (AC) en una salida DC de 5 V y mediante el resto de la electrónica de potencia, basada en reguladores y convertidores DC-DC, se obtienen los diferentes niveles de tensión requeridos en el equipo. Por otro lado, el bloque de generación de vacío incluye: la campana que se coloca sobre el abdomen del paciente y la bomba, cuya señal de comando proviene de la computadora embebida. En el bloque de adquisición de señales se incluyen los dos transductores, uno para la PIA (accesorio) y otro para la PC (dentro del equipo), y la electrónica de acondicionamiento de la señal del transductor de PIA.

Capítulo 4. Hardware

Los componentes que entran en contacto con el paciente son: la campana de vacío y el transductor para medir la PIA a través del catéter intravesical.

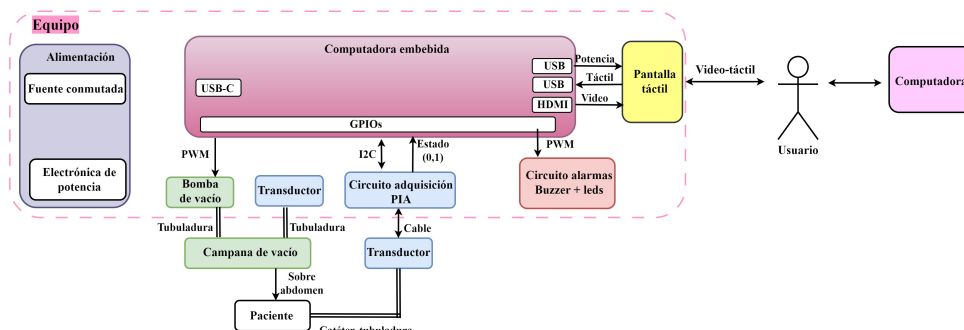


Figura 4.2: Diagrama de bloques de hardware del sistema a nivel de componentes.

En la Figura 4.3 se presenta el esquemático del circuito del equipo, donde se distinguen cinco de sus módulos: (i) alimentación, (ii) computadora embebida, (iii) adquisición de señales, (iv) comando bomba y (v) circuito alarmas. La conexión entre la pantalla táctil y la PI4B (computadora embebida) es a través de dos cables USB-microUSB y un microHDMI (HDMI tipo D)-standardHDMI (HDMI tipo A), tal como se ilustra en la Figura 4.4.

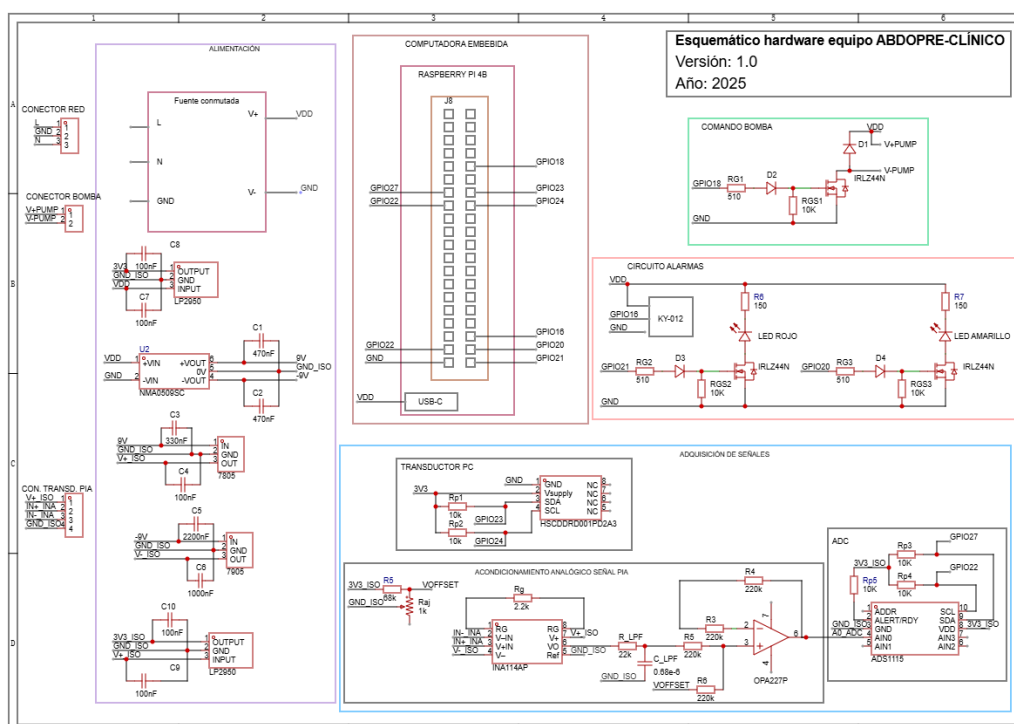


Figura 4.3: Esquemático hardware equipo.

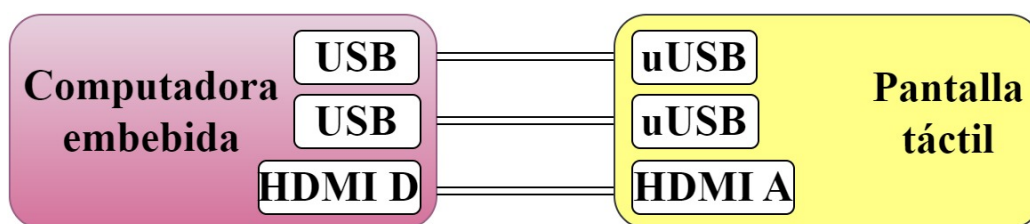


Figura 4.4: Conexión pantalla táctil - computadora embebida.

4.1. Alimentación

Es una especificación de diseño de ABDOPRE-CLÍNICO que se alimente desde la red eléctrica (220 V, 50 Hz) porque es lo usual en los equipos de una unidad de cuidados intensivos. Adicionalmente, para el diseño del bloque de alimentación se tiene en cuenta (i) el requerimiento de potencia y (ii) la seguridad eléctrica del paciente y operador.

El equipo trabaja con cinco niveles de tensión DC: $\pm 5V$, $3,3 V$ y $0 V$ y se ha determinado una demanda de corriente de $6,2 A$ para el diseño del bloque de alimentación. El requerimiento de corriente se deduce de suponer todos los consumos activos en simultáneo, con una probabilidad del 100 %, y un factor de seguridad del 50 %. En la Tabla 4.1 se presenta el detalle de las cargas contempladas para el cálculo.

En términos de seguridad eléctrica, para cumplir con la definición de *Floating applied part* de la norma IEC 60601, el transductor para medir la PIA y la electrónica de adquisición a la que se conecta deben estar aislados del resto de los módulos del equipo. Por otro lado, el cable de potencia debe incluir un terminal de conexión a tierra y las partes accesibles conductoras deben estar conectadas a la misma (Clase I IEC 60601).

El bloque de alimentación implementado se presenta en la Figura 4.5, donde se evidencia la discriminación entre niveles de tensión aislados (los del circuito de PIA) y no aislados (el resto del hardware). Cabe destacar que, a pesar de que se ha diseñado un sub-bloque de alimentación aislado para la parte aplicada, ABDOPRE-Clínico opera como un sistema tipo B porque no cuenta con la etapa de desacople digital entre la computadora embebida y el circuito de adquisición de PIA. Esto es, GND y GND_{ISO} se interconectan para garantizar la comunicación entre ambos (I^2C y Señal de estado en la Figura 4.2). El potencial de desacople que presenta el diseño del bloque de alimentación, facilita la integración de una etapa de aislamiento digital, como trabajo a futuro, sin requerir modificaciones en el bloque de alimentación, para cumplir con la definición *Floating applied part* de la IEC 60601.

En la Tabla 4.2 se presenta la desagregación del consumo estimado por componente de electrónica de potencia del bloque de alimentación.

La conversión AC/DC es realizada por la fuente conmutada que entrega 5 V (VDD en la Figura 4.5) y 8 A de salida. En la Figura 4.6 se presenta el circuito de la fuente, donde se evidencia la aislación galvánica entre el primario (AC) y

Capítulo 4. Hardware

Tabla 4.1: Consumo del equipo de ABDOPRE-Clínico. Desagregación por componente.

Componente	Tensión (V)	Consumo (mA)
PI4B [44]	5	3000
Transductor Honeywell [20]	3,3	3,9
Transductor PIA [33]	5 V	25
INA114 [5]	± 5	3
OPA227 [6]	± 5	0,9
Divisor Resistivo V_{offset}	3,3	0,048
ADS1115 [53]	3,3	0,2
Bomba [10]	5	1000
Leds	5	40
Buzzer [35]	5	30
Pantalla [21]	5	1006

No contempla consumo de la electrónica de potencia.

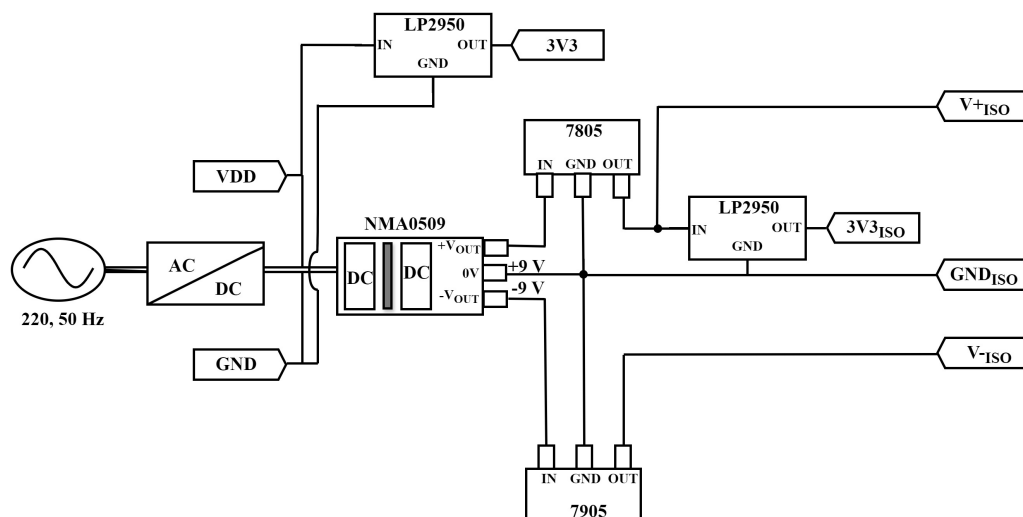


Figura 4.5: Esquemático sistema alimentación.

el secundario (DC), lo cual evita la propagación de alta tensión hacia el lado de baja y reduce la propagación de interferencias al secundario. Adicionalmente, el primario de la fuente incluye el borne para conexión a la tierra de la instalación, requerimiento de un equipo Clase I.

Para generar la fuente simétrica aislada de $\pm 5 V$ que requiere el bloque de adquisición de PIA se utiliza el convertor DC-DC aislado NMA0509SC [36], de Murata Power Solutions, un regulador 7805 y un 7905. La etapa de regulación se agrega para mitigar el efecto de la tolerancia en la tensión de salida, característica de los convertidores DC-DC. El 7805 es un regulador con salida nominal de $+5 V$ y el 7905 de $-5 V$, ambos con un rango de tolerancia esperado de 4 %. En la Figura 4.7 se muestra el circuito de la fuente simétrica implementada y en la Tabla 4.3 se detallan los valores de los capacitores, determinados en base a lo especificado por

4.2. Computadora embebida

Tabla 4.2: Consumo por componente de electrónica de potencia.

Componente	Tensión	Consumo (mA)
Fuente conmutada (AC/DC)	V_{DD}	4103
LP2950	$3V_3$	3,9
LP2950	$3V_3_{ISO}$	0,248
Fuente simétrica aislada	$\pm 5V$	29

No contempla consumo de la electrónica de potencia.

Fuente simétrica aislada: NMA0509 con etapa de regulación (7805 y 7905).

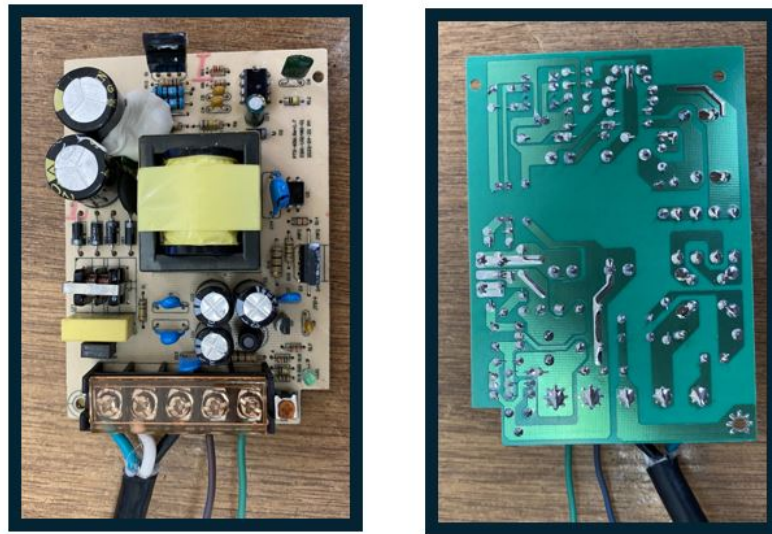


Figura 4.6: Montaje electrónico interior de la fuente conmutada. Izquierda: vista superior con los componentes ensamblados. Derecha: vista inferior con las pistas.

el fabricante de los reguladores.

Tabla 4.3: Capacitores de la fuente simétrica aislada.

$C1 = C2$	$0,47 \mu F$
$C3$	$0,33 \mu F$
$C4$	$0,1 \mu F$
$C5$	$2,2 \mu F$
$C6$	$1 \mu F$

4.2. Computadora embebida

Con el objetivo de lograr un sistema portable, se elimina la conexión por cable a una computadora, característica de las versiones anteriores. [31] En consecuen-

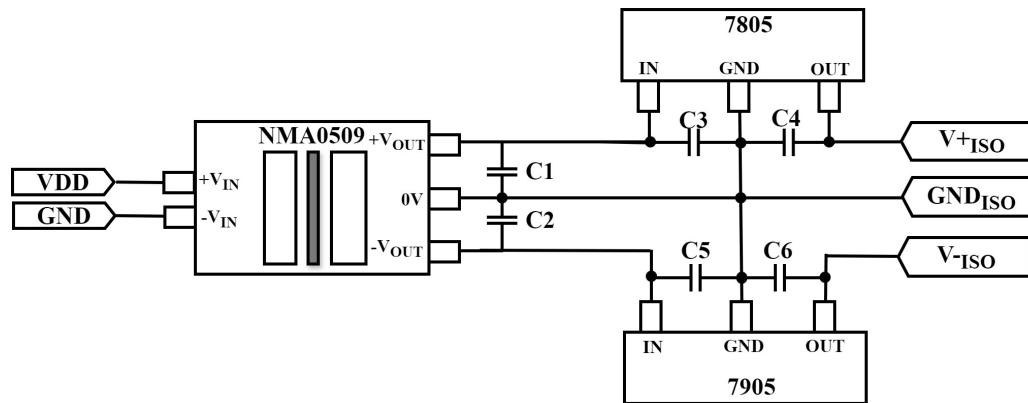


Figura 4.7: Esquema de conexión fuente simétrica aislada.

cia, las funcionalidades del equipo se implementan en la computadora embebida, agregando tareas como el procesamiento digital de las señales adquiridas, el manejo de la pantalla táctil y la implementación del bloque de alarmas, que resulta en la ejecución de controles programados y la operación diferencial del hardware en función de la prioridad del evento detectado.

El análisis para la elección de la computadora embebida de ABDOPRE-Clínico se resume en comparar, en relación a los requerimientos básicos del proyecto, las placas de desarrollo comerciales: (i) Arduino UNO R3, (ii) Arduino UNO R4 y (iii) Raspberry Pi 4B, cuyas especificaciones se detallan en la Tabla 4.4. La primera se evalúa por ser la elegida desde la optimización de 2016 [31] y la R4 por ser una versión actualizada de la misma. Por otro lado, la inclusión de la Raspberry Pi se debe a la sugerencia de mejora a futuro de 2019. [31] Los requerimientos básicos establecidos para la elección son:

- Contar con interfaz I^2C para la comunicación con sensores. Debe conectarse a dos dispositivos.
- Conectividad WiFi para comunicación con la aplicación de escritorio.
- Pines digitales para control de periféricos.
- Compatibilidad con pantalla táctil.
- Entrada analógica para la señal acondicionada del transductor Meritans DTXPlus.
- Capacidad de sincronización temporal. Es fundamental asociar eventos y señales a valores de tiempo y aplicar tratamiento basado en estos.

Como resultado de la evaluación de los tres modelos, se ha determinado que la placa óptima para ABDOPRE-Clínico es la Raspberry Pi 4B (PI4B). Se destaca por su compatibilidad con periféricos, posibilidad de comunicación vía WiFi de

4.3. Adquisición de señales

calidad, incremento en memoria RAM y reducción de costos de desarrollo y mantenimiento. Su capacidad de trabajar en doble banda (2.4 GHz y 5 GHz) potencia la compatibilidad con infraestructuras hospitalarias y la calidad de comunicación.

Finalmente, como la Raspberry Pi puede ser programada en Python, permite unificar el lenguaje de programación del sistema (firmware del equipo y aplicación de escritorio), con lo cual se minimiza el tiempo de desarrollo y mantenimiento futuro.

Tabla 4.4: Comparación para la selección de la computadora embebida.

Especificación	Raspberry Pi 4B	Arduino UNO R3	Arduino UNO R4
Comunicación WiFi	2.4 y 5 GHz	No	2.4 GHz
Compatibilidad con pantalla de 10"	Directa	No hay evidencia	No hay evidencia
Puerto USB	4	1	1
Conversor A/D	No incluye	Incluye A/D de 14 bits	Incluye A/D de 14 bits
RAM	8 GB	2 kB	32 kB
Memoria no volátil	Debe agregarse microSD	256 kB	256 kB
RTC	No	No	Si

La PI4B (Figura 4.8), es una placa de desarrollo comercial, basada en el procesador BCM2711 de Broadcom. [45] Cuenta con un único bus I^2C al que se accede mediante un par de pines GPIO predefinidos o por terminales adicionales que pueden ser mapeadas. Esta capacidad de extensión es particularmente útil para ABDOPRE-Clínico porque cuenta con dos dispositivos I^2C : el ADS1115 y el transductor para medir la PC. [44]

La computadora embebida se conecta al resto del hardware del equipo a través de las interfaces HDMI, USB y los pines de propósito general (GPIOs). En primer lugar, se alimenta desde la fuente principal del sistema por medio del conector USB-C. Para la pantalla táctil, transmite la señal de video por HDMI, suministra energía al periférico por un puerto USB y por otro recibe la señal táctil (entrada del usuario). El resto de las conexiones son a través de los GPIOs, tal como se ilustra en la Figura 4.9.

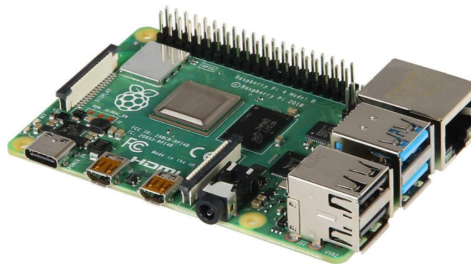


Figura 4.8: Placa de desarrollo de Raspberry Pi, modelo 4B. Tomada de [49]

4.3. Adquisición de señales

La presente sección describe el hardware para la adquisición de las dos señales de interés de ABDOPRE-Clínico: PIA y PC.

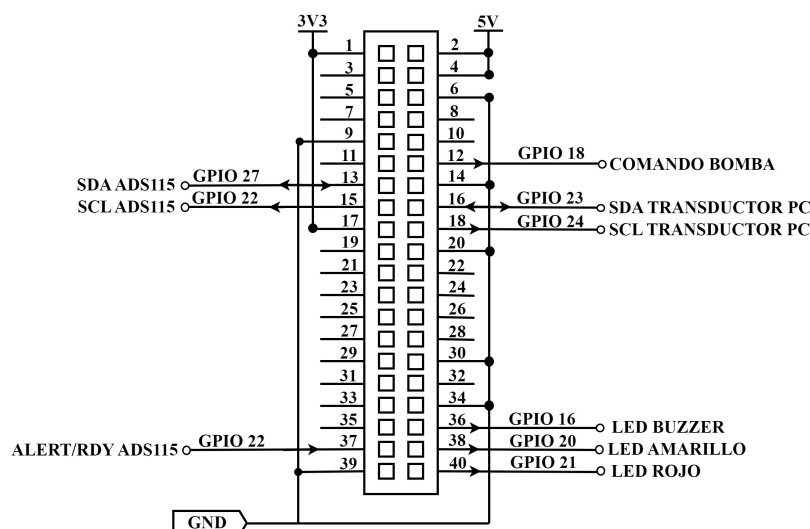


Figura 4.9: Esquemático conexiones GPIOs de la PI4B con el resto del hardware.

Las flechas sobre los canales indican el sentido de transmisión de las señales.

4.3.1. Adquisición Presión en Campana

La Presión de Campana constituye la realimentación del sistema de control y se utiliza para comandar la bomba, lo que evidencia la importancia del desempeño del transductor en el funcionamiento de ABDOPRE-Clínico. Para su elección se han definido tres características esenciales: (i) que sea diferencial, (ii) que opere con aire como medio de propagación de la presión; y (iii) que funcione por debajo de -45 mmHg , límite operativo establecido para la PC. Conforme a ello, se han evaluado tres modelos comerciales de la marca Honeywell¹, cuyas especificaciones se presentan en la Tabla 4.5.

Se ha seleccionado el modelo HSCDDRD001PD2A3 para la adquisición de PC por su bajo TEB, salida digital robusta a interferencias y compatibilidad con la PI4B. Considerando el límite operativo de PC (-45 mmHg), el rango de presión del transductor es el óptimo en términos de que minimiza el Total Error Band (TEB), que representa el máximo apartamiento esperado en la medida del transductor, respecto a su relación lineal característica, incluyendo errores por variaciones en el offset, el fondo de escala, la no linealidad, histéresis, no repetibilidad y deriva térmica. Por otro lado, dado que es digital y tiene salida compatible con la PI4B, favorece la optimización del hardware y la calidad de la señal, en el sentido de que no se requieren etapas de acondicionamiento analógico que agregan costos al sistema y su salida es menos susceptible a interferencias. [3]

En la Figura 4.10 se presenta el esquema de conexión del transductor Honeywell.

¹La marca Honeywell ha sido utilizada en versiones pasadas del hardware de adquisición de PC [31]

4.3. Adquisición de señales

Tabla 4.5: Comparación para la elección del transductor para la Presión de Campana.

Modelo	ASDXRRX005PDAA5 [18]	SSCDRRN001PD2A5 [19]	HSCDDRD001PD2A3 [20]
Rango (mmHg)	$\pm 258,55$	$\pm 51,71$	$\pm 51,71$
Tipo de salida	Analógica	Digital, I2C	Digital, I2C
Alimentación (V)	5	5	3,3
Sensibilidad	7,74 mV/mmHg	126 cuentas/mmHg	126 cuentas/mmHg
Total Error Band (TEB) ^{1]}	10,34 mmHg	2,07 mmHg	1,03 mmHg

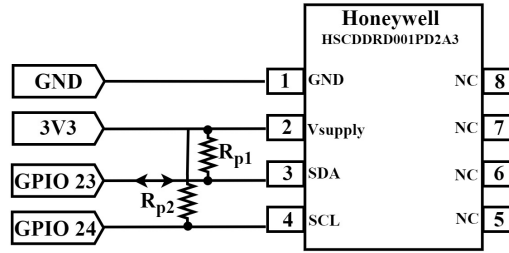


Figura 4.10: Esquema de conexión del transductor Honeywell.

$R_{p1,2}$: Resistencias de pull-up de 10 $k\Omega$. Los pines 5 a 8 son pines NC, esto es, no están conectados internamente. Las flechas indican el sentido de transmisión de las señales digitales.

4.3.2. Adquisición Presión Intra-Abdominal

La adquisición de la Presión Intra-Abdominal (PIA) puede fraccionarse en cuatro etapas: (i) conversión de la señal mecánica (presión) en una de tipo eléctrico (tensión), (ii) adquisición y acondicionamiento de la señal eléctrica, (iii) digitalización y (iv) procesamiento digital. A continuación abordaremos las etapas (i) a (iii), el procesamiento digital que se realiza en la PI4B para obtener el valor de PIA a partir de la señal digitalizada se describe en el Capítulo 5. En la Figura 4.11 se presenta el diagrama de bloques del hardware de adquisición.

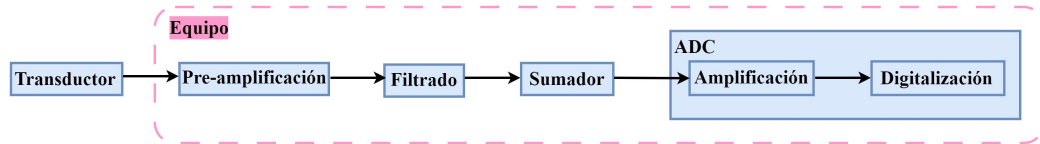


Figura 4.11: Diagrama de bloques del hardware para la adquisición de la PIA.

El transductor es un elemento accesorio de ABDOPRE-Clínico. [23] ADC: Conversor Analógico Digital por sus siglas en inglés.

4.3.3. Transductor para adquisición de la Presión Intra-Abdominal

El diseño del hardware de adquisición de PIA se encuentra basado en el transductor Merittrans DTXPlus para adultos de MeritMedical (Figura 4.12). Se trata de un modelo comercial para medición de presión invasiva, que opera en el rango -30 a 300 mmHg con una sensibilidad de $5 \mu V/V/mmHg$. [33]

Capítulo 4. Hardware

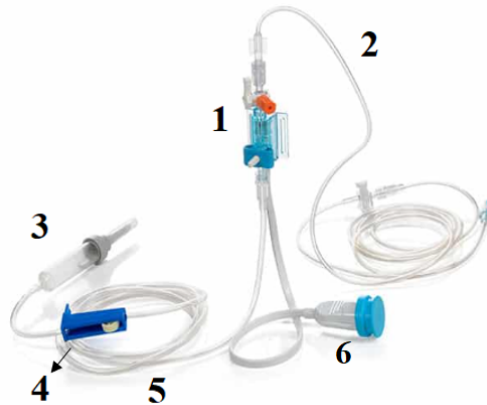


Figura 4.12: Kit transductor de presión desechable Merit Medical. Incluye encapsulado con transductor de presión (1), línea al paciente (2), cámara de goteo con regulador de presión (3 y 4), línea de lavado (5) y conector electrónico (6). [32].

El transductor es un accesorio de ABDOPRE-CLÍNICO, que se conecta al prototipo a través de un cable libre como el 684109 de Merit Medical Figura 4.13. [33]

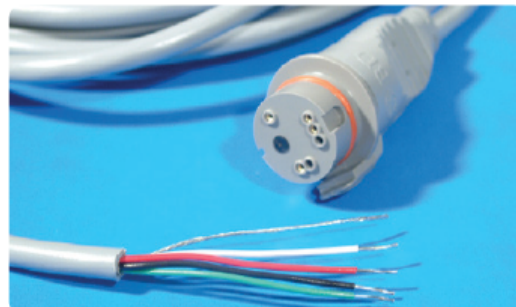


Figura 4.13: Cable para conectar transductor PIA N° 684109 de Merit Medical. [33]

Como parte del proceso de conocimiento del transductor, incorporado por su uso habitual en la unidad de cuidados intensivos del Hospital de Clínicas, se ha clasificado en base a cuatro criterios: (i) modo de operación, (ii) parámetro variable, (iii) aporte de energía y (iv) tipo de salida. Para ello se ha realizado una revisión bibliográfica, complementada con el análisis de sus especificaciones y observación del componente, cuyo resultado se resume en la Tabla 4.6. El transductor DTXPlus cuenta con un diafragma en contacto con la columna de líquido, que opera como medio de propagación de la presión. Por lo tanto, considerando que el método estándar para la medición de la presión intravesical se basa en el efecto piezo-resistivo de las galgas extensiométricas, [57] se deduce que la presión aplicada induce la deformación del diafragma y ésta se propaga a la galga extensiométrica, provocando entonces la variación de su resistencia. El actuador utiliza el efecto piezo-resistivo para generar la señal eléctrica de salida, que pertenece al dominio

4.3. Adquisición de señales

analógico. Por otro lado, dado que el transductor requiere de una fuente de alimentación para su funcionamiento y con ésta queda determinada la sensibilidad, se concluye que es de tipo modulador. Esto es, la etapa de transducción toma como entrada la variación de la resistencia de la galga para modular la salida, cuya energía proviene principalmente de la fuente de alimentación. [3]

Tabla 4.6: Clasificación transductor para medición de PIA.

Criterio	Clase
Aporte de energía	Modulador
Señal de salida	Analógico
Modo operación	De deflexión
Parámetro variable	Resistivo

En la Figura 4.14 se presenta el conexionado eléctrico del transductor utilizado para medir la PIA.

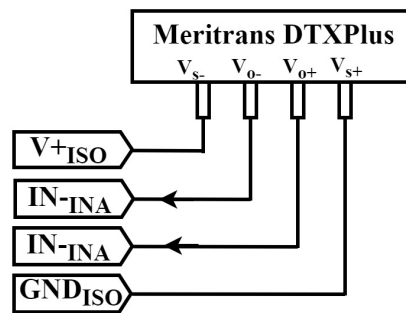


Figura 4.14: Esquema de conexión eléctrica del transductor Meritans DTXPlus.

Las flechas indican el sentido de transmisión de las señales analógicas, correspondientes a la salida diferencial del transductor.

4.3.4. Acondicionamiento analógico

Las etapas de acondicionamiento analógico desde el transductor hasta el conversor analógico-digital incluyen: pre-amplificación, filtrado y desplazamiento de la señal hacia valores positivos.

Para la amplificación de señales diferenciales pequeñas, donde la componente de ruido (modo común) suele ser significativamente mayor, usualmente se utilizan amplificadores de instrumentación. Estos integrados se caracterizan por su capacidad de amplificación con acomplamiento DC, alto rechazo al modo común (CMRR por sus siglas en inglés) y elevada impedancia de entrada. [38] Conforme a ello, la etapa de pre-amplificación se ha implementado con el INA114AP, especificado para aplicaciones biomédicas y particularmente utilizado en la versión original de ABDOPRE (2007). [30]

Capítulo 4. Hardware

El espectro de la señal de presión intravesical se encuentra en el rango DC a 10Hz [57]. Conforme a ello, se ha implementado un filtro RC, pasa-bajos, pasivo, con una frecuencia de corte teórica de 10 Hz .

El desplazamiento de la señal se hace para garantizar las condiciones de operación del conversor analógico-digital ADS1115, el cual requiere tensiones de entrada positivas. Para ello, se agrega un sumador basado en el operacional OPA227², que induce una elevación $V_{offset} = 26\text{ mV}$ a la señal filtrada. Esto es necesario porque el transductor tiene un desplazamiento en cero de $\pm 40\text{ mmHg}$ [33], por lo que, su señal podrá ser negativa en el rango de presiones trabajado. Particularmente, para una desviación de $-1\text{ mV} \sim -40\text{ mmHg}$, se espera que la salida del transductor se encuentre en el rango $[-1, -0,25]\text{ mV}$, para valores de PIA hasta 30 mmHg . La tensión V_{offset} se logra con un divisor resistivo, alimentado a $3,3\text{ V}$, que incluye un preset RKT-065 de $1\text{ k}\Omega$, con el que es posible alcanzar una corrección mínima de $0,15\text{ mV}$ en V_{offset} , según el rango de variación del preset. [26] El elemento de ajuste se agrega para mitigar el efecto de la variación intrínseca de los componentes electrónicos y de la fuente de alimentación.

En la Figura 4.15 se presenta un esquemático del circuito de acondicionamiento analógico y en la Tabla 4.7 los valores de los componentes con los que se ha implementado.

El circuito diseñado tiene una ganancia de pre-amplificación teórica de 23,73 V/V, lo cual se traduce en una excursión de salida esperada de la señal del transductor de $17,25\text{ mV}$ para el rango de presión $[0; 30]\text{ mmHg}$ que se ha considerado para el diseño. Adicionalmente, dado que el transductor presenta una deriva en cero de $\pm 1\text{ mV}$ y que el circuito introduce un offset de 26 mV , la señal de entrada del conversor ADS1115 estará en el rango $[2, 27; 66, 98]\text{ mV}$.

Tabla 4.7: Componentes circuito acondicionamiento analógico señal PIA.

Componente	Valor
R_g	$2,2\text{ k}\Omega$
R_{LPF}	$22\text{ k}\Omega$
C_{LPF}	$0,68\text{ }\mu F$
$R1 = R2 = R3 = R4$	$220\text{ k}\Omega$
$R5$	$68\text{ k}\Omega$
R_{aj}	$1\text{ k}\Omega$

4.3.5. Amplificación y digitalización

Las etapas de finales de amplificación y digitalización se concentran en el ADS1115. [53] Se trata de un conversor analógico digital Delta Sigma ($\Delta\Sigma$), que incluye un PGA (Programmable Gain Amplifier) y tiene una resolución de 16 bits. El conversor se alimenta a $3,3\text{ V}$ para garantizar que su salida en nivel alto sea admisible para los pines GPIO de la PI4B.

²En el Apéndice A.1 se justifica su elección.

4.4. Generación de vacío

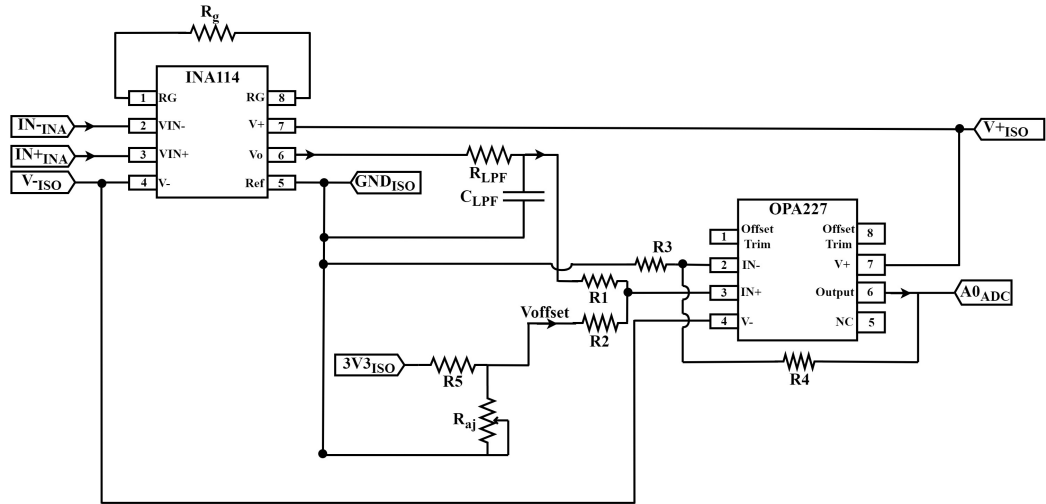


Figura 4.15: Esquemático circuito de acondicionamiento analógico de la señal de PIA.

R_g : resistencia para ajuste de ganancia INA114. R_{aj} : resistencia para corrección de offset RKT-065. Las flechas indican el sentido de transmisión de las señales analógicas.

El ADS1115 se opera con un rango de entrada single-ended de 1,04 V. Considerando entonces la amplificación de 23,73 V/V de la etapa previa, la sensibilidad del transductor ($25 \mu V/mmHg$) y la resolución del conversor, el circuito de adquisición de PIA tiene una resolución de 0,05 mmHg. Cabe destacar que en la práctica se trabaja con valores enteros de PIA, por lo cual, la resolución lograda excede la expectativa clínica.

En la Figura 4.16 se presenta el esquema de conexión del ADS1115.

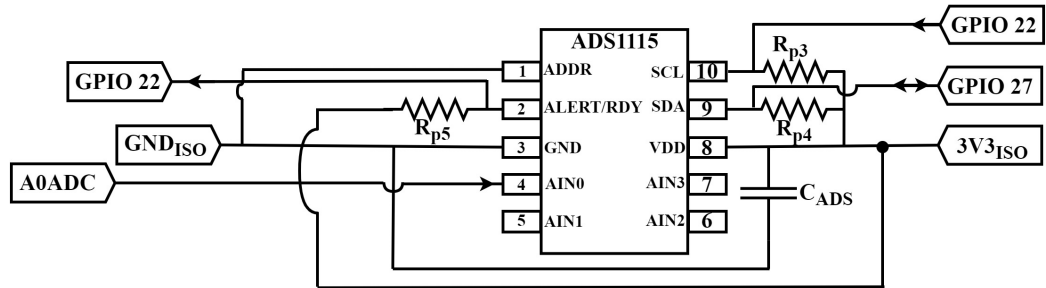


Figura 4.16: Esquemático conexión ADS1115.

Resistencias de pull-up: $R_{p3,4,5} = 10 k\Omega$. Las flechas indican el sentido de transmisión de la señal analógica (AIN0) y digitales (SCL, SDA y ALERT/RDY).

4.4. Generación de vacío

Para la generación de vacío se utiliza la bomba ZR320-03PM de Zhirong Huang, elegida en 2022 como resultado de la comparación de tres bombas comer-

Capítulo 4. Hardware

ciales. [48] Su tensión nominal es 4,5 V y consume menos de 600 mA. Tiene un caudal mínimo de 1,8 litros por minuto y puede alcanzar un nivel de vacío de 412 mmHg. Es una bomba que no está diseñada para uso continuo y tiene una vida útil de 125 horas. [10]

El circuito de comando de la bomba se implementa con un transistor MOSFET IRLZ44N, el cual trabaja con tensiones de Gate de nivel lógico ($V_{GS(th)} = 2 V$), que será accionado desde la PI4B. En la Figura 7.9 se presenta el circuito de comando diseñado ³. La resistencia R_{G1} y el diodo $D1$ son elementos de protección para el GPIO de la PI4B, agregados para evitar la sobrecarga y conducción inversa. El diodo $D2$, entre el Drain del IRLZ44N y la fuente VDD, se agrega para conducir la corriente de conmutación al cortar el transistor, propia de la característica inductiva de la bomba. Durante el apagado, la capacidad $C_{iss} = C_{GD} + C_{GS}$ del MOSFET se descarga a través de la resistencias R_{GS1} , que además es un mecanismo de protección contra circuito abierto en el Gate. [7] El detalle sobre el diseño del circuito de comando del Gate del transistor se presenta en la Sección A.2

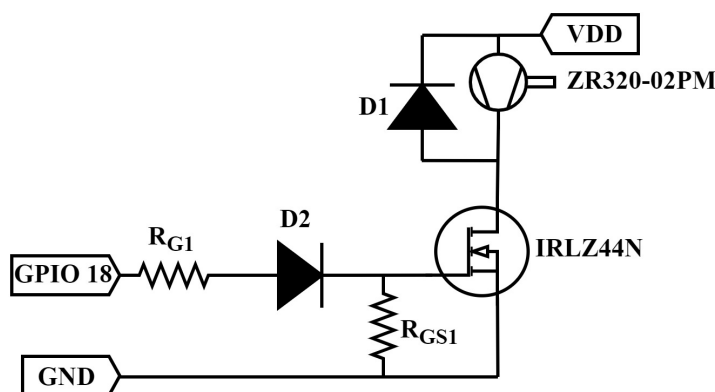


Figura 4.17: Esquemático circuito de comando bomba ZR320-02PM.

$$R_{G1} = 510 \Omega, R_{GS1} = 10 k\Omega.$$

4.5. Interfaz: Pantalla táctil

La visualización de datos e ingreso de información en el equipo, se realiza a través de una pantalla táctil de 10.1 pulgadas, marca Hosyond, modelo MPI10008 (Figura 4.18). Sus interfaces para el táctil (USB), video (HDMI) y alimentación (USB-C) son compatibles con la PI4B. Por otro lado, tiene un consumo máximo de 5,29 W, que es posible suministrar desde la computadora embebida.

³Si bien la bomba se alimenta a $VDD = 5 V$ que supera en un 10 % su tensión nominal, hay fuentes que afirman que puede trabajar de todos modos. [10] Esto puede implicar un incremento en el desgaste del componente que no se contempla en la vida útil especificada por el fabricante.



Figura 4.18: Pantalla táctil ABDOPRE-CLÍNICO.

4.6. Alarmas

Para la manifestación visual de las alarmas se utilizan dos leds discretos de 5 mm, uno rojo y uno amarillo, que se encienden a través de una llave apagable comandada desde la PI4B, tal como ilustra la Figura 4.19. Las resistencias R_6 y R_7 se colocan a efectos de limitar la corriente por los leds.

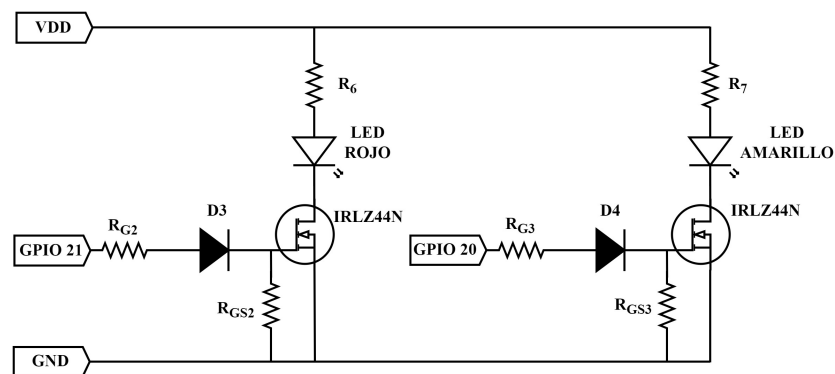


Figura 4.19: Esquema de conexión leds del circuito de alarmas.

El led rojo se utiliza para alta prioridad y el amarillo para media y baja.
 $R_{6,7} = 150 \, \Omega$, $R_{G1,2} = 510 \, \Omega$ y $R_{GS1,2} = 10 \, k\Omega$

El sonido de las alarmas se genera con un buzzer activo KY-012, el cual tiene una entrada para la señal de comando que se conecta directamente a un GPIO de la Raspberry. En la Figura 4.20 se presenta el componente y su esquema de conexión.

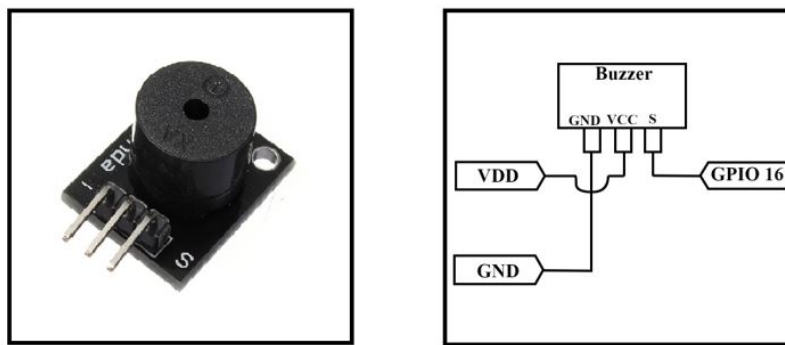


Figura 4.20: Buzzer KY-012 y esquema de conexión para manifestación sonora de las alarmas

Ilustración del componente tomada de ElectronicaUy [49]

Capítulo 5

Firmware

En este capítulo se detalla la implementación de firmware desarrollado para ABDOPRE-Clínico. El firmware fue desarrollado en Python y se ejecuta sobre una Raspberry Pi 4B. Su objetivo principal es integrar los periféricos definidos en el diseño de hardware y ejecutar automáticamente los protocolos terapéuticos definidos por el equipo médico. Además, se encarga de controlar con precisión la bomba y monitorizar condiciones críticas alertando al usuario ante cualquier situación de riesgo.

Las principales funcionalidades del firmware incluyen:

- Adquisición continua de la PIA y la PC.
- Ejecución automatizada de protocolos terapéuticos definidos por el médico.
- Control de la bomba de vacío, operando bajo un control PID.
- Monitoreo de condiciones de seguridad, con un sistema de alarmas (alta, media y baja prioridad).
- Ejecución de una interfaz de usuario interactiva, que permite al usuario visualizar en tiempo real las señales de PIA y PC, iniciar terapias y ajustar parámetros clínicos.
- Registro de datos clínicos, eventos y configuraciones.

Para garantizar un funcionamiento en tiempo real, se adoptó una arquitectura basada en módulos independientes, donde cada uno se encarga de una funcionalidad distinta. Cada funcionalidad principal del Sistema, como la adquisición de datos, el control terapéutico, la gestión de alarmas o la interfaz gráfica, se encapsula en un modulo independiente que se ejecuta dentro de un hilo separado. Esto permite que múltiples tareas se realicen simultáneamente sin comprometer la estabilidad del Sistema. La simultaneidad lograda a la que se hace mención se percibe a efectos de usuario, dado que a efectos del Sistema corresponde a una ejecución concurrente de tareas, administrada por el procesador de la PI4B.

Capítulo 5. Firmware

Esta organización no solo permite ejecutar tareas en paralelo, sino que también facilita el mantenimiento, la ampliación y la corrección de errores, ya que si hay un problema, se puede revisar y corregir solo el módulo afectado, sin necesidad de modificar los demás.

5.1. Conceptos teóricos

En esta sección se introducen conceptos teóricos que van a ser usados dentro del capítulo de firmware.

5.1.1. Programación orientada a objetos

La programación orientada a objetos (POO) es un paradigma que organiza el software entorno a objetos, que son instancias de clases. Cada clase define un conjunto de atributos, que representan el estado interno del objeto, y métodos, que definen su comportamiento. Esto permite modelar cada componente del sistema de forma estructurada y clara. [43] [22]

Este enfoque facilita el desarrollo de sistemas complejos, ya que permite dividir el problema en partes más pequeñas y manejables. Cada objeto cumple una responsabilidad específica, puede ser desarrollado y probado de forma independiente, e interactúa con otros objetos mediante interfaces bien definidas. Esto mejora la modularidad, promueve la reutilización de código y contribuye a un sistema mantenible y escalable.

En el firmware desarrollado, los distintos módulos del sistema se implementan como clases. Esto permite una estructura clara, donde cada clase representa una unidad funcional con sus propios atributos (datos) y métodos (funciones asociadas). Este enfoque permite agregar nuevas funcionalidades sin afectar el funcionamiento del sistema existente. [43] [22]

5.1.2. Programación en hilos

La programación en hilos, también conocida como multithreading, permite que un programa ejecute múltiples tareas de forma concurrente dentro del mismo proceso. Cada hilo representa una línea de ejecución independiente que comparte el mismo espacio de memoria del programa principal. [42]

Este enfoque es útil en sistemas embebidos donde se requiere realizar varias acciones en “simultáneo”. Al distribuir estas tareas en diferentes hilos, se mejora la responsabilidad del sistema y se evita que una tarea bloquee a las demás.

En Python, los hilos se implementan mediante el módulo `threading`, que permite crear y gestionar hilos. Cada hilo puede ejecutarse en segundo plano utilizando la opción `daemon`, lo cual asegura que se cierre automáticamente cuando finaliza el programa principal.

En el firmware desarrollado, la programación en hilos se utiliza para dividir responsabilidades que deben ejecutarse de forma continua o periódica, sin interferir entre sí.

5.1. Conceptos teóricos

Para evitar conflictos al acceder a datos compartidos entre hilos, se emplean mecanismos de sincronización como **locks** (bloqueos), que garantizan el acceso exclusivo a ciertos recursos críticos. Esto previene condiciones de carrera y asegura la consistencia de la información compartida entre los distintos componentes del sistema. [42]

5.1.3. Protocolos de comunicación- I^2C

El protocolo I^2C es un estándar de comunicación serial que permite conectar múltiples dispositivos utilizando dos líneas: SDA (Serial Data), para la transmisión de datos, y SCL (Serial Clock), para la señal de reloj. Ambas líneas son de tipo open-drain, lo que significa que requieren resistencias de pull-up externas. En el bus I^2C puede haber múltiples dispositivos conectados, donde uno actúa como maestro (es quien inicia y controla la comunicación) y los demás como esclavos (que responden). Cada esclavo posee una dirección única de 7 bits. [25]

El flujo típico de comunicación se representa en la Figura 5.1 y consiste en que el maestro:

- Envía una condición START.
- Envía la dirección del esclavo con un bit que indica si desea leer o escribir.
- Recibe un bit de ACK (acknowledgment) por parte del esclavo.
- Luego se transmiten uno o más bytes, cada uno seguido de un nuevo ACK.
- Finalmente, el maestro envía una condición STOP para finalizar la comunicación.

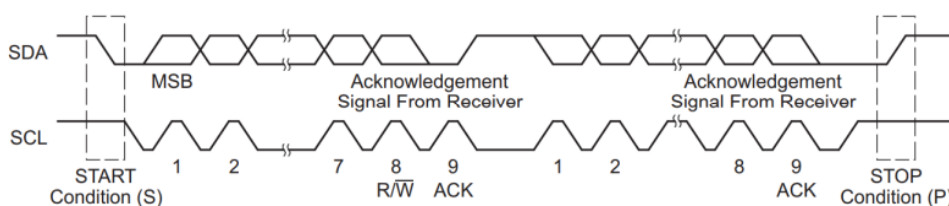


Figura 5.1: Diagrama de tiempos de una comunicación I^2C . Imagen tomada de [12]

En el firmware desarrollado, se utiliza el protocolo I^2C para la comunicación de la Raspberry Pi con el ADS1115 y el transductor de PC. El maestro es la Raspberry Pi, que se comunica con el ADS1115 y el transductor de PC, que actúan como esclavos. La biblioteca **smbus** en Python permite implementar esta comunicación.

5.1.4. Relación entre PIA y PC

La variable controlada físicamente por el Sistema es la Presión en Campana (PC), pero el objetivo clínico es seguir una trayectoria de Presión Intra-Abdominal (PIA). Como la PIA es una variable fisiológica, no se tiene control directo sobre ella, simplemente se aplica un mecanismo de influencia con un enfoque terapéutico buscado. Por eso, es necesario establecer una relación entre ambas magnitudes para traducir la consigna médica en acciones de control.

Los protocolos incluyen seguir una trayectoria de referencia en forma de rampa descendente para la PIA, definida por la ecuación:

$$r_{PIA}(t) = -\frac{(\Delta PIA)}{\Delta t} * t + PIA_0 \quad (5.1)$$

Donde:

- ΔPIA representa el cambio deseado de PIA, expresado en mmHg.
- Δt es el intervalo de tiempo durante el cual debe producirse dicho cambio, expresado en segundos.
- PIA_0 es la PIA inicial al comienzo del tratamiento.

Como la presión objetivo del tratamiento se expresa en términos de PIA, pero la bomba regula la PC, se establece una relación entre ambas para poder aplicar un control efectivo.

Como la variación de la PIA y la PC son proporcionales entre sí, de acuerdo con:

$$\Delta PIA = C \cdot \Delta PC \quad (5.2)$$

siendo $C > 0$ una constante de proporcionalidad experimentalmente determinada. [30]

A partir de esta relación, se define una trayectoria equivalente de PC que permita cumplir con la trayectoria de PIA definida en el protocolo. Si la referencia para PIA es una rampa descendente (como en la ecuación 7.1), la rampa de PC necesaria puede deducirse como:

$$r_{PC}(t) = -b \cdot t + PC_0 \quad (5.3)$$

Donde PC_0 es la presión inicial en campana. Por definición de rampa:

$$\begin{aligned} a &= -\frac{\Delta PIA}{\Delta t} && \text{Pendiente de la PIA} \\ b &= -\frac{\Delta PC}{\Delta t} && \text{Pendiente de la PC} \end{aligned}$$

Reemplazando en la ecuación de proporcionalidad:

5.2. Flujo de funcionamiento del Sistema

$$\begin{aligned}\Delta \text{PIA} &= C \cdot \Delta \text{PC} \\ -a \cdot \Delta t &= C \cdot (-b) \cdot \Delta t \\ \Rightarrow C &= \frac{a}{b} \quad \Rightarrow \quad b = \frac{a}{C}\end{aligned}$$

Por lo tanto, la pendiente de la rampa de presión en campana resulta:

$$b = \frac{\Delta \text{PIA}}{\Delta t \cdot C} \quad (5.4)$$

Y la ecuación de la rampa objetivo para la PC queda:

$$r_{\text{PC}}(t) = -\frac{\Delta \text{PIA}}{\Delta t \cdot C} \cdot t + \text{PC}_0 \quad (5.5)$$

Este paso resulta fundamental porque permite traducir una consigna médica expresada en términos fisiológicos (PIA) hacia una variable sobre la que el Sistema puede actuar directamente (PC). El firmware se encarga de convertir automáticamente los parámetros del protocolo en una referencia equivalente para la Presión en Campana. Esta referencia se utiliza luego en el lazo de control para que la evolución de la presión controlada siga de forma efectiva la trayectoria terapéutica deseada.

5.2. Flujo de funcionamiento del Sistema

Cuando el sistema ABDOPRE-Clínico se enciende, la Raspberry Pi 4B inicia la ejecución del firmware. Una vez iniciado, el Sistema queda a la espera de la conexión con la aplicación de escritorio. Esto se detalla en el Capítulo 6, Sección 6.1. Luego de la conexión, comienza la etapa donde se configuran los pines de entrada/salida, se hace el cerado de los sensores de presión (PIA y PC), se establece la comunicación I^2C con los conversores y se inicializan los componentes de hardware. Luego, se inicia la interfaz gráfica de usuario, que funciona como punto central de la interacción con el usuario. En paralelo, el Sistema activa los hilos correspondientes a los servicios principales, *Pressure Service*: adquiere muestras de PIA y PC, *Alarm Service*: verifica periódicamente si las condiciones de seguridad están siendo cumplidas y *UI Service*: comienza a actualizar en tiempo real los gráficos de PIA y PC, junto con sus valores numéricos y la hora actual. Estos hilos se inician desde el hilo principal del Sistema, como se muestra en el diagrama de la Figura 5.2. En la Figura 5.3 se puede ver la comunicación entre ellos.

Desde la interfaz, el usuario puede seleccionar un protocolo terapéutico. Una vez seleccionado, el Sistema interpreta el archivo correspondiente, extrae sus parámetros y pasos, y lo carga en el módulo *Therapy Service*.

Al presionar el botón “Iniciar.” en la pantalla, se activa el hilo de terapia que ejecuta los pasos definidos en el protocolo. Durante la terapia, el Sistema controla la bomba de vacío utilizando las primitivas R, S y M, ajustando la PC mediante un controlador PID.

Capítulo 5. Firmware

Mientras tanto, *Alarm Service* permanece activo, supervisando periódicamente las condiciones críticas del Sistema. Si se detecta una situación de riesgo (por ejemplo, PIA fuera de rango), se detiene la terapia, se activa una señal de alerta visual y sonora, y se registra el evento en el datalogger. El usuario puede silenciar temporalmente el buzzer o corregir la condición PIA máxima (umbral máximo permitido definido para activar la alarma) para continuar con el tratamiento.

Durante toda la sesión, los datos adquiridos se muestran en tiempo real en la interfaz.

Una vez finalizado el protocolo, la bomba se detiene y se registra el evento en los archivos de log. El Sistema queda listo para una nueva sesión, manteniendo los datos anteriores disponibles para su análisis o exportación hasta que se inicie un nuevo protocolo.

Esta lógica de funcionamiento resume la interacción entre los principales módulos del Sistema. A continuación, se presentará la arquitectura general del firmware y se describirán en detalle cada uno de los servicios que lo componen.

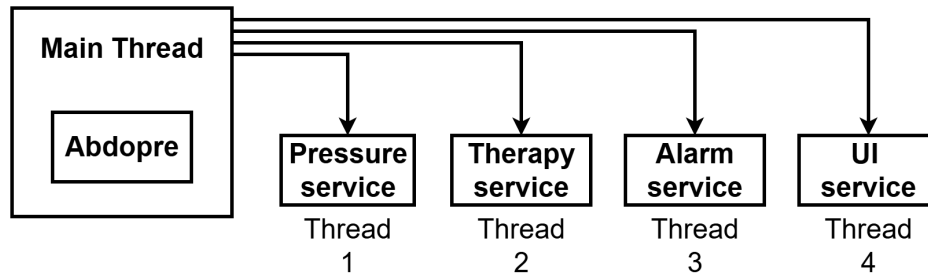


Figura 5.2: Diagrama de lanzamiento de hilos.

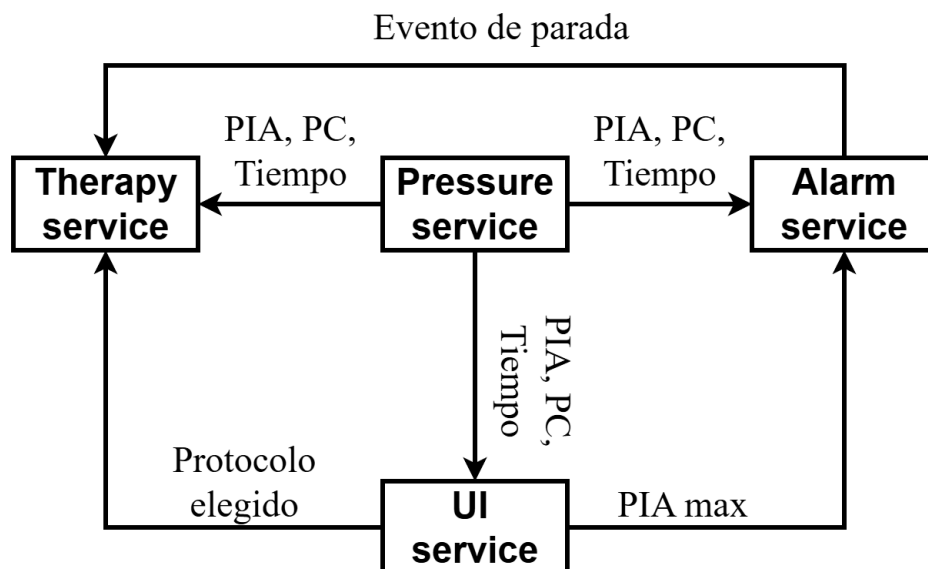


Figura 5.3: Comunicación entre los hilos principales del Sistema.

5.3. Arquitectura general del Sistema

El firmware fue desarrollado en Python 3, siguiendo una arquitectura modular orientada a objetos. Cada componente del Sistema se implementa como una clase independiente, que encapsula tanto los datos necesarios (atributos) como las acciones que puede realizar (métodos). Este enfoque permite mantener una estructura clara y escalable, facilitando la legibilidad del código, la separación de responsabilidades y la posibilidad de extender el Sistema sin afectar otras partes.

Para lograr una ejecución fluida en tiempo real, el Sistema utiliza múltiples hilos de ejecución independientes. Cada funcionalidad principal, como la adquisición de datos, el control terapéutico, la gestión de alarmas o la interfaz gráfica, corre en un hilo independiente. Esto se implementa mediante el módulo estándar *threading* de Python, que permite iniciar múltiples hilos de ejecución independientes dentro del mismo proceso, asegurando que las tareas se ejecuten de forma concurrente sin interferencias entre ellas.

La sincronización entre hilos se maneja mediante objetos como *Lock* y *Event*, que coordinan el acceso a recursos compartidos y permiten comunicar eventos del Sistema, como la activación de alarmas o la interrupción de la terapia. [42]

La arquitectura general del sistema se estructura en cuatro capas jerárquicas, representadas en la Figura 5.4:

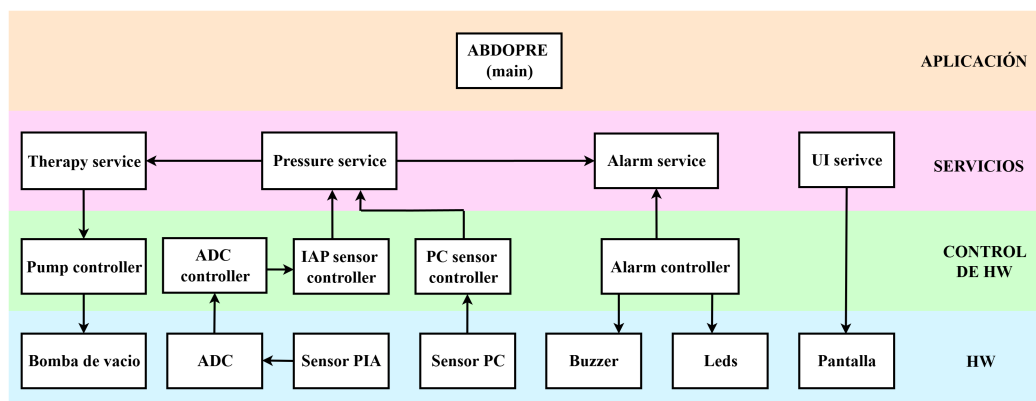


Figura 5.4: Diagrama jerárquico de los módulos de firmware.

- Capa física (color celeste): Contiene el Hardware externo. Incluyendo sensores, bomba de vacío, pantalla.
- Capa de control hardware (color verde): Incluye la implementación de clases para la gestión de dispositivos físicos.
- Capa de servicios (color rosado): Gestiona las operaciones principales del Sistema, incluyendo la adquisición de datos, la ejecución de los protocolos terapéuticos, el control del sistema de alarmas y la actualización de las variables en la UI.

Capítulo 5. Firmware

- Capa de aplicación (Color anaranjado): Incluye la lógica principal de inicialización de ABDOPRE-Clínico.

Esta estructura por capas permite lograr una fuerte independencia entre módulos, facilitando el mantenimiento y la escalabilidad del Sistema. Las capas de bajo nivel (como la física y la de control hardware) están diseñadas para proveer servicios concretos a las capas superiores, como la lectura de sensores, el control de la bomba, la activación del buzzer y la señalización mediante LEDs. Estos servicios se ofrecen mediante interfaces simples y estables, de modo que las capas superiores puedan utilizarlos sin necesidad de conocer los detalles internos de su implementación. Por su parte, las capas de nivel superior (como las capas de servicio y la de aplicación) utilizan estos servicios inferiores para ejecutar la lógica de alto nivel del Sistema, como decidir cuándo activar una alarma, evaluar condiciones terapéuticas o actualizar la interfaz gráfica, manteniéndose así abstraídas de la complejidad del hardware y sus particularidades. Esta separación favorece una programación más robusta y modular, donde los cambios en una capa no impactan directamente en las demás.

En las siguientes secciones, se describirán cada uno de los servicios de firmware implementados, entrando en detalle de lógica o funcionalidades particulares de cada uno según sea conveniente.

5.4. Pressure Service

El módulo “*Pressure Service*” cumple un rol fundamental dentro del sistema ABDOPRE-Clínico, ya que se encarga de adquirir en tiempo real las dos variables principales: la PIA y la PC. Estas señales constituyen la base sobre la cual opera el resto del Sistema. Este módulo está compuesto por la función principal: `get_recent_data()`

Pressure Service realiza las lecturas periódicas de ambas presiones, organiza los datos en un buffer estructurado y accesible, y garantiza que la información esté actualizada y disponible para los demás módulos.

Los datos adquiridos son utilizados por los módulos de control terapéutico, la gestión de alarmas y la interfaz gráfica de usuario. En la Figura 5.3 se ilustra cómo se comunican los distintos hilos del Sistema y qué información comparten.

Este servicio se ejecuta en un hilo independiente que realiza mediciones cada 50 ms y actualiza un buffer circular de 600 muestras. Este buffer es accesible por otros módulos del Sistema y esta protegido mediante un `threading.Lock` para evitar que se edite accediendo de otros hilos. Se puede ver el diagrama de flujo de este hilo en la Figura 5.5.

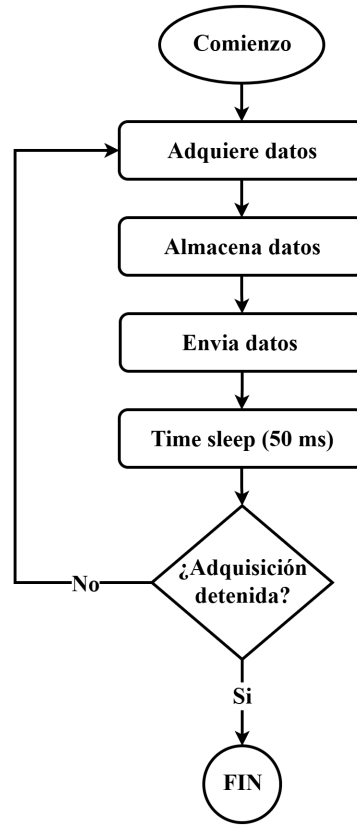


Figura 5.5: Diagrama de flujo del hilo de adquisición.

Presión Intra-Abdominal

La adquisición de PIA se realiza en dos etapas. Primero, el módulo “*ADC controller*” se encarga de adquirir la salida del ADS1115, que se comunica con la Raspberry Pi mediante el bus I^2C . El control se implementa mediante la biblioteca `smbus2`, que permite configurar el ADC y leer los valores digitalizados. El ADC está configurado en modo single-shot, lo que significa que realiza una única conversión cada vez que es invocado, y luego entra en un estado de bajo consumo hasta la próxima lectura. Para sincronizar la obtención del dato, el módulo espera a que el pin ALERT/RDY, conectado a un GPIO de la Raspberry Pi, indique que el dato está listo para ser leído. En ese momento, se lee el valor digital correspondiente al voltaje medido. Además, la ganancia del ADC se establece en 4, lo que significa que señales analógicas pequeñas se amplifican cuatro veces antes de ser digitalizadas, permitiendo una mayor precisión en la lectura de sensores de baja señal.

En la segunda etapa, el módulo “*IAP Sensor Controller*” calcula la Presión Intra-Abdominal en mmHg a partir del voltaje entregado por el ADC. Para ello, se utiliza la siguiente expresión:

$$PIA(mmHg) = \frac{V_{read} - V_0}{550\mu V/mmHg}$$

Capítulo 5. Firmware

Donde V_0 es un offset calibrado al inicio. La sensibilidad de $550 \mu V/mmHg$ surge de multiplicar la sensibilidad del transductor $25 \mu V/mmHg$ por la ganancia medida del Sistema $22 V/V$, lo cual se verificó experimentalmente. Dicha prueba se puede ver en la Sección 7.

Presión en Campana

La Presión en Campana se mide utilizando un transductor digital que se comunica mediante I^2C con la Raspberry Pi. Para obtener el valor de presión en mmHg, se utiliza el módulo “*PC Sensor Controller*”, encargado de interpretar los datos crudos de 14 bits entregados por el transductor y convertirlos en valores de presión según la expresión provista por el fabricante [20]:

$$PC \text{ (mmHg)} = \left(\frac{\text{raw} - 1638}{14745 - 1638} \times 2 - 1 \right) \times 51,715$$

Esta fórmula transforma el valor digital leído (raw) en una medida de presión, ajustando el rango del transductor al intervalo físico correspondiente. Los valores 1638 y 14745 representan el 10 % y el 90 % transductor, definidos como el valor mínimo y máximo útiles, respectivamente.

5.5. Therapy service

El módulo **Therapy Service** es el encargado de ejecutar los protocolos terapéuticos de forma automática, permitiendo aplicar tratamientos personalizados definidos por el equipo medico. Los protocolos se configuran mediante archivos de texto .txt que contienen una descripción estructurada del protocolo a aplicar. Esta decisión de diseño brinda usabilidad para los médicos, ya que permite modificar o agregar tratamientos sin necesidad de modificar el código fuente.

Durante la ejecución, el Sistema interpreta estos archivos en tiempo de ejecución, recorriendo paso a paso el protocolo indicado. La lógica se implementa en un hilo separado, lo que permite mantener la terapia activa de forma concurrente al resto de los servicios del Sistema. Este hilo puede pausarse o detenerse en cualquier momento mediante el método `pause_therapy` o `stop_therapy`, por ejemplo, ante la activación de una alarma o una intervención del usuario.

El módulo está compuesto por las siguientes funciones principales:

- `therapy_thread`: hilo principal que ejecuta la lógica del tratamiento.
- `start_therapy`: inicia una nueva terapia.
- `continue_therapy`: reanuda la terapia si fue pausada.
- `pause_therapy`: pausa la terapia.
- `stop_therapy`: detiene la terapia en curso y apaga la bomba.

5.5. Therapy service

La Figura 5.6 muestra un diagrama de secuencia que representa la interacción entre la interfaz de usuario (UI), el módulo **Therapy Service** y el **Alarm Service** durante el ciclo de tratamiento. Este diagrama corresponde a un caso particular de funcionamiento en el que un usuario comienza la terapia a través de la interacción desde la UI, luego, por alguna razón se activa una alarma durante la ejecución del tratamiento, lo que obliga a pausar la terapia y posteriormente luego de detectar que esta condición de alarma se soluciona, retomar con el tratamiento. Finalmente, el tratamiento es detenido manualmente desde la interfaz. Se eligió este escenario por ser representativo de la lógica de coordinación entre módulos ante eventos críticos, aunque existen otros posibles flujos de ejecución.

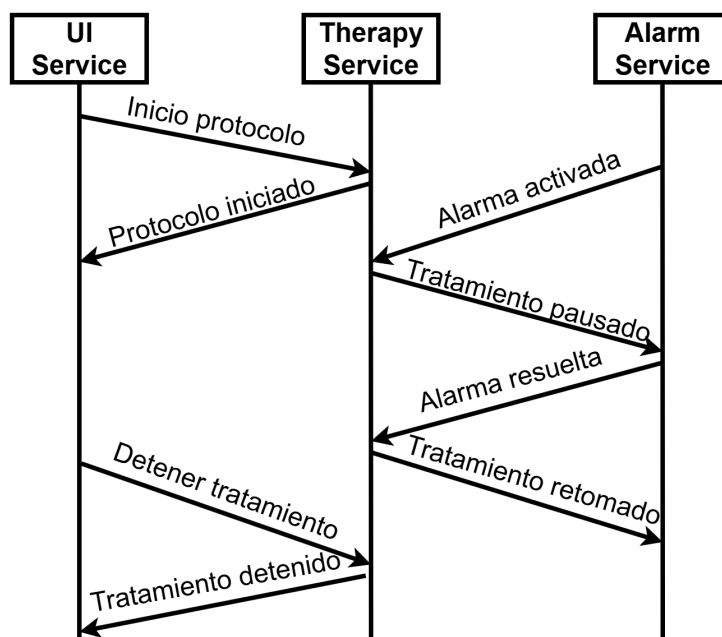


Figura 5.6: Diagrama de secuencia que muestra la interacción entre la UI, el *Therapy Service* y el *Alarm Service*.

Con el fin de introducir de forma clara la lógica de ejecución terapéutica, se presenta el siguiente pseudocódigo que resume el funcionamiento del módulo. Este muestra cómo el sistema recorre los pasos del protocolo, distingue entre acciones y condiciones, y responde a eventos como la activación de una alarma.

Algorithm Ejecución de protocolo terapéutico (Therapy Service)

```

1: Leer protocolo
2: Ejecutar la calibración
3:  $t_0 \leftarrow$  tiempo actual
4: while tiempo actual  $- t_0 < \text{TREATMENT\_TIME}$  do
5:   if evento de parada activo then
6:     detener terapia
7:     break
8:   end if
9:   paso  $\leftarrow$  protocolo[índice]
10:  if paso es de tipo A then
11:    ejecutar primitiva correspondiente (R, S o M)
12:  else if paso es de tipo C then
13:    if condición se cumple then
14:      saltar al paso indicado en el protocolo
15:    else
16:      continuar con el siguiente paso
17:    end if
18:  end if
19: end while
20: detener bomba y registrar fin

```

El flujo del protocolo se puede observar en la Figura 5.7. En ella se ilustra la secuencia de pasos que se ejecutan al realizar el protocolo que se describe en el Apéndice B. Es importante notar que el diagrama de flujo no describe explícitamente las condiciones de parada ya que estas son eventos que pueden ocurrir en cualquier momento de la ejecución. Estos eventos de parada pueden ser:

- Tiempo de terapia excedido
- Falla en la adquisición de datos
- PIA fuera de rango
- PC fuera de rango

Al detectar que el tiempo de terapia expiró, el Sistema detiene definitivamente el tratamiento, dando por concluida la terapia. Sin embargo para cualquiera de los otros casos el Sistema responde deteniendo el tratamiento hasta que se pueda solucionar el problema o que el tiempo de terapia expire. El manejo de los eventos de falla en la adquisición de datos, PIA fuera de rango o PC fuera de rango se describen en detalle en la Sección 5.6 donde se detalla el servicio de alarmas.

En las siguientes sub-secciones se detallan distintos componentes que son necesarios para la terapia. En primer lugar, la estructura de los protocolos terapéuticos y su formato de archivo en la Sección 5.5.1. Luego, se describen las primitivas R,

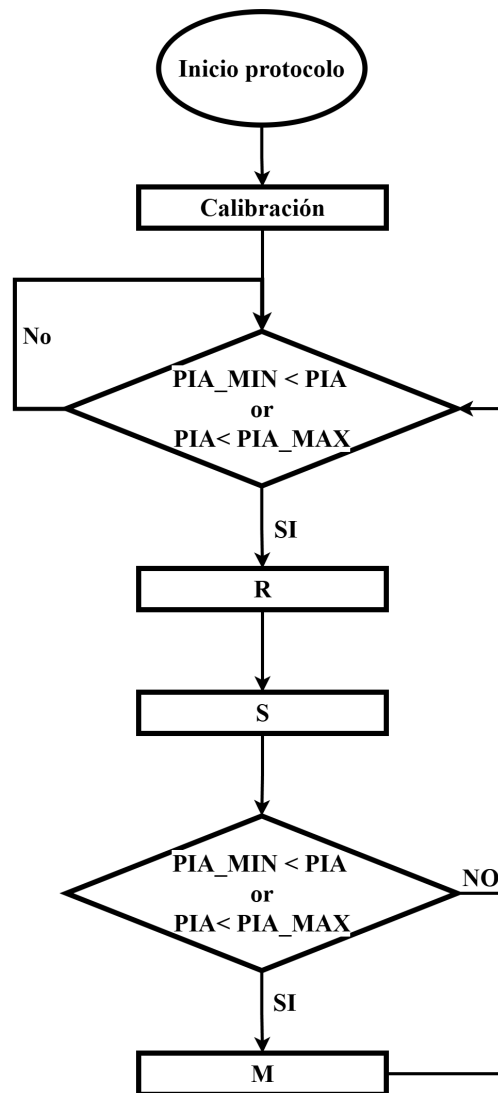


Figura 5.7: Diagrama de flujo simplificado del protocolo.

El protocolo finaliza mediante un T_out. Está basado en el la lógica de referencia que se presenta en el Apéndice B, Figura B.1.

S y M, que definen los distintos tipos de acciones que puede ejecutar el Sistema durante el tratamiento en la Sección 5.5.2. Finalmente, se detalla el funcionamiento del controlador PID (Sección 5.5.3), responsable de regular la presión de forma precisa a lo largo de la terapia y en la Sección 5.5.4 se detalla el procedimiento de calibración necesario para adaptar la terapia a las condiciones físicas del momento.

5.5.1. Estructura del protocolo

Cada protocolo contiene dos secciones principales:

Capítulo 5. Firmware

- **PARAMETERS:** Define parámetros globales como duración total del tratamiento y los límites operativos de PIA.
- **STEPS:** Contiene una lista secuencial de pasos a ejecutar, que combinan acciones terapéuticas y condiciones de control.

Los protocolos se definen en archivos de texto estructurados, cuyo formato se describe en la Tabla 5.1. Este formato de protocolo, es definido a partir del protocolo clínico de referencia otorgado. Figura B.1

Tabla 5.1: Estructura de archivos de protocolo terapéutico.

Sección	Descripción
PARAMETERS	Contiene parámetros globales del protocolo, como: ▪ TREATMENT_TIME: duración total del tratamiento en segundos. ▪ IAP_MAX_OP: límite superior operativo de presión intra-abdominal. ▪ IAP_MIN_OP: límite inferior operativo de presión intra-abdominal.
STEPS	Lista de pasos a ejecutar. Cada paso incluye: ▪ Tipo: A (acción) o C (condición). ▪ Primitiva: R (reducción), S (sostén), M (monitoreo). ▪ Duración: tiempo en segundos ▪ Delta PIA: a reducir. ▪ Salto: Salto al siguiente paso.

En la sección **PARAMETERS** se definen los parámetros globales del tratamiento como la duración total del tratamiento, y límites operativos permitidos para la PIA.

En la sección **STEPS** se describen los pasos que componen la terapia. Estos pueden clasificarse en dos tipos:

- **Acciones (A):** Representan operaciones que deben ejecutarse durante el tratamiento. Pueden corresponder a tres primitivas:
 - **R (reducir):** Implica disminuir la PIA en una cantidad específica (ΔPIA) durante un tiempo determinado. Se modela como una rampa lineal descendente.

5.5. Therapy service

- **S** (sostener): Mantiene constante la presión durante el intervalo especificado.
- **M** (monitorizar): No se activa la bomba; el Sistema simplemente observa los valores de presión sin intervenir.

Ademas, contienen el ΔPIA , el tiempo de duración y el siguiente paso.

- **Condiciones (C)**: Se corresponden con los rombos del diagrama de flujo. Evalúan una expresión lógica sobre la PIA actual, que definen bifurcaciones en la ejecución. Si la condición se cumple, se salta al paso indicado si no, se continúa con el paso siguiente. Esto permite introducir decisiones dentro de la secuencia terapéutica.

Los pasos se ejecutan de forma secuencial dentro de un bucle, que se repite mientras no se haya alcanzado el tiempo total de tratamiento definido en `TREATMENT_TIME`.

A continuación, se muestra un ejemplo de archivo de protocolo. El flujo de este protocolo se puede ver en la Figura 5.7.

```
PARAMETERS
TREATMENT_TIME:1200
IAP_MAX_OP:20
IAP_MIN_OP:10
STEPS
TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,R,2,300,,
A,S,,600,,
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,M,,300,,0
```

5.5.2. Primitivas

Primitiva R: Reducir

El objetivo es disminuir la PIA de forma lineal durante un tiempo Δt , alcanzando un cambio total ΔPIA . El Sistema traduce esta trayectoria en una rampa equivalente para la presión en campana (PC), según la relación de proporcionalidad establecida. Durante la ejecución, se calcula el error entre la PC real y la PC objetivo en cada instante y el controlador PID ajusta el duty cycle de la bomba para seguir la rampa objetivo.

Capítulo 5. Firmware

Primitiva S: Sostener

En esta primitiva, el Sistema busca mantener el valor de la PIA constante durante un tiempo Δt . La referencia es igual al valor de presión al inicio del paso, y el PID se encarga de compensar pequeñas variaciones para estabilizar la presión.

Primitiva M: Monitorizar

No se realiza ningún control activo. La bomba se apaga y se registran los valores de PIA y PC para fines de seguimiento y análisis posterior.

5.5.3. Control PID

Con el objetivo de mejorar la precisión del control, evitar oscilaciones y minimizar el error en estado estacionario, se propuso la implementación de un **controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID)**. Este tipo de controlador ajusta la señal de control en función del error entre la presión objetivo y la presión medida [15].

En lazo cerrado calcula la diferencia entre la presión deseada y la presión real (error), y ajusta en consecuencia la acción de control sobre la bomba [15]. Su formulación estándar es:

$$u(t) = K_P \cdot e(t) + K_I \int_t e(\tau) d\tau + K_D \cdot \frac{\partial e(t)}{\partial t} \quad (5.6)$$

Donde:

- $e(t)$ = presión objetivo – presión medida
- K_P , K_I y K_D son las ganancias proporcional, integral y derivativa, respectivamente.

También puede escribirse en función de variables temporales para los sumandos diferencial e integral como se muestra en la ecuación 5.7.

$$u(t) = K_P \left(e(t) + \frac{1}{T_I} \int_0^t e(\tau) d\tau + T_D \cdot \frac{\partial e(t)}{\partial t} \right) \quad (5.7)$$

Donde:

- $T_I = \frac{K_P}{K_I}$ es la constante de tiempo integral.
- $T_D = \frac{K_D}{K_P}$ es la constante de tiempo derivativa.

En la Figura 5.8, se muestra el diagrama de bloques del lazo de control implementado. La PC objetivo se compara con la presión real medida por el transductor de PC, generando la señal de error $e(t)$. Esta señal alimenta el controlador PID, el cual calcula la señal de control $u(t)$ según la ecuación 5.7. Dicha señal actúa sobre la bomba, modificando la Presión en Campana en la dirección necesaria para corregir el error. El transductor mide nuevamente la presión resultante cerrando así

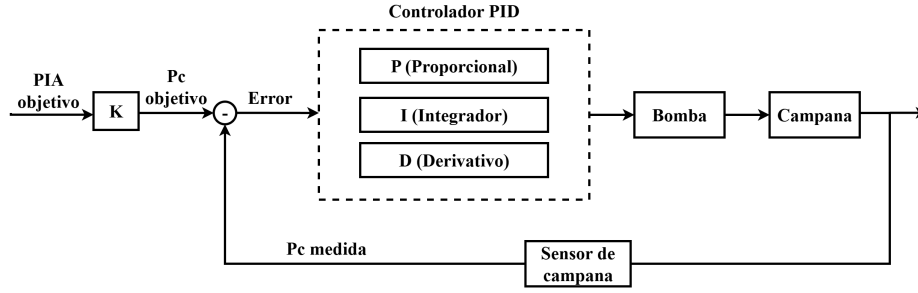


Figura 5.8: Diagrama de bloques del controlador PID.

el lazo de retroalimentación. Este proceso se ejecuta de forma rápida y continua, lo que permite que el Sistema mantenga la presión deseada de forma estable y precisa.

Las constantes del controlador K_P, T_I, T_D se determinaron mediante un proceso experimental, ajustando los parámetros para obtener una respuesta estable sin sobretiro excesivo. Este procedimiento se detalla en la Sección 7.6.

El controlador PID se ejecuta en un esquema discreto, es decir, calcula una nueva salida en cada ciclo de control, en función del error entre la presión objetivo y la presión medida. Esta lógica se encuentra implementada en la clase `PIDController`, donde se calcula la salida proporcional, integral y derivativa, limitando el resultado al rango $[0, 100]$, compatible con el duty cycle del módulo PWM que regula la bomba.

El siguiente pseudocódigo describe el funcionamiento del controlador PID utilizado. Este algoritmo calcula la señal de control ajustando proporcionalmente el error entre la presión medida y el valor objetivo (pc_obj), acumulando ese error en el tiempo (componente integral) y anticipando su evolución (componente derivativo). La salida resultante se limita dentro de un rango definido para evitar saturaciones no deseadas.

Algorithm 2 PID Controller - ABDOPRE

```

1: function PID( $pc\_obj, medida, error\_acum, T$ )
2:    $error \leftarrow medida - pc\_obj$ 
3:    $t_{now} \leftarrow$  tiempo actual
4:    $T \leftarrow t_{now} - t_{prev}$ 
5:    $P \leftarrow K_p \cdot error$ 
6:    $I \leftarrow K_i \cdot (error\_acum + error \cdot T)$ 
7:    $D \leftarrow K_d \cdot \frac{(error - error_{prev})}{T}$ 
8:    $salida \leftarrow P + I + D$ 
9:    $error_{prev} = error$ 
10:  return  $salida$ 
11: end function

```

Capítulo 5. Firmware

Control de bomba

ABDOPRE-Clínico utiliza una bomba de vacío controlada mediante modulación por ancho de pulso (PWM) desde un pin GPIO de la Raspberry Pi. El módulo encargado de este control es ‘‘`pump control`’’, que permite:

- `start_pump(duty_cycle)`: Encender la bomba con un ciclo de trabajo específico
- `stop_pump()`: Apagar la bomba
- `change_speed(duty_cycle)`: Ajustar la velocidad (PWM)

5.5.4. Calibración

Antes de ejecutar la primera acción del protocolo, el Sistema realiza una calibración inicial destinada a estimar experimentalmente la constante C , que relaciona las variaciones entre la PIA y la PC, tal como se define en la ecuación 5.2.

Esta constante es esencial para traducir la consigna de tratamiento clínico, expresada como una rampa descendente en la PIA (ecuación 7.1), a una rampa equivalente en términos de PC (ecuación 5.5), que es la magnitud efectivamente controlada por el Sistema mediante la bomba.

El proceso de calibración se basa en la ejecución de la función `get_pc_obj`, que evalúa experimentalmente cómo responde la PIA ante pequeñas variaciones inducidas en la PC. Para ello, se activa la bomba durante intervalos breves y controlados, generando una variación en la PC. Luego se mide la respuesta correspondiente en la PIA. En cada segmento se calcula un coeficiente de proporcionalidad:

$$C_i = \frac{\Delta PIA_i}{\Delta PC_i} \quad (5.8)$$

Se repite este procedimiento varias veces (por defecto, 5 segmentos) y se calcula el valor promedio:

$$C_{\text{prom}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i \quad (5.9)$$

Este valor se utiliza para calcular el coeficiente b (pendiente de la rampa de referencia para la PC) de acuerdo con la ecuación 5.5. La rampa generada servirá como consigna para el controlador PID, que regulará la bomba para seguir esta trayectoria objetivo.

5.6. Alarm Service

El módulo *Alarm Service* es el responsable de monitorizar continuamente las condiciones críticas del Sistema. Su objetivo es alertar al usuario mediante indicadores visuales y sonoros, ante cualquier situación que represente un riesgo para

el paciente o para el correcto funcionamiento del equipo. Está compuesto por las siguientes funciones principales:

- `check_alarms()`: Evalúa periódicamente las condiciones del Sistema.
- `trigger_alarm()`: Activa la alarma.
- `reset_alarm()`: Restablece una alarma previamente disparada.
- `silence_alarm()`: Silencia temporalmente el sonido de la alarma.
- `set_IAP_max(iap_value)`: Actualiza el valor umbral máximo de la PIA.

Este servicio se ejecuta en un hilo independiente y utiliza los valores más recientes de PIA y PC, proporcionados por el *Pressure Service*.

Las condiciones que actualmente pueden activar alarmas se separan en dos grupos que son los siguientes:

- Fallas del código o del Sistema que no afectan al paciente sino que son internas del dispositivo.
 - **Falla de adquisición de datos:** no se reciben nuevos datos desde los sensores.
 - **Error de lectura:** las lecturas de PIA o PC retornan None.
- Condiciones como PIA o PC mayor del máximo tolerable, que puede causar daño al paciente.
 - **PIA fuera de rango:** la PIA supera el umbral máximo.
 - **PC fuera de rango:** la PC supera el mínimo definido (-45 mmHg).

Cada condición activa una alarma con una prioridad específica: alta, media o baja. La tabla 5.2 muestra las condiciones actuales implementadas. El valor máximo permitido de PIA puede ser ajustado dinámicamente desde la interfaz gráfica, mientras que el límite de PC es fijo, determinado por la especificación de diseño de la campana. [30]

Este servicio está compuesto por dos módulos principales:

- ***alarm controller***: Encargado de manejar los dispositivos físicos de alerta como los LED y buzzer. Controla su comportamiento mediante modulación por ancho de pulso (PWM), ajustando la frecuencia según la prioridad de alarma. Cada nivel de alarma se representa con un patrón específico de sonido y luz, detallado en la Tabla 5.2.
- ***Alarm service***: Implementa el hilo de monitoreo de alarmas, que supervisa el estado de las condiciones críticas. Al detectar una condición de riesgo, se comunica con el módulo **Alarm Controller** para activar las alarmas visuales y sonoras.

Tabla 5.2: Clasificación de alarmas y su representación física.

Condición	Prioridad	Indicador físico
Falla de adquisición de los datos	Alta	Buzzer + LED rojo
PIA fuera de rango	Alta	Buzzer + LED rojo
PC fuera de rango	Media	Buzzer + LED amarillo

Lógica de gestión de alarmas

El Sistema puede tener múltiples alarmas activas al mismo tiempo, pero solo se ejecuta la de mayor prioridad. Si se activa una alarma de prioridad alta, ésta prevalece sobre cualquier otra.

Cuando se detecta una condición crítica, el *Alarm service* envía una señal de parada al modulo de *Therapy service*, que pausa la ejecución del protocolo terapéutico. La alarma permanece activa hasta que la condición que la originó se resuelve. Una vez resulta la alarma, el Sistema, registra el evento de resolución en el log, actualiza la prioridad activa si aún quedan otras alarmas, si no hay mas alarmas activas, reanuda la terapia automáticamente. La comunicación con el *Therapy Service* se realiza a través de un evento de parada, que suspende el tratamiento hasta que la situación se normaliza.

Desde la interfaz gráfica, el usuario puede silenciar temporalmente el buzzer por 60 segundos, sin afectar el monitoreo ni la señalización visual. También puede ajustar el umbral de PIA máxima durante la sesión, lo que modifica dinámicamente el criterio de activación de esa alarma.

5.7. UI Service

El módulo *UI Service* implementa la interfaz gráfica de usuario del sistema ABDOPRE-Clínico. Su objetivo es brindar al usuario una visualización clara y continua de la PIA y PC, iniciar y detener tratamientos, ajustar parámetros de seguridad y gestionar alarmas.

La interfaz fue desarrollada en Python utilizando la librería **Tkinter** en combinación con **Matplotlib** para la representación gráfica de las señales. Su diseño fue definido en conjunto con el equipo médico, priorizando la claridad visual, la simplicidad operativa y la facilidad de uso en un entorno clínico. La Figura 5.9 muestra una la interfaz diseñada.

A través de la interfaz, el usuario puede realizar las siguientes acciones:

- **Seleccionar un protocolo:** En el botón de seleccionar protocolo, se despliega una ventana de donde se puede elegir qué protocolo iniciar. Dichos protocolos, están precargados en el Sistema.
- **Silenciar alarmas:** El botón para silenciar alarmas permite desactivar temporalmente el buzzer sonoro en caso de alarmas activadas, a pedido del operador. Este control interactúa con el módulo *Alarm Service*, permitiendo desactivar el buzzer por 60 segundos.

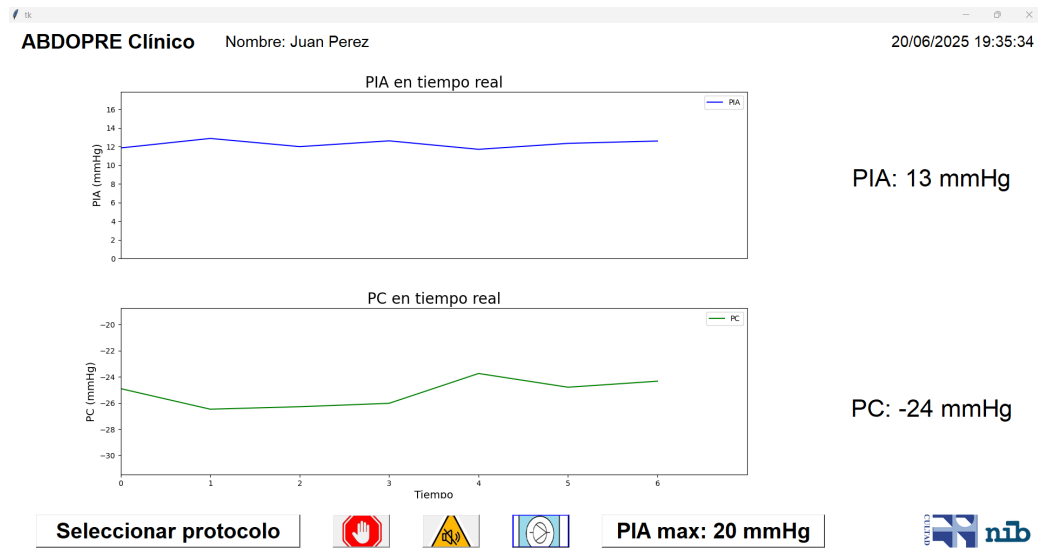


Figura 5.9: Interfaz de usuario de ABDOPRE-Clínico.

- **Ajustar el umbral de alarma PIA:** El Sistema permite modificar en tiempo real el valor máximo de PIA que activa una alarma, según criterio clínico. Esta funcionalidad fue especialmente solicitada para adaptarse a distintos contextos de tratamiento. Este botón está conectado con el módulo de *Alarm Service*.
- **Iniciar y detener el tratamiento:** En la parte inferior se encuentra un botón para seleccionar e iniciar un protocolo terapéutico. Este botón se conecta con el módulo de *Therapy Service*, dándole inicio al hilo de terapia. Al iniciar la terapia, se comienza a ejecutar el protocolo terapéutico que se haya seleccionado previamente. También se incluye un botón de parada rápida de emergencia, que detiene la terapia de forma permanente.
- **Encendido y apagado de la bomba:** En la parte inferior de la pantalla se encuentra un botón que permite encender o apagar la bomba. Este botón es para colocar la campana, ya que cuando se coloca tiene que generarse cierta presión para lograr que la campana se mantenga colocada en el paciente. Este botón está conectado directamente con el módulo *Pump Controller*.

Además de estas acciones, en la interfaz de usuario se puede encontrar información importante para los médicos u operarios:

- **Visualizar en tiempo real la PIA y la PC:** Se presentan dos gráficos de línea que muestran la evolución temporal de la PIA y PC en mmHg. Estos se actualizan de forma continua mediante un hilo independiente, utilizando los datos más recientes entregados por el módulo *Pressure Service*.
- **Visualización de valores actuales:** A la derecha de cada gráfico se muestra el valor numérico actual de cada presión en mmHg. Estos valores también se actualizan en tiempo real sincrónicos con los datos de las gráficas.

Capítulo 5. Firmware

- **Identificación del paciente:** En el encabezado de la interfaz se muestra el nombre del paciente en la parte superior de la pantalla, junto con la hora actual para trazabilidad de eventos.

Este diseño busca maximizar la legibilidad y simplicidad durante el uso clínico del Sistema, permitiendo un control rápido e intuitivo de la terapia.

Capítulo 6

Aplicación de escritorio

La aplicación de ABDOPRE-Clínico es el bloque del Sistema dedicado a la gestión de información, que se comunica mediante conexión TCP por WiFi con el equipo. Esta herramienta se ha desarrollado para ser ejecutada desde una computadora en la central de monitoreo de la unidad de cuidados intensivos. Su capacidad de comunicación inalámbrica, no solo elimina la necesidad de ingresar una computadora a la sala para la operación del Sistema, sino que también induce a que el registro y análisis de datos sea realizado fuera del box del paciente, donde la posibilidad de error se incrementa por la cantidad de estímulos concentrados. La reducción de la cantidad de componentes agregados en la sala del paciente para la aplicación del tratamiento es importante, especialmente en áreas críticas como la unidad de cuidados intensivos, tanto para reducir el riesgo de contaminación, como para mejorar la organización y circulación, ya que se caracteriza por ser un espacio limitado. Mantener un entorno lo más limpio y controlado posible es fundamental para la seguridad del paciente, que se encuentra en una situación de alta vulnerabilidad.

El usuario interactúa con la aplicación a través de la pantalla de interacción, cuya imagen principal se presenta en la Figura 6.1. Las tareas ejecutadas desde la aplicación de escritorio son:

- Establecimiento de conexión con el equipo.
- Registro del paciente.
- Gestión de protocolos: edición y agregado.
- Registro de notas clínicas.
- Elaboración periódica de reportes de tratamiento.

6.1. Conexión con el equipo

El punto de partida en el uso de ABDOPRE-Clínico es el enlace entre la aplicación y el equipo, que se inicia al pulsar el botón **Conectar Equipo** en la

Capítulo 6. Aplicación de escritorio

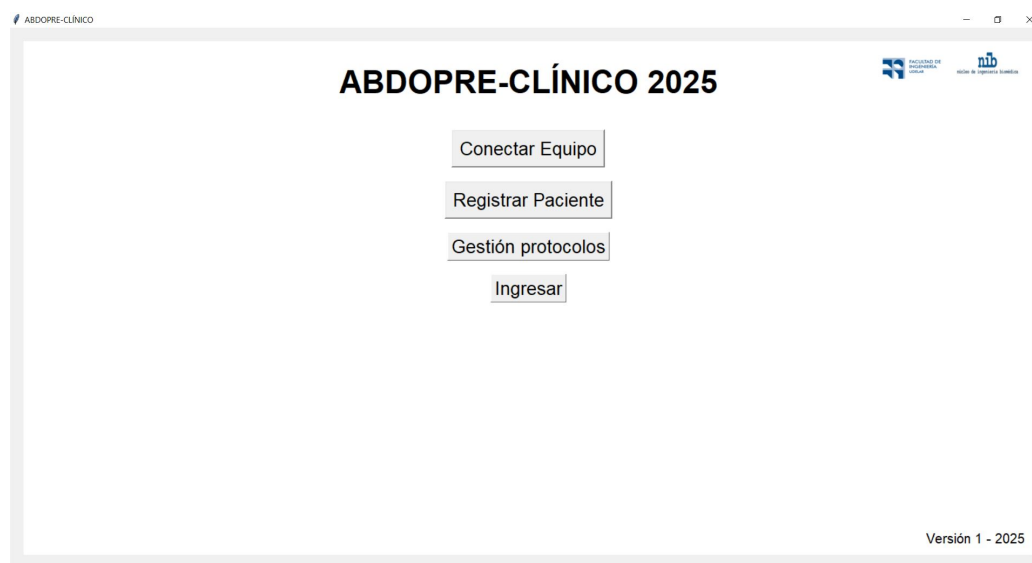


Figura 6.1: Pantalla principal de la aplicación de ABDOPRE-Clínico.

interfaz (Figura 6.1), a partir de lo cual se despliega un cuadro de diálogo que muestra la evolución y resultado del proceso (Figura 6.2). En particular, la acción corresponde al establecimiento de un canal TCP con la computadora embebida para garantizar un intercambio confiable. Este proceso se divide en dos secciones:

1. **Descubrimiento UDP:** Se emplea UDP broadcast para localizar el equipo automáticamente, sin requerir configuración manual de su IP. Para ello, utiliza la dirección de broadcast correspondiente a la red local y a la interfaz de red activa en la computadora, por lo que, es fundamental que ambas compartan red e interfaz. A efectos del proyecto se ha utilizado siempre WiFi.
2. **Establecimiento conexión TCP:** Esta conexión es solicitada por la aplicación, luego de obtener la IP del equipo mediante el descubrimiento UDP. Una vez aceptada, ambos se mantienen pendientes a la recepción de datos a través del canal establecido.

En la Figura 6.3 se presenta el diagrama de flujo del proceso de establecimiento de conexión, visto desde la aplicación en su rol activo.

Al encenderse el equipo, en la computadora embebida se activa el puerto UDP al que la aplicación envía el mensaje de descubrimiento. Una vez recibido, le responde para que pueda obtener su IP. Esta acción es seguida por la activación del puerto TCP, donde se mantiene a la espera de la convocatoria para el establecimiento de la conexión. El éxito del proceso condiciona la ejecución del Sistema, ya que, en caso de falla, el equipo queda bloqueado escuchando en el puerto, (UDP o TCP, dependiendo del paso no cumplido) hasta que la aplicación lo convoque. El bloqueo del equipo por falla de conexión enfatiza que la aplicación de ABDOPRE-Clínico corresponde a la operación de un Sistema integral en pro de favorecer la calidad de atención.

6.2. Almacenamiento de Información: Base de Datos y Protocolos

La aplicación de escritorio no se bloquea para que puedan ejecutarse sus otras funciones que no requieren transmisión de la comunicación con el equipo y para reiterar el intento de establecimiento de forma indefinida.

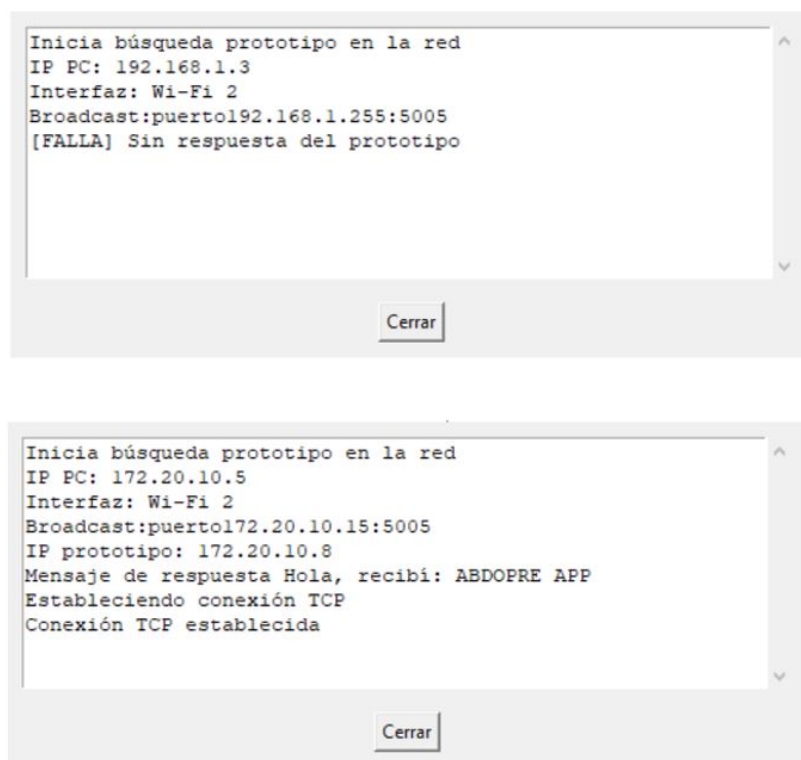


Figura 6.2: Cuadro de diálogo con evolución y resultado de establecimiento de conexión equipo-aplicación.

6.2. Almacenamiento de Información: Base de Datos y Protocolos

La correcta documentación de la información generada durante la aplicación del Sistema favorece el seguimiento clínico del paciente, aportando datos a su historia clínica, y también propicia el avance en la investigación científica. Considerando que se trata de un desarrollo dedicado al estudio de un nuevo tratamiento para la HIA, el registro de datos exhaustivo favorece directamente el avance del proceso, ya que permite analizar de manera detallada el comportamiento del Sistema, la evolución del paciente y la efectividad de las intervenciones.

La información registrada por ABDOPRE-Clínico se distinguen dos carpetas:

1. **Base de Datos:** Es una carpeta que opera como servidor de almacenamiento local. Concentra toda la información generada en cada aplicación del Sistema en una estructura organizada en subcarpetas (Figura 6.4).

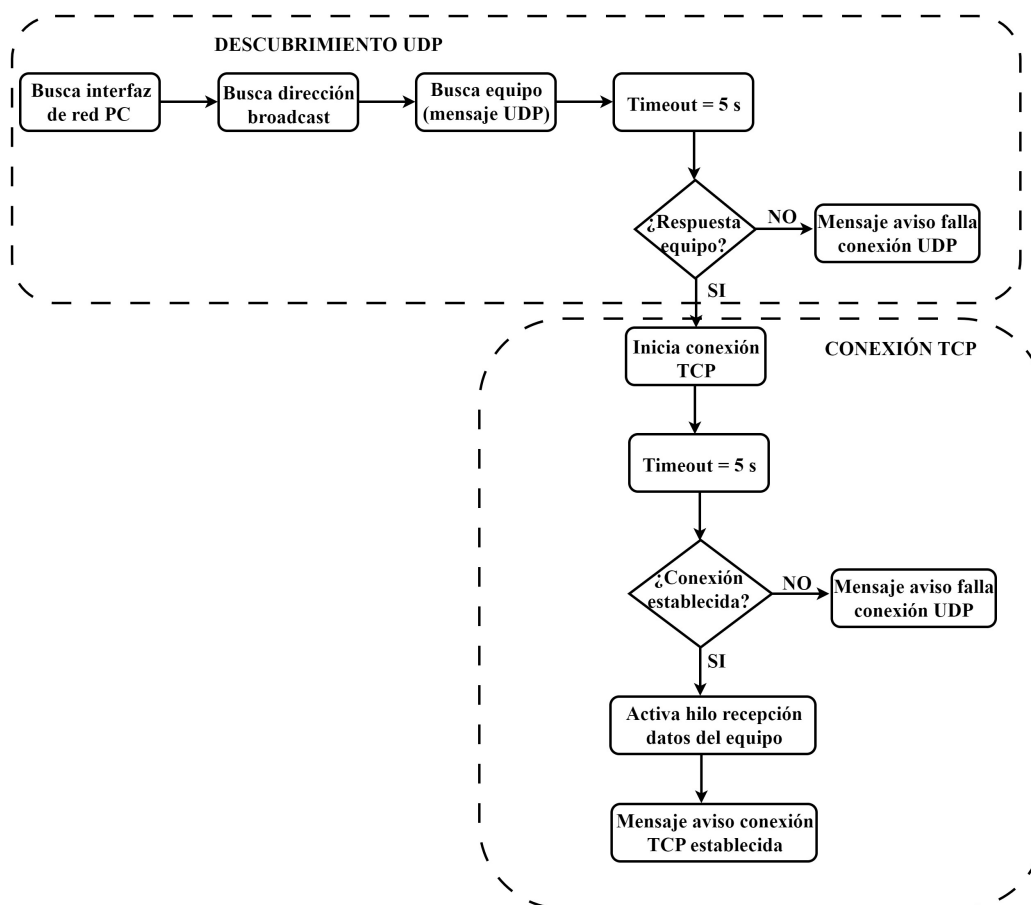


Figura 6.3: Diagrama de flujo establecimiento conexión aplicación-equipo. Secuencia ejecutada en la aplicación.

2. **Protocolos:** Es una carpeta que contiene todos los protocolos desarrollados para ABDOPRE-Clínico. Se puede acceder y modificar los archivos (.txt) almacenados desde la aplicación.

Para el acceso a las carpetas, el software tiene un archivo (config.json) que almacena la ruta absoluta a cada una, la cual es solicitada, por única vez, en la primera ejecución de la aplicación en la computadora donde se instala. Para la configuración de la ruta despliega un explorador de archivos sobre la pantalla principal, evitando que el usuario deba acceder a los archivos de código para hacerlo.

La estructura de la carpeta Base de Datos ha sido definida pensando en que el usuario pueda realizar consultas de manera similar a una base de datos. Aunque la versión actual no incluye esta funcionalidad de navegación desde la aplicación, la organización interna de la estructura está diseñada para facilitar su implementación futura. A continuación se describe su contenido:

- **Paciente_{id}**: es la carpeta que contiene toda la información asociada a un paciente, identificado por su documento de identidad. id: documento de

6.3. Registro del Paciente

identidad sin puntos ni guiones.

- **info.json**: archivo (.json) con nombre, documento de identidad, fecha de nacimiento y fecha de registro del paciente. Se genera por única vez, en el primer registro del paciente a través de la aplicación.
- **T_{id}**: Contiene toda la información generada durante la ejecución de un protocolo terapéutico. Se crea, junto con sus subcarpetas, una vez que el usuario inicia un tratamiento en el equipo. Esto se refleja en la aplicación con la recepción del protocolo elegido, lo cual dispara la creación de la carpeta. id: número entero positivo, asignado de forma creciente.
- **Medidas**: Carpeta que contiene los archivos de datos (datalogs) generados durante el tratamiento. La aplicación los recibe periódicamente del equipo.
- **datalog_{id}**: Archivo (.csv) recibido desde el equipo, que contienen las medidas de [tiempo, PIA, PC]. id: entero positivo creciente, asignado secuencialmente.
- **Eventos**: Carpeta que contiene los archivos de eventos (.log) registrados en el equipo y enviados a la aplicación periódicamente durante el tratamiento.
- **events_{id}**: Archivo (.log) registrado en el equipo, con las instrucciones ejecutadas. Contiene desde el disparo de alarmas hasta el encendido de la bomba, todos con su respectivo tiempo de ocurrencia.
- **Notas**: Contiene un único archivo (.log) con las notas ingresadas desde la aplicación.

Dentro de cada carpeta de tratamiento se incluye una subcarpeta **Reportes** que contiene todos los reportes de tratamiento generados periódicamente, cada 15 minutos, durante la aplicación de ABDOPRE-Clínico. Se trata de archivos PDF que resumen la información obtenida en el período correspondiente a efectos de seguimiento clínico. En la Figura 6.5 se presenta el formato de los informes generados.

6.3. Registro del Paciente

El segundo paso en el uso del Sistema es el registro del paciente, lo cual es fundamental para la correcta asignación de la información generada. Para ello, la aplicación cuenta con el botón **Registrar Paciente**, que despliega el cuadro de diálogo para el ingreso de información que se muestra en la Figura 6.6. El botón **Registrar** dentro del panel desplegado ejecuta dos acciones:

1. **Registro para Base de Datos**: Si es la primera vez que se aplica ABDOPRE-Clínico al paciente, se crea la carpeta correspondiente en la Base de Datos y el archivo (.json) con la información ingresada.

2. **Envío datos paciente al equipo:** Cada vez que se presiona el botón **Registrar** del cuadro de diálogo desplegado, la aplicación le envía el archivo (.json) con los datos del paciente al equipo.

6.4. Gestión de protocolos

Las funciones de gestión de protocolos, desde el acceso y modificación de los predefinidos hasta la incorporación de nuevos al equipo, se realiza a través de la aplicación. Para ello, el botón **Gestión de Protocolos** tiene dos opciones:

1. **Editar protocolo:** Para modificar los existentes en la carpeta **Protocolos**.
2. **Cargar protocolo:** Para agregar nuevos protocolos a la carpeta **Protocolos**.

En la Figura 6.7 se muestra el cuadro de diálogo desplegado en la pantalla de la aplicación para la gestión de protocolos. Es a través esta ventana que el clínico visualiza el contenido del archivo (.txt), lo modifica y puede actualizar la carpeta **Protocolos**. Adicionalmente, con el botón **Cargar**, se envía al equipo el archivo (.txt) visto en pantalla, para que sea agregado automática en el menú desplegable para seleccionar el protocolo a ejecutar. El valor de esta herramienta reside en que ABDOPRE-Clínico estará destinado a la investigación científica, por lo que, es fundamental darle versatilidad sobre los protocolos con los que trabaja. Esto permite que el usuario tenga la capacidad de probar diferentes secuencias lógicas, sin que requiera una actualización del firmware y consecuentemente la intervención de un técnico. Con esto le da la autonomía para que participe de forma activa en el desarrollo del Sistema.

6.5. Registro de Notas

Dentro de los requerimientos del Sistema, se ha incorporado la capacidad de agregar notas clínicas durante el tratamiento. Esto como ayuda para el análisis de los datos registrados. Particularmente, existen intervenciones clínicas típicas sobre el paciente durante su período de internación, que pueden alterar la PIA, que es importante identificar como complemento a las medidas. Para ello, se agrega la posibilidad de ingresarlas desde la aplicación de escritorio, presionando el botón **Ingresar** en la pantalla principal (Figura 6.8). Incluye dos opciones:

1. **Eventos:** Para un ingreso rápido se puede elegir un evento dentro de un conjunto predefinido y asignarle el momento de ocurrencia.
2. **Notas:** Permite agregar anotaciones más exhaustivas, las cuales se registran con la hora de ingreso.

6.5. Registro de Notas

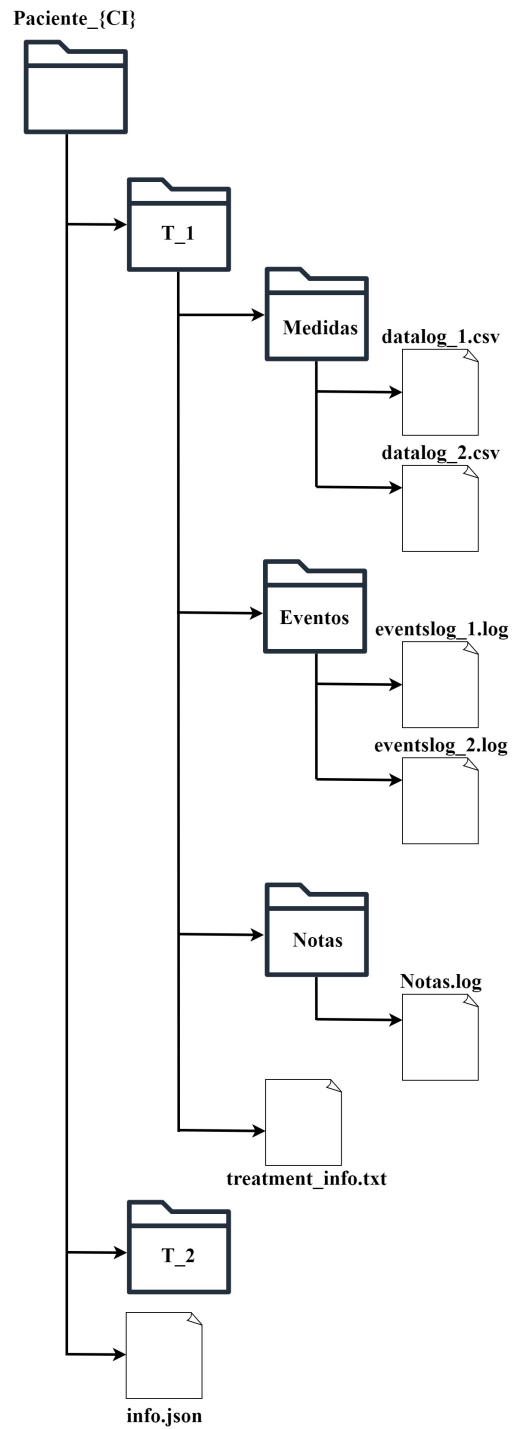


Figura 6.4: Estructura organización carpeta Base de Datos.

2025-08-03 21:21

Reporte de tratamiento - ABDOPRE-CLÍNICO

Información del paciente

Nombre: Mariana Gonzalez
Cédula: 54491304

Protocolo aplicado:
protocolo_1.txt
PARAMETERS
TREATMENT_TIME:60
IAP_MAX_OP:20
IAP_MIN_OP:5
STEPS
TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT
A,R,4,100,,
A,S,,30,,
A,M,,30,,

Evolución presión intra-abdominal (PIA)

Fecha Hora inicial gráfico (YYYY-MM-DD H:M:S): 2025-08-03 21:20:52
Fecha Hora final gráfico (YYYY-MM-DD H:M:S): 2025-08-03 21:21:19

PIA máxima: 6 mmHg
PIA mínima: 0 mmHg



Figura 6.5: Reporte de tratamiento generado por ABDOPRE-Clínico.

La frecuencia de los reportes se ha modificado a efectos de demostración.

6.5. Registro de Notas

ABDOPRE-CLÍNICO 2025

Conectar Prototipo

Registrar Paciente

Nombre:

Documento de Identidad:

Fecha de nacimiento: 2025-07-13

2025-07-13

July 2025

Mon	Tue	Wed	Thu	Fri	Sat	Sun
27	30	1	2	3	4	5
28	7	8	9	10	11	12
29	14	15	16	17	18	19
30	21	22	23	24	25	26
31	28	29	30	31	1	2
32	4	5	6	7	8	9

Nombre:

Documento de Identidad:

Fecha de nacimiento: 2025-07-13

Registrar

Figura 6.6: Panel para registro del paciente.

Archivo seleccionado: protocolo_2.txt

TREATMENT TIME en segundos
IAP_MAX_OP e IAP_MAX_MIN en mmHg
TYPE: A: acción, C: condición
PRIMITIVE: R: reducir, S: Sostener, M: monitorizar
DIAP: Variación en PIA buscada en mmHg
DTIME: Tiempo para reducir DIAP la PIA en segundos
CONDITION: condición a verificar
NEXT: próximo paso, aplicable a condición verdadera, si es falsa, salta al siguiente

Explorar Guardar Cargar

PARAMETERS
TREATMENT_TIME:1200
IAP_MAX_OP:15
IAP_MIN_OP:5
STEPS
TYPE, PRIMITIVE, DIAP, DTIME, CONDITION, NEXT
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,1
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,1
A,R,2,300,,
A,S,,600,,
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,1
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,1
A,M,,300,,3

Ocultar ayuda ▲

Figura 6.7: Cuadro de diálogo para gestión de protocolos desde la aplicación.

ABDOPRE-CLÍNICO 2025

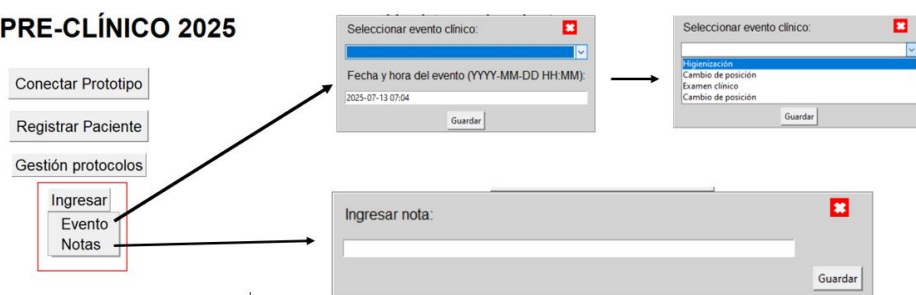


Figura 6.8: Cuadro de diálogo para registro de eventos clínicos.

Capítulo 7

Verificación de diseño

En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas experimentales realizadas para la verificación de diseño del sistema ABDOPRE-Clínico. Abarca desde las hechas sobre bloques individuales, como la calibración del módulo de adquisición, hasta pruebas con el Sistema completo aplicado en el fantoma. Además, para algunos casos, se comparan las implementaciones actuales con aquellas de las versiones anteriores para poder tener una referencia de los resultados obtenidos.

7.1. Alimentación

7.1.1. Verificación tensiones

En la Tabla 7.1 se presenta el valor medio, desvío estándar y riple pico a pico, de la fuente simétrica ($V+_{ISO}$, $V-_{ISO}$) y de las tensiones de 3, 3 V de alimentación del conversor ADS1115 ($3V3_{ISO}$) y del transductor de PC ($3V3$). Durante la prueba se enciende y apaga la bomba para verificar que esto no provoque oscilaciones en el nivel de tensión.

Los valores presentados en la Tabla 7.1 evidencian que el bloque de alimentación implementado es robusto frente al cambio de estado de la bomba y tiene buena simetría ± 5 V, lo cual, junto con su bajo riple y desvío estándar, reflejan que se ha logrado la estabilidad buscada. Esto es fundamental en $V+_{ISO}$ para garantizar la precisión del sistema de adquisición debido a que la sensibilidad del transductor Merittrans DTXPlus depende de su alimentación y es utilizada para la conversión tensión-presión. En la Figura 7.1 se muestra la estabilidad de $V+_{ISO}$ durante el cambio de estado de la bomba.

El comportamiento robusto de las tensiones de alimentación frente al consumo de la bomba era esperable debido a que se incorporaron etapas de regulación y la fuente conmutada fue sobredimensionada en potencia, lo que garantiza que el encendido de la bomba no represente un esfuerzo significativo para la misma.

Capítulo 7. Verificación de diseño

Tabla 7.1: Tensiones de alimentación teóricas y medidas.

Tensión	Valor teórico (V)	Valor medio	Desvío estándar (V)	Riple p-p (V) (V)
$V-_{ISO}$	-5	-4,87	0,10	0,40
$3V3_{ISO}$	3,3	3,33	0,04	0,20
$3V3$	3,3	3,34	0,02	0,20
$V+_{ISO}$	5	4,88	0,05	0,24

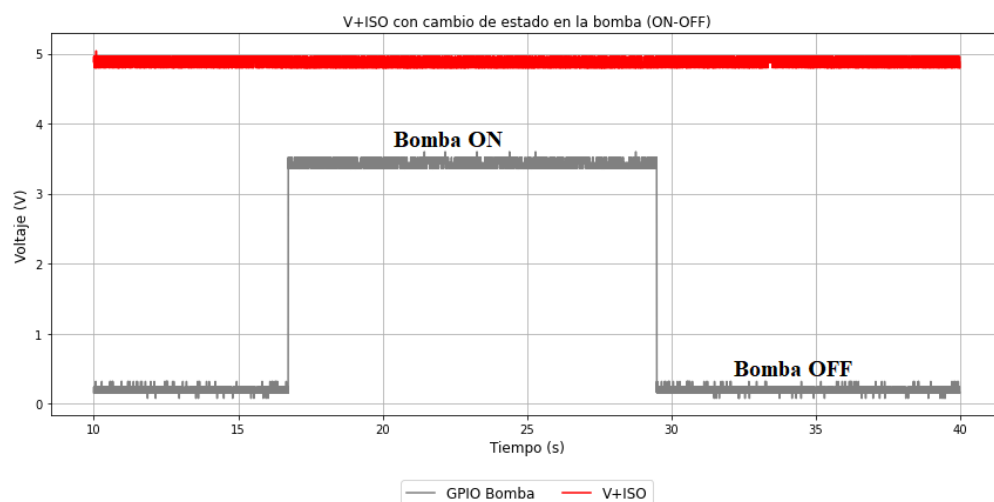


Figura 7.1: Alimentación transductor PIA ($V+_{ISO}$) durante cambio de estado de la bomba.

7.1.2. Medida consumo del equipo

A efectos de la prueba realizada para medir el consumo se distinguen tres bloques: (i) la entrada de la fuente conmutada, que representa el requerimiento a nivel de red, (ii) el bloque de la parte aplicada y (iii) el de la no aplicada. El primero del lado DC incluye el circuito de adquisición de PIA, desde el transductor hasta la el ADC, y la fuente simétrica aislada a través de la cual se alimenta. El (iii) incluye el circuito de alarmas, la bomba y el transductor de PC, junto con el regulador LP2950, el que reduce el nivel de la fuente para alimentar el transductor.

En primer lugar se mide el consumo a la entrada de la fuente conmutada utilizando la pinza amperométrica Extech MA440. Durante la prueba, se mantiene la pantalla encendida a máximo brillo y la monitorización activa. Con la bomba encendida el equipo consume 0,07 Arms y cuando está apagada 0,05 Arms. Considerando la red sinusoidal, de 230 Vrms y un factor de potencia de 1, el equipo le requiere un máximo de 16 W a la red. En segundo lugar la corriente consumida en los bloques de continua se determina de forma indirecta, a través de la caída de tensión medida, en una resistencia de 0,56 Ω , colocada en serie con la entrada de alimentación de cada bloque (ii y iii). Al igual que para el bloque (i), se determina el consumo con la bomba prendida y apagada, el resultado obtenido se presenta en la Tabla 7.2. Durante el estado encendido de la bomba se obstruye su conducto de succión para simular el efecto stall que da lugar a picos de consumo.

7.2. Circuito acondicionamiento analógico transductor PIA

Tabla 7.2: Consumo de corriente bloques continua.

Bloque \ Consumo	Bomba ON (A)	Bomba OFF (A)
Parte aplicada	0,42	0,39
Parte no aplicada	0,86	0,32

La corriente consumida por la parte no aislada con la bomba apagada y alarmas apagadas es de 0,32 A, por lo que, el consumo estimado de la bomba es de 0,54 A, por lo tanto, el 63 % del consumo de la parte no aplicada corresponde al motor.

El equipo consume 16 W a la red, de los cuales un 40 % (6,4 W) corresponde a la alimentación del hardware funcional, esto es, el implementado para las tareas de monitorización, alarmas, aplicación de tratamiento y regulación de tensión. El 60 % restante se asigna a la PI4B y a la fuente conmutada. Particularmente, el requerimiento de la PI4B, contemplado para el diseño, es de 15 W, sin embargo, en su aplicación está por debajo de 9 W, sin contemplar la eficiencia de la fuente conmutada.

7.2. Circuito acondicionamiento analógico transductor PIA

El circuito implementado para acondicionamiento analógico de la señal del transductor Merittrans DTXPlus tiene la respuesta en frecuencia que se presenta en la Figura 7.2. Corresponde a la relación entre la entrada del INA114 (etapa de preamplificación) y la entrada del conversor ADS1115 (salida del sumador). Este módulo tiene una ganancia en banda pasante de $G = 22,97 \text{ V/V}$ y un ancho de banda de $BW = 10,23 \text{ Hz}$. Particularmente, BW cumple con el requerimiento de diseño establecido por el espectro teórico de la señal de PIA (ver Tabla 7.3).

Tabla 7.3: Circuito acondicionamiento analógico señal PIA: Teórico vs Real.

Característica	Ancho de Banda (Hz)	Ganancia(V/V)
Teórico	10,64	23,73
Medido	10,23	22,97

7.3. Calibración circuito de adquisición

Para la calibración del circuito de adquisición se realiza una prueba dinámica para cada señal, que consiste en medir de forma continua la presión en el fantoma (campana o abdomen, según corresponda) en el rango de operación de PC y PIA. Ambos transductores son probados con aire. El instrumento de referencia es el manómetro ExtechHD750 [14]. Si bien el bloque de adquisición trabaja con una frecuencia de muestreo de 50 Hz, la calibración se hace a 1 Hz, por ser la frecuencia máxima admitida por el manómetro. Las pruebas de calibración se realizan

Capítulo 7. Verificación de diseño

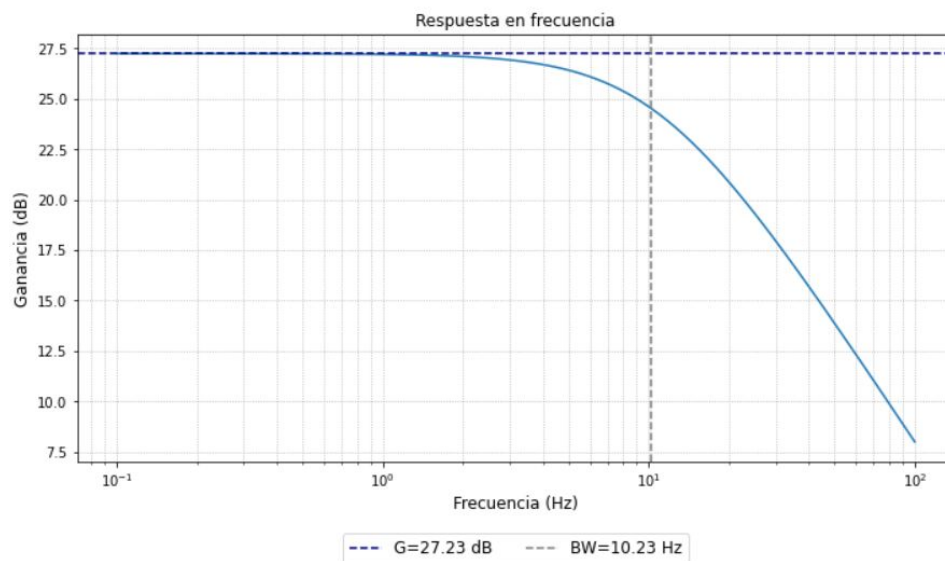


Figura 7.2: Respuesta en frecuencia circuito de acondicionamiento analógico para la señal del transductor.

utilizando únicamente el bloque de adquisición y un código de prueba desarrollado. Mediante el software del manómetro, se comanda su adquisición y se lleva a cabo el registro continuo de las medidas del instrumento de referencia. En el caso del equipo, se exporta el csv generado por el código de prueba, al cual se accede mediante la conexión por WiFi entre la computadora externa y la embebida.

La presión negativa en la campana del fantoma se genera con la bomba de vacío. Con una pieza en T, se conecta el manómetro y el equipo (tubuladura hacia el transductor de PC) con el interior de la campana. El montaje descrito se presenta en la Figura 7.3.

La curva de calibración del módulo de adquisición de PC se muestra en la Figura 7.4. De las medidas obtenidas resulta un error absoluto promedio de $0,65 \pm 0,14 \text{ mmHg}$, y un apartamiento máximo del valor de referencias de $1,31 \text{ mmHg}$ (Tabla 7.4). Al igual que los monitores multiparamétricos, ABDOPRE-Clínico tiene una resolución de 1 mmHg , por lo tanto, considerando el máximo apartamiento visto, se concluye que, en el peor caso, la precisión del módulo de adquisición de PC es de $\pm 1 \text{ mmHg}$, igual que el monitor Edan X12 en la adquisición de presión invasiva. [9]

Tabla 7.4: Resultado calibración módulo adquisición PC: Máximo, Promedio y desvío estándar del error absoluto.

Error medio	$0,66 \text{ mmHg}$
Desvío estándar error	$0,14 \text{ mmHg}$
Error máximo	$1,31 \text{ mmHg}$

Para la calibración del módulo de adquisición de PIA se insufla aire al abdo-

7.3. Calibración circuito de adquisición

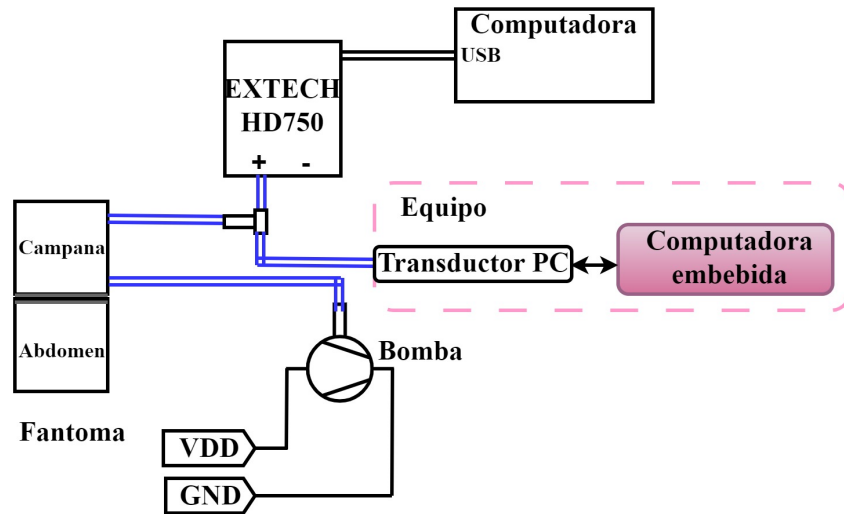


Figura 7.3: Montaje para calibración módulo adquisición Presión en Campana (PC).

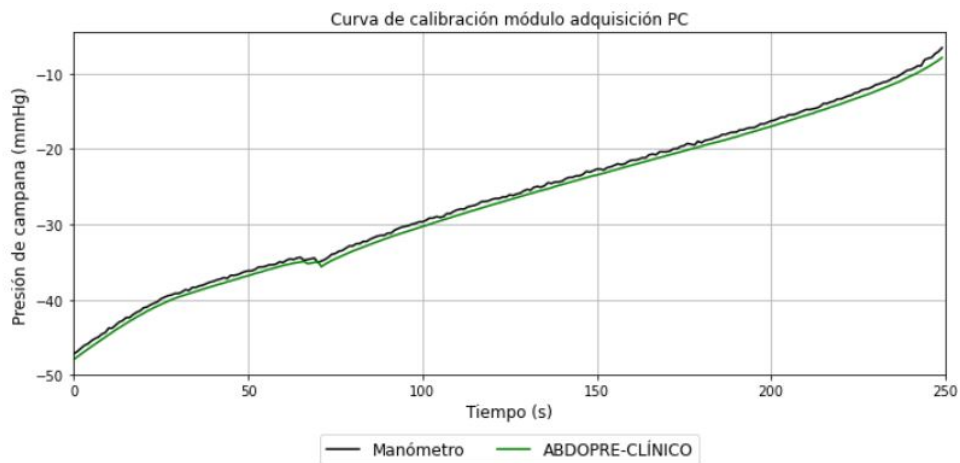


Figura 7.4: Curva de calibración módulo adquisición PC.

men del fantoma hasta alcanzar una presión de 30 mmHg para cubrir el rango de operación esperado (teóricamente hasta 20 mmHg). La presión se mide con el manómetro y con el módulo de adquisición de PIA de ABDOPRE-Clínico en paralelo, para lo cual, se utiliza una pieza en T, con la que se conecta el manómetro y el transductor Meritans DTXPlus al interior del abdomen del fantoma. El montaje para la prueba se presenta en la Figura 7.5.

La curva de calibración del módulo de adquisición de PIA se presenta en la Figura 7.5. De las medidas obtenidas resulta un error absoluto promedio de $0,30 \pm 0,21 \text{ mmHg}$, y un apartamiento máximo del valor de referencias de $1,28 \text{ mmHg}$ (ver Tabla 7.5). Nuevamente, considerando la resolución con la que trabaja el Sistema y el máximo apartamiento visto, resulta que la precisión del módulo de adquisición de PIA, en el peor caso, es de $\pm 1 \text{ mmHg}$, igual que monitor Edan X12

Capítulo 7. Verificación de diseño

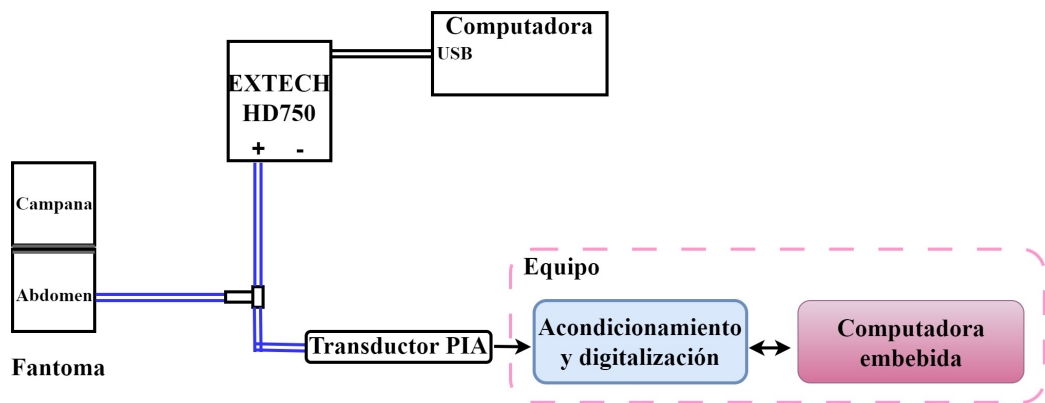


Figura 7.5: Montaje para calibración módulo adquisición Presión Intra-Abdominal (PIA).

en la adquisición de presión invasiva. [9]

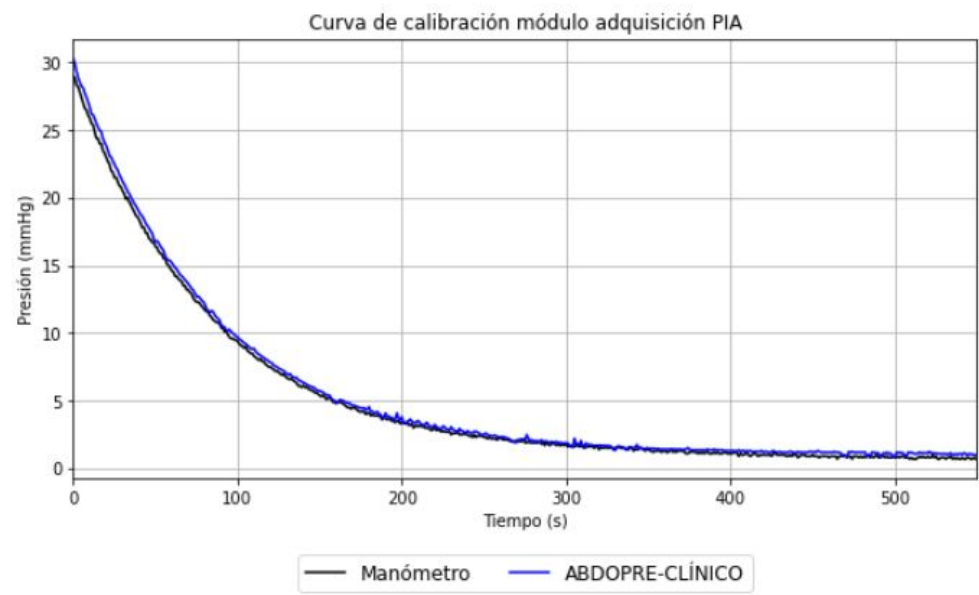


Figura 7.6: Curva de calibración módulo adquisición PIA.

Tabla 7.5: Resultado calibración módulo adquisición PIA: Máximo, Promedio y desvío estándar del error absoluto.

Error medio	0,30 <i>mmHg</i>
Desvío estándar error	0,21 <i>mmHg</i>
Error máximo	1,28 <i>mmHg</i>

7.4. Caracterización pérdidas fantoma

El fantoma es un modelo a escala, diseñado para simular la aplicación localizada del sistema de vacío sobre el abdomen del paciente, para la verificación de diseño. Conforme a ello, es fundamental su caracterización para conocer las limitaciones que induce en las pruebas. En esta sección se presentan las curvas de evolución de PIA y PC por fugas, obtenidas para la descripción del fantoma. Respecto al abdomen, se manifiestan como una reducción de la PIA sin la aplicación de vacío. Por otro lado, el contacto campana-paciente debe ser suficientemente hermético para lograr una reducción de presión sostenida en el interior de la campana. Si bien las fugas en la campana son una característica esperable, más allá del trabajo de optimización de su estanqueidad, deben ser contempladas porque influyen sobre el requerimiento de la bomba, que debe superarlas para lograr la reducción de la presión.

Para la prueba de fuga en la campana, con la misma colocada sobre el abdomen del fantoma, se redujo su presión hasta -30 mmHg y se llevó a cabo la monitorización continua de la evolución natural de la PC. Se realizaron tres iteraciones, cuyo resultado se presenta en la Figura 7.7. En base a la evolución percibida, se distinguen cambios de pendiente, en intervalos de 5 mmHg, que corresponden al incremento de la presión (pendiente positiva), causadas por el ingreso de moléculas de gas al recinto. En la Tabla 7.6 se presenta la variación promedio de la presión en función del tiempo por rango definido, que, como era esperable, crece con el nivel de vacío alcanzando. A partir de ello se concluye que si se coloca la campana a -30 mmHg, en 3 segundos habrá aumentado un 5 % por efecto de las fugas, lo cual tiene efecto sobre la PIA y consecuentemente sobre el equipo, porque puede provocar el encendido continuo de la bomba para contrarrestarlo.

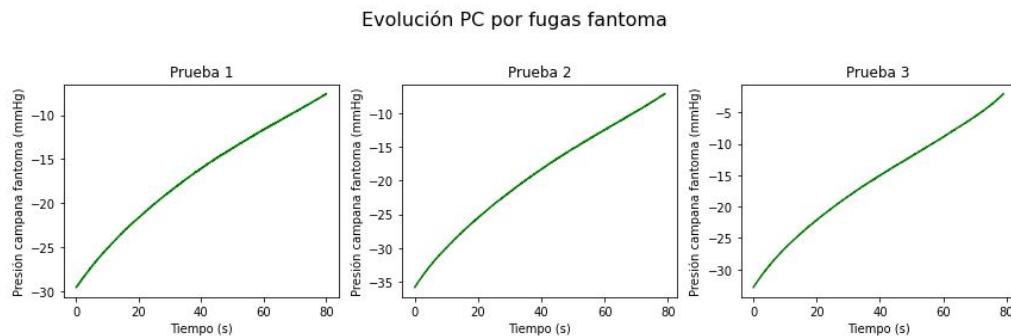


Figura 7.7: Evolución PC fugas en fantoma.

Tabla 7.6: Variación promedio presión campana fantoma por fugas.

Intervalo PC (mmHg)	dP/dt (mmHg/s)
$-30 \leq PC < -20$	0,47
$-20 \leq PC < -10$	0,38
$-10 \leq PC < -5$	0,31

Capítulo 7. Verificación de diseño

La segunda serie de pruebas se realiza sobre la cavidad abdominal del fantoma. El abdomen de un paciente es un recinto cerrado, donde no hay fugas de aire y la variación intrínseca de la presión está gobernada por la acción de efectos fisiológicos, que pueden elevarla o reducirla. En el caso del fantoma, donde no hay procesos fisiológicos involucrados, la variación natural de la presión, está gobernada por las fugas de aire (disminución de la cantidad de moléculas en su interior) que provocan la reducción intrínseca, sin el esfuerzo mecánico aplicado. Para su caracterización se insufla aire al interior del abdomen del fantoma, sin la campana colocada, y se monitoriza la presión en su interior, de forma continua. En la Figura 7.8 se presenta las curvas obtenidas. La evolución gráfica evidencia que la velocidad de reducción depende del nivel de presión en el interior, distinguiendo cambios de pendiente en intervalos de 5 mmHg , cuyo valor promedio se presenta en la Tabla 7.7. Considerando la aplicación del sistema de control basado en el mecanismo ON-OFF, esto representa una limitante que debe ser considerada en la ejecución de pruebas. La pendiente de reducción del protocolo debe superar la intrínseca para ver el encendido del motor (ver Sección 7.8.1).

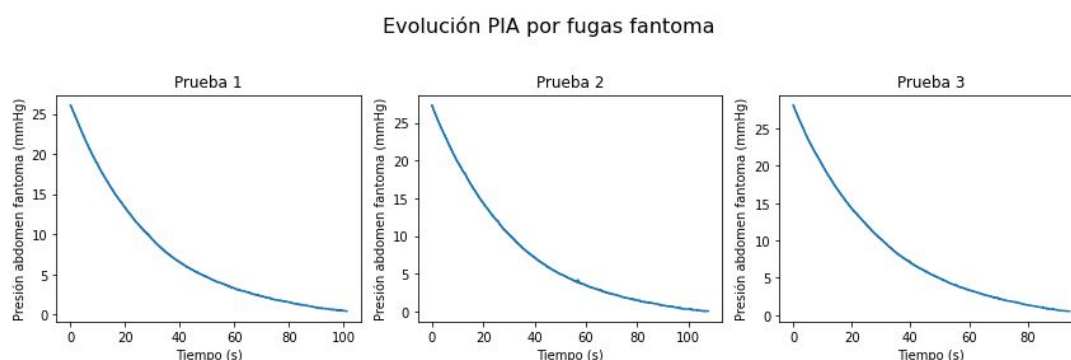


Figura 7.8: Evolución PIA por fugas en fantoma.

Tabla 7.7: Variación promedio presión abdomen fantoma por fugas.

Intervalo PIA ($mmHg$)	dP/dt ($mmHg/s$)
$25 \leq PC < 20$	0,74
$20 \leq PC < 15$	0,57
$15 \leq PC < 10$	0,42
$10 \leq PC < 5$	0,26
$5 \leq PC < 1$	0,10

7.5. Circuito comando Gate

Para caracterizar el circuito de comando de la bomba se ha medido el comportamiento de la tensión de Drain de la llave apagable con el motor encendido y

7.5. Circuito comando Gate

durante las transiciones de estado (Figura 7.9). La caída de tensión en conducción del MOSFET es de $0,42 \pm 0,034 \text{ V}$. Por otro lado, el pico de V_{drain} es de $5,44 \text{ V}$, limitado por la conducción del diodo de protección, el cual no representa un esfuerzo para la llave. Este nivel se alcanza durante el apagado del MOSFET, momento a partir del cual crece a VDD exponencialmente, característica de la carga L-R a la que se aproxima el motor.

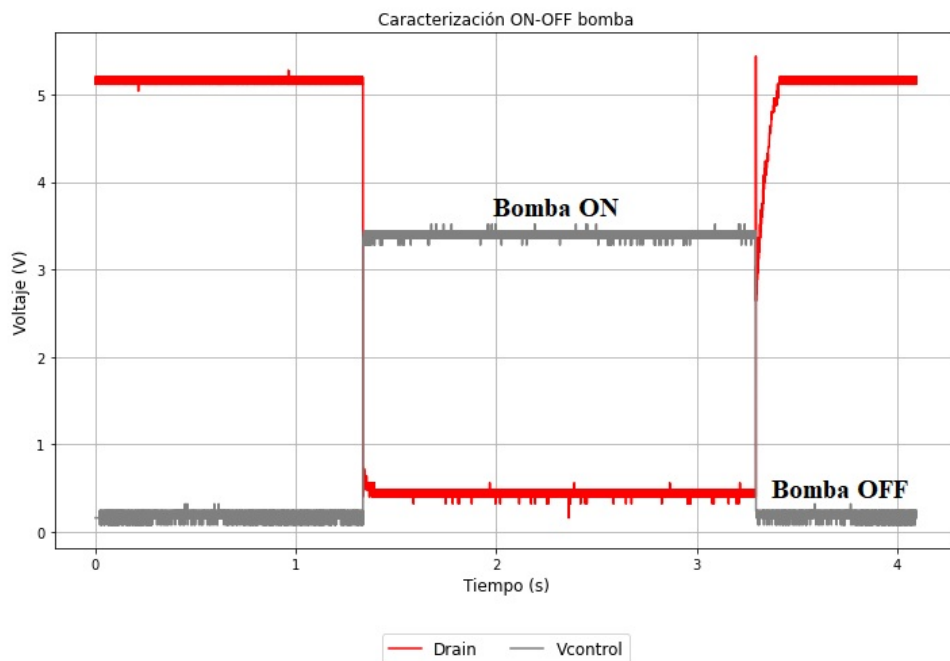


Figura 7.9: Tensión Drain y señal de control encendido bomba.

Por otro lado, se midió la tensión a la entrada del circuito de comando de Gate (V_{control}) y en el Gate del MOSFET, ambas respecto a GND (Source) (Figura 7.10). Cuando la llave se encuentra apagada $V_{GS} = 0,15 \pm 0,021 \text{ V}$, lo que evidencia que el capacitor de entrada no se descarga totalmente, hipótesis tomada a efectos de diseño como caso extremo. Por otro lado, el consumo de corriente a la PI4B cuando la bomba está encendida, es de $0,58 \pm 0,05 \text{ mA}$, por lo que se encuentra un orden de magnitud por debajo del máximo que es capaz de entregar el GPIO de la computadora embebida.

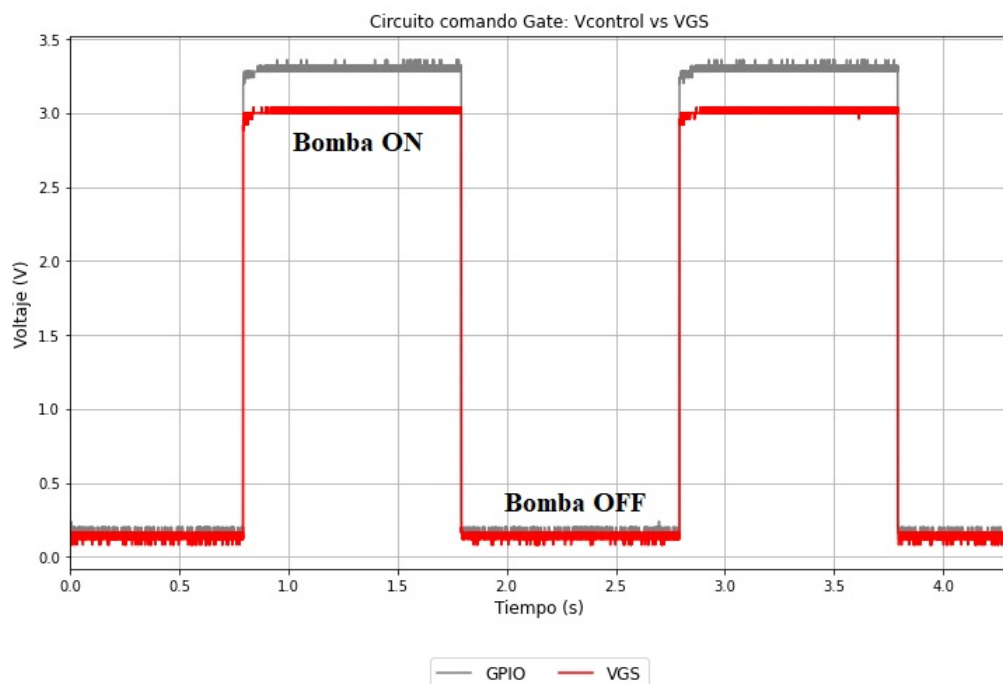


Figura 7.10: Circuito comando Gate: Tensión Gate-Source llave apagable y tensión control.

7.6. Ajuste de parámetros del controlador PID

En esta sección se introducen todas las pruebas realizadas con el fin de determinar los parámetros del controlador PID. En la Sección 7.6.1 se describe el método práctico empleado para poder determinar cada una de las constantes del controlador. Mientras que en la Sección 7.6.2 se muestra el procedimiento práctico y como se fueron variando las distintas constantes para llegar al resultado deseado.

Como se menciona en la Sección 7.6.2, debido a la naturaleza del Sistema, no fue necesario utilizar la constante de derivativa. Por ende, no se introduce en la Sección 7.6.1 el procedimiento para su determinación.

7.6.1. Procedimiento ajuste parámetros PID

Para determinar los valores de las constantes del controlador PID se utilizó un método práctico e iterativo basado en la guía publicada por TLK Energy [15], en la cual se describe un procedimiento constructivo para el ajuste progresivo de las ganancias K_p , K_i , K_d .

Este enfoque permite trabajar de forma ordenada, comenzando por la constante proporcional K_p y observando el comportamiento del sistema ante pequeñas perturbaciones. Una vez obtenido un valor de K_p que genera una respuesta sin oscilaciones sostenidas, se incorpora el término integral K_i , con el objetivo de eliminar el error en estado estacionario. Finalmente, se agrega el término derivativo

7.6. Ajuste de parámetros del controlador PID

K_d para mejorar el amortiguamiento y reducir el sobretiro.

Durante estas pruebas se utilizaron como referencia las Figuras 7.11a y 7.11b, que ilustran gráficamente el efecto de cada una de las constantes sobre la respuesta del sistema.

El proceso comienza con la constante proporcional K_p , manteniendo $K_i = 0$ y $K_d = 0$. Se parte de un valor pequeño, se observa el comportamiento de la salida del sistema, y se incrementa gradualmente hasta alcanzar una respuesta con tiempo de subida adecuado y sin oscilaciones sostenidas. En la Figura 7.11a se muestran los comportamientos típicos, que permiten identificar cuándo el valor de K_p es demasiado bajo (respuesta lenta), demasiado alto (respuesta oscilatoria) o apropiado (respuesta amortiguada).

Una vez determinado K_p , se procede a ajustar el parámetro integral T_i , con el objetivo de eliminar el error en estado estacionario que persiste con control proporcional puro. En esta etapa, representada en la Figura 7.11b, se busca una respuesta con sobretiro controlado, sin error asintótico y sin introducir oscilaciones persistentes.

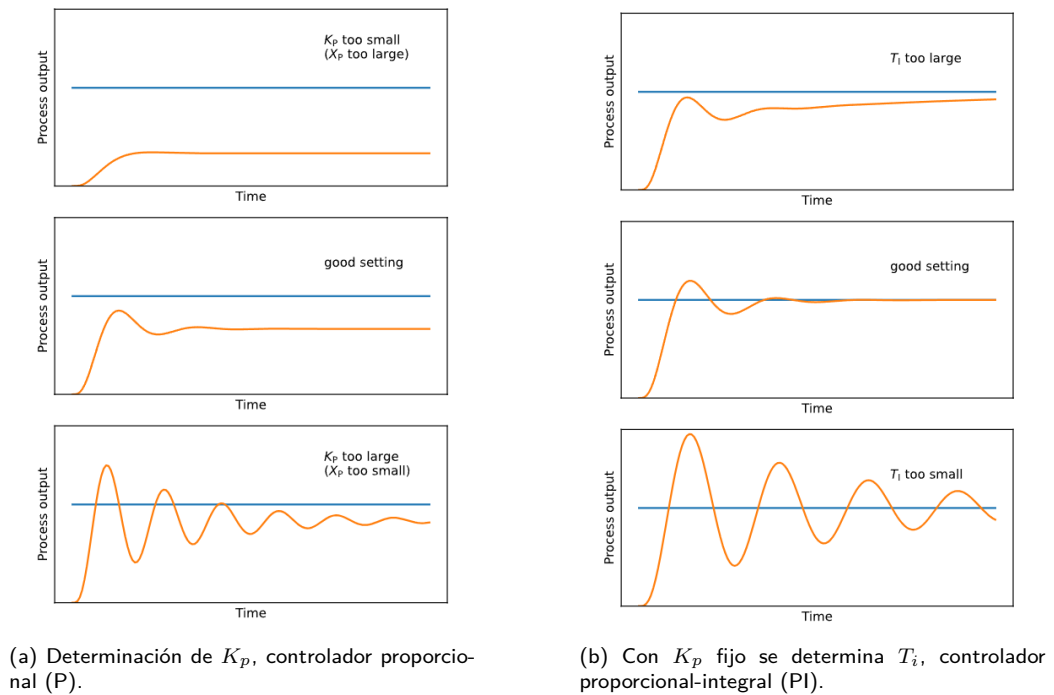


Figura 7.11: Respuesta del sistema en función de los parámetros del controlador PID. Imágenes adaptadas de [15].

7.6.2. Resultados experimentales

A continuación se presentan los resultados obtenidos durante las pruebas experimentales del Sistema ante una entrada escalón negativa como Presión de Cam-

Capítulo 7. Verificación de diseño

pana, registrando la respuesta ante distintas combinaciones de ganancias K_p , K_i y K_d . Durante las pruebas se utilizó el fantoma descrito en la Sección 2, Figura 2.8. Para lograr colocar la campana fue necesario ejercer una leve presión sobre ella hasta generar el vacío. Estas manipulaciones introducen pequeñas perturbaciones en la señal de presión, las cuales se reflejan como “bultos” u oscilaciones localizadas al comienzo de los gráficos. Una vez establecido el vacío, la señal se estabiliza y comienza la respuesta controlada del sistema.

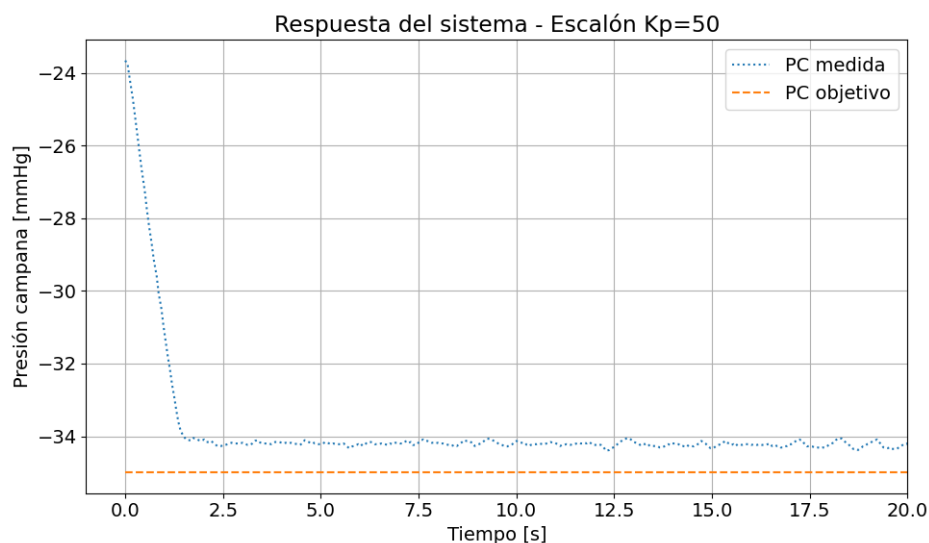


Figura 7.12: Respuesta al escalón con $K_p = 50$, $K_i = 0$, $K_d = 0$. Se observa un error en estado estacionario considerable.

En la Figura 7.12 puede observarse que con un controlador proporcional puro ($K_i = 0$ y $K_d = 0$) permite una respuesta rápida y estable, sin oscilaciones sostenidas. Sin embargo, persiste un error asintótico.

Luego se utilizó un valor elevado de la constante integral $K_i = 200$, como se muestra en la Figura 7.13. Se introduce mayor oscilación y ruido, lo que puede comprometer la estabilidad.

Finalmente, se evaluó una ganancia integral moderada de $K_i = 50$, la cual permitió eliminar el error en estado estacionario y mantener una respuesta precisa, sin sobretiro significativo ni oscilaciones persistentes, como se muestra en la Figura 7.14. Esta configuración fue considerada la más adecuada para el Sistema, ya que ofreció un buen equilibrio entre rapidez, estabilidad y precisión.

A partir de estas pruebas se seleccionaron los valores $K_p = 50$ y $K_i = 50$ como los más adecuados para el Sistema, ya que permitieron alcanzar rápidamente el valor objetivo con un error en régimen prácticamente nulo y sin generar oscilaciones ni sobretiro significativo. Esta configuración garantiza un control confiable y estable de la Presión en Campana, cumpliendo con los requisitos del Sistema sin comprometer la seguridad ni la robustez.

Aunque el controlador implementado incluye la posibilidad de operar en modo PID, se optó por mantener $K_d = 0$, tras observar que la respuesta obtenida con

7.6. Ajuste de parámetros del controlador PID

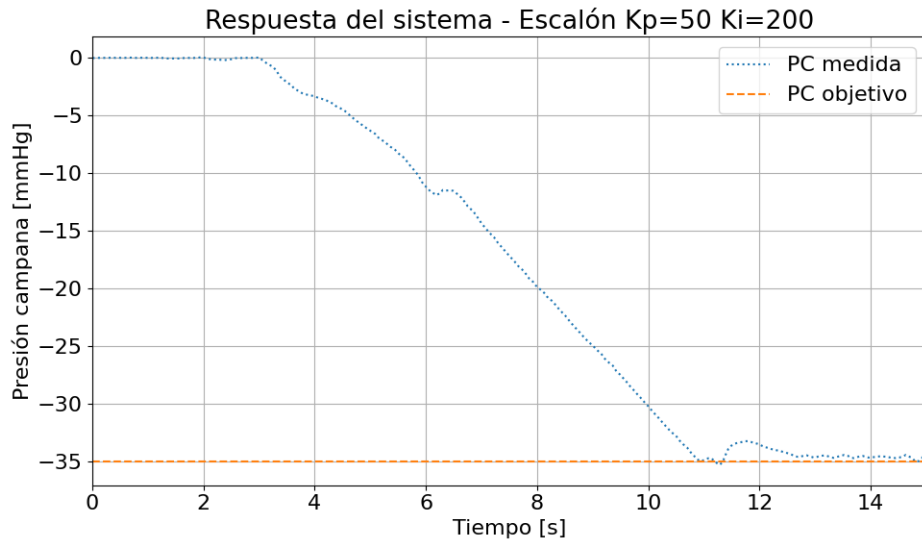


Figura 7.13: Respuesta al escalón con $K_p = 50$ y $K_i = 200$. El sistema muestra mayor oscilación.

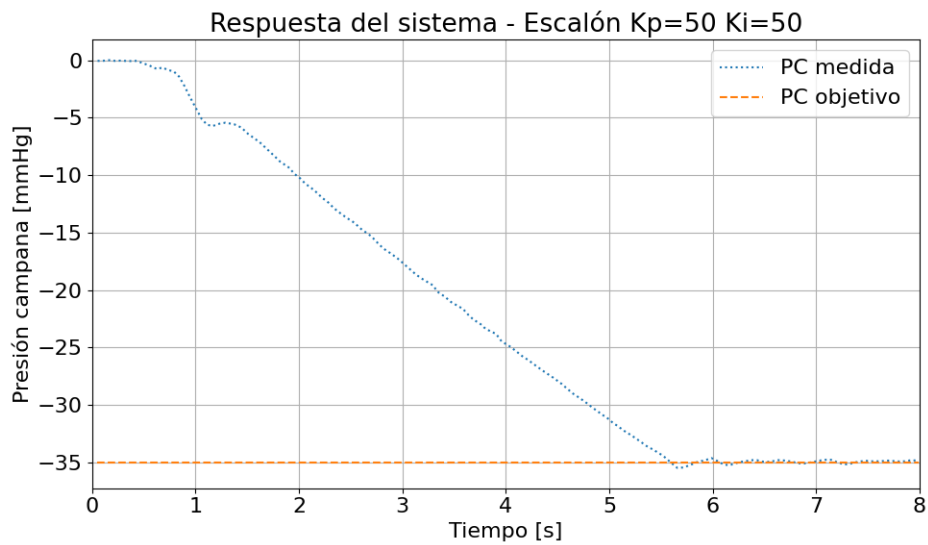


Figura 7.14: Respuesta al escalón con $K_p = 50$, $K_i = 50$, $K_d = 0$. El error en régimen se elimina, con una respuesta estable.

la acción proporcional-integral era suficientemente buena para el comportamiento dinámico del Sistema. En las condiciones evaluadas, la inclusión de la componente derivativa no aportaba mejoras sustanciales. Por lo tanto, se concluye que el uso de un controlador PI, debidamente sintonizado, resulta adecuado y eficaz para el control de presión en este Sistema.

A partir de la respuesta al escalón de la Figura 7.14, se calcularon las siguientes métricas de desempeño dinámico del Sistema.

- **Tiempo de Retardo** (t_d): es el intervalo entre la aplicación del escalón y el momento en el cual el sistema alcanza en su salida un 50 % de su valor final. Representa el tiempo que el sistema necesita para comenzar a reaccionar al cambio en la entrada. Un tiempo de retardo prolongado puede afectar la capacidad del sistema para seguir cambios de entrada rápidos.
- **Tiempo de Subida** (t_r): es el tiempo que lleva a la respuesta aumentar desde el 10 % hasta el 90 % del valor final. Representa la rapidez de la respuesta. Un tiempo de subida bajo indica un sistema más ágil ante perturbaciones.
- **Tiempo de Establecimiento** (t_s): es el tiempo que tarda la respuesta en entrar y permanecer dentro de una banda de tolerancia alrededor del valor final (en este caso, $\pm 5\%$). Indica cuán rápido el sistema se estabiliza.
- **Sobretiro** (M_p): la diferencia entre el valor máximo alcanzado por la respuesta y el valor final de estado estacionario. Este puede indicar la capacidad que tiene un sistema para manejar perturbaciones repentinas.

Tabla 7.8: Métricas de la respuesta al escalón.

Sobretiro	1.3 %
Tiempo de asentamiento	5.52 s
Tiempo de subida	4.02 s
Tiempo de retardo	3.05 s

Como se puede ver en la tabla 7.8 y en la Figura 7.14, el Sistema presenta una respuesta relativamente lenta al escalón. Esto como se puede ver en la imagen, se debe a que posee una capacidad máxima de cambio de presión en función de tiempo. Esto se debe a las características de la bomba utilizada. Si bien este tiempo podría interpretarse como una característica negativa, se puede evaluar como una medida de seguridad hacia el paciente ya que no es posible que se genere un cambio repentino de presión al paciente que lo ponga en riesgo. El bajo sobretiro confirma que el Sistema presenta oscilaciones menores y alcanza el objetivo de forma estable. Además de este valor, es interesante notar que en régimen el sistema posee un error menor al 2 %. Esto representa una mejora apreciable con respecto al control implementado en sistemas anteriores donde se utilizaba la técnica ON/OFF. Esta comparativa se va a detallar en las siguientes secciones.

7.7. Verificación de la terapia con controlador PID

El objetivo de esta sección es verificar y caracterizar el comportamiento del Sistema al ejecutar los distintos protocolos. En particular se busca determinar si el uso de un controlador PID permite ajustar la PC y por consecuencia, la PIA de forma suave y precisa, siguiendo la trayectoria definida en cada protocolo, el estudio para el Protocolo 1 se puede observar en la Sección 7.7.1 y el estudio para el Protocolo 2 en la Sección 7.7.2.

7.7. Verificación de la terapia con controlador PID

7.7.1. Protocolo 1

Con el propósito de verificar el funcionamiento de las primitivas R y S, se diseñó el Protocolo 1. Este protocolo fue creado específicamente para verificar que dichas primitivas se ejecuten correctamente y que el controlador PID sea capaz de ajustar la PC conforme a una curva de referencia definida. El protocolo consta exclusivamente de acciones asociadas a las primitivas R y S, y se ejecuta durante un tiempo reducido para evaluar el comportamiento del Sistema en dos fases: reducir y sostener. Su estructura es la siguiente:

PARAMETERS

TREATMENT_TIME:60

IAP_MAX_OP:20

IAP_MIN_OP:5

STEPS

TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT

A,R,4,30,,

A,S,,30,,

Durante la ejecución, el Sistema registró los siguientes eventos:

[16:43:13] Terapia iniciada

[16:43:15] Ejecutando paso 0, A, R, 4.0, 30.0, None, None

[16:43:30] C promedio = 0.62

[16:43:30] Coeficiente $a=-0.22$, PC inicial=-14.93

[16:44:01] Ejecutando paso 1, A, S, None, 30.0, None, None

[16:44:32] Terapia finalizada

Durante la fase de reducción, el controlador PID ajustó gradualmente la Presión en Campana para seguir la PC Objetivo correspondiente a la curva de referencia $r(t)$. La Figura 7.15 muestra cómo se comporta la PC en función del tiempo y la evolución de la PC Objetivo.

Asimismo, la Figura 7.16 muestra la evolución de la PIA durante la terapia. Si bien el Sistema no controla directamente esta variable, se observa que sigue de cerca la forma de la curva de PC, confirmando la proporcionalidad entre ambas variables.

Antes del inicio de la fase de reducción (R), pueden observarse oscilaciones tanto en la curva de PC medida (curva verde) como en la curva de la PIA medida (curva Azul), con forma de pequeños “dientes de sierra” en ambas figuras. Estas oscilaciones no corresponden a la acción del controlador PID, sino que son generadas intencionalmente por el Sistema durante la calibración inicial y no forman parte del protocolo. Como se explicó en la Sección 5.5.4, dichas oscilaciones son producto de la ejecución de la función encargada de estimar la constante de proporcionalidad C entre la variación de la PIA y de la PC, la cual es fundamental para transformar la consigna clínica en una trayectoria de referencia efectiva para

Capítulo 7. Verificación de diseño

el controlador. Esta constante es calculada previo a cada uno de las terapias suministradas. Estas partes de las gráficas no se incluirán en futuras imágenes ya que no aporta valor al resultado.

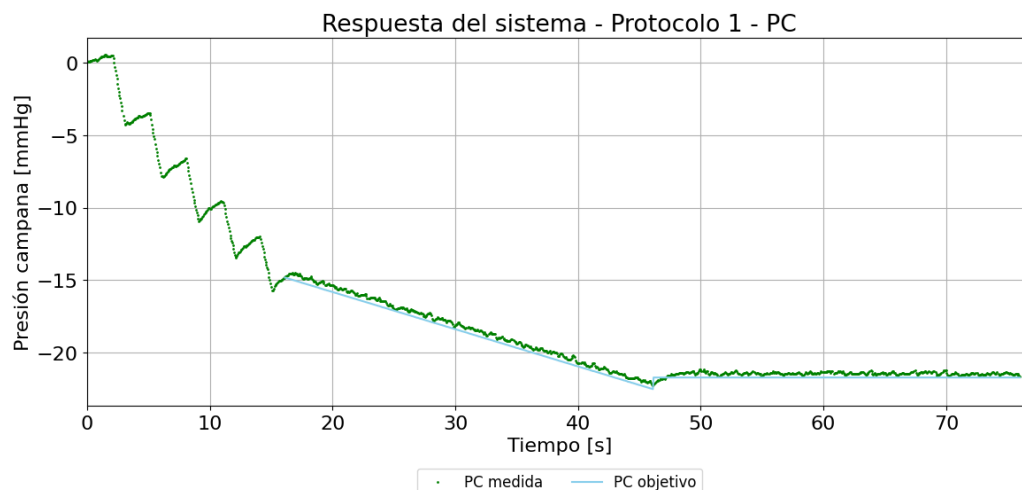


Figura 7.15: Ajuste de la presión de campana (PC) a la curva de referencia del Protocolo 1 utilizando controlador PID.

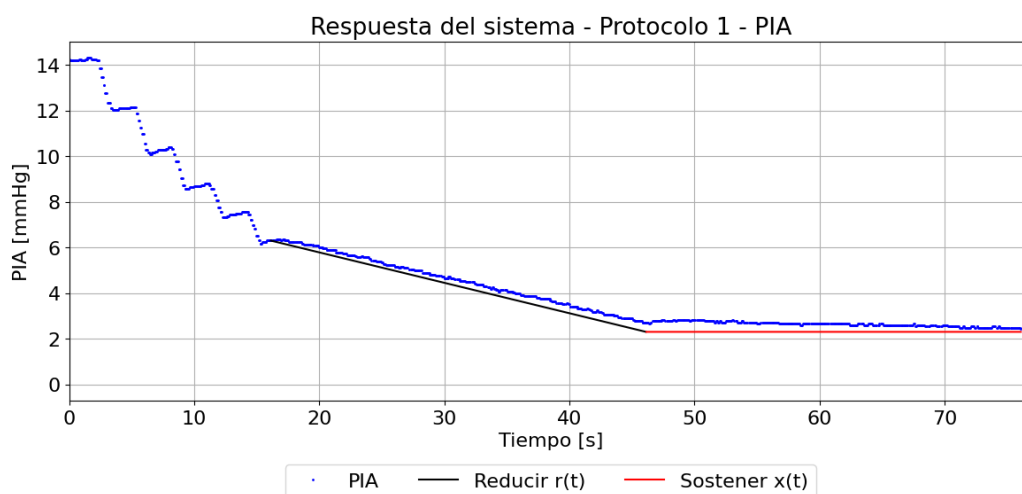


Figura 7.16: Evolución de la presión intraabdominal (PIA) durante la terapia con controlador PID.

A continuación en la Tabla 7.9 resume las métricas de seguimiento para ambas variables durante las fases reducir y sostener en la ejecución del protocolo.

Durante la fase de reducción, la PC presentó un error absoluto medio del 2.04 % respecto al valor objetivo. A pesar de tratarse de una trayectoria descendente continua, el controlador logró mantener un seguimiento preciso. Por otro lado, la PIA, que no es controlada directamente, mostró un error relativo del 7.42 %

7.7. Verificación de la terapia con controlador PID

Tabla 7.9: Errores absolutos y porcentuales en PC y PIA durante las fases de reducción y sostener del Protocolo 1.

Métrica	PC (mmHg)	PC (%)	PIA (mmHg)	PIA (%)
Fase de Reducción				
MAE	0.37	2.04	0.28	7.42
Fase de Sostener				
MAE	0.28	1.31	0.35	15.22

respecto al valor medio de la curva de referencia $r(t)$, lo cual indica una buena respuesta proporcional adecuada del sistema.

En la fase de sostener, donde el objetivo permanece constante, la PC mejoró su desempeño. La PC alcanzó un MAE del 1.31 % y la PIA un error de 15.22 %, ambos calculados en relación al valor de referencia sostenido. Este comportamiento es esperable en sistemas PID bien sintonizados, ya que el seguimiento de objetivos estáticos suele presentar menor error que el seguimiento de trayectorias dinámicas. Sin embargo, dado que el Sistema no controla la PIA directamente y existen pérdidas, es esperable que el error estático de la PIA pueda incrementar. Esto se podría mejorar si el controlador tuviese en cuenta directamente la PIA y no un estimado de ella.

Las métrica utilizada, MAE (Mean Absolute Error), se usa para evaluar la calidad del seguimiento de una señal respecto a una referencia. El MAE representa el desvío medio absoluto respecto a la referencia, proporcionando una medida directa de la precisión general del sistema.

7.7.2. Protocolo 2

Prueba 1

En esta prueba se evalúa el comportamiento del sistema ABDOPRE-Clínico ante una secuencia completa que incluye acciones de reducción, sostén y monitoreo, así como también condiciones de seguridad y saltos entre pasos.

El objetivo de esta prueba es comprobar que el Sistema:

- Evalúa correctamente las condiciones de seguridad.
- Ejecuta una reducción controlada de la PIA mediante el control proporcional-integral.
- Sostiene la presión durante un tiempo determinado sin oscilaciones.
- Realiza un monitoreo pasivo sin intervención de la bomba, permitiendo observar la dinámica natural del fantoma.

Se ejecutó el Protocolo 2, definido por los siguientes parámetros:

PARAMETERS

Capítulo 7. Verificación de diseño

```
TREATMENT_TIME:120
IAP_MAX_OP:17
IAP_MIN_OP:5
STEPS
TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,R,4,30,,
A,S,,20,,
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,M,,30,,3
```

El protocolo se compone de las siguientes etapas:

- **Pasos 0 y 1:** Verificación de que la PIA inicial se encuentra entre 5 *mmHg* y 17 *mmHg*.
- **Paso 2:** Acción de reducción (R) de 4 *mmHg* en 30 segundos.
- **Paso 3:** Acción de sostén (S) durante 20 segundos.
- **Pasos 4 y 5:** Nueva verificación de condiciones de seguridad.
- **Paso 6:** Acción de monitoreo (M) sin intervención activa durante 30 segundos.
- **Salto al paso 3:** Reinicio del ciclo S → C → C → M.

A continuación se muestra el registro de eventos durante la ejecución:

```
[14:36:34] Terapia iniciada
[14:36:35] Ejecutando paso 0, C, None, None, None, PIA > IAP_MAX_OP, 0
[14:36:36] Ejecutando paso 1, C, None, None, None, PIA < IAP_MIN_OP, 0
[14:36:38] Ejecutando paso 2, A, R, 4.0, 30.0, None, None
[14:36:53] Coeficiente a=-0.23, PC inicial=-23.84
[14:37:24] Ejecutando paso 3, A, S, None, 20.0, None, None
[14:37:45] Ejecutando paso 4, C, None, None, None, PIA > IAP_MAX_OP, 0
[14:37:46] Ejecutando paso 5, C, None, None, None, PIA < IAP_MIN_OP, 0
[14:37:47] Ejecutando paso 6, A, M, None, 30.0, None, 3
[14:38:18] Ejecutando paso 3, A, S, None, 20.0, None, None
[14:38:38] Terapia finalizada
```

En la Figura 7.17 se observa la evolución temporal de las variables del Sistema durante la ejecución del Protocolo 2. El gráfico muestra cuatro curvas. La PIA medida (curva azul), la PC medida (curva verde), la PIA de referencia (curva amarilla) es la curva objetivo de PIA a alcanzar a partir de los valores proporcionados en el protocolo. PC objetivo (curva celeste) es la curva de referencia que define a partir de la PIA objetivo definida.

7.7. Verificación de la terapia con controlador PID

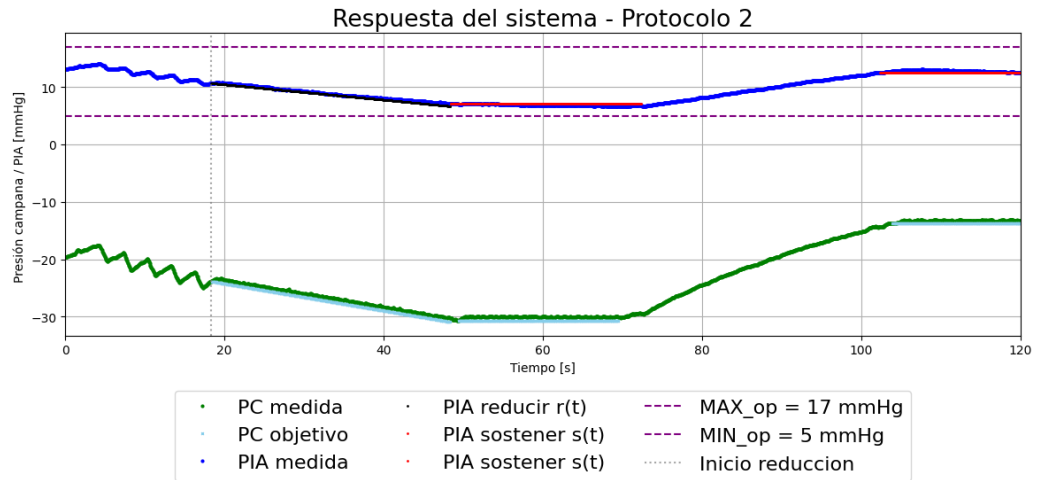


Figura 7.17: Respuesta del sistema durante la ejecución del Protocolo 2. PIA medida dentro de los umbrales operativos.

La ejecución comienza con las condiciones de seguridad (pasos 0 y 1). En la Figura 7.17 se pueden ver las rectas (violeta) que equivalen a los valores máximo y mínimo operativo. Como la PIA se encuentra dentro del rango operativo, se avanza al paso 2.

En el paso 2 se inicia una reducción de 4 mmHg en 30 segundos. En la Figura 7.17 se puede ver el comienzo por una línea vertical gris. Se observa cómo la Presión en Campana medida (curva verde) sigue la trayectoria descendente objetivo (curva celeste), y en consecuencia la PIA (curva azul) también desciende de forma suave, ajustándose a la curva de referencia (curva amarilla). Esto verifica el correcto funcionamiento del algoritmo de reducción.

En el paso 3, se ejecuta una acción de sostener (S) durante 20 segundos. En la Figura 7.17 se aprecia que la Presión en Campana medida (curva verde) se mantiene constante en el último valor de PC medido y ésta se ajusta a la curva de referencia, validando así la correcta implementación del controlador PID en régimen estacionario.

Luego se vuelven a evaluar las condiciones de seguridad (pasos 4 y 5). Como la PIA sigue en el rango adecuado, se avanza al paso 6, donde se realiza un monitoreo pasivo. Durante esta etapa la bomba permanece apagada, y el Sistema solo monitoriza las presiones. En la figura 7.17 se observa cómo la PC medida (curva verde) comienza a aumentar (se reduce el vacío aplicado) de forma natural, debido a pérdidas del fantoma. Esta caída genera un aumento progresivo en la PIA (curva azul) por la relación de proporcionalidad entre las variaciones de ambas presiones. Finalmente, se retorna al paso 3, repitiendo el patrón sostener $\Rightarrow$ condición $\Rightarrow$ monitoreo hasta que se alcanza el tiempo total de tratamiento. El Sistema termina su ejecución sin errores ni activación de alarmas.

Capítulo 7. Verificación de diseño

Prueba 2 - Versión donde la PIA no está dentro de los rangos operativos

En esta prueba se ejecutó nuevamente el Protocolo 2, con los mismos parámetros utilizados en la prueba 1:

```
PARAMETERS
TREATMENT_TIME:120
IAP_MAX_OP:17
IAP_MIN_OP:5
STEPS
TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,R,4,30,,
A,S,,20,,
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,M,,30,,3
```

A diferencia del caso anterior, esta ejecución representa un escenario en el cual la PIA inicial no está dentro de los rangos operativos definidos por el protocolo. Esto impide que la terapia avance hasta que se cumplan las condiciones de seguridad. En el log de eventos se observa este comportamiento:

```
[16:30:25] Terapia iniciada
[16:30:27] Ejecutando paso 0, C, None, None, None, PIA > IAP_MAX_OP, 0
[16:31:00] Ejecutando paso 1, C, None, None, None, PIA < IAP_MIN_OP, 0
[16:31:01] Ejecutando paso 2, A, R, 4.0, 30.0, None, None
[16:31:16] C promedio = 0.58
[16:31:16] Coeficiente a=-0.23, PC inicial=-30.87
[16:31:47] Ejecutando paso 3, A, S, None, 20.0, None, None
[16:32:08] Ejecutando paso 4, C, None, None, None, PIA > IAP_MAX_OP, 0
[16:32:09] Ejecutando paso 5, C, None, None, None, PIA < IAP_MIN_OP, 0
[16:32:09] {'condicion verdadera': 'PIA < IAP_MIN_OP', 'next_step': 0}
[16:32:26] Terapia finalizada
```

En la Figura 7.18 se puede observar que, durante los primeros segundos de la terapia, la PIA (curva azul) se encuentra por encima del valor máximo operativo (17 *mmHg*). Por tanto, el Sistema permanece en el paso 0 durante varios segundos, hasta que se alcanza un valor menor a este umbral, momento en el cual hace la transición al paso 1. Una vez que la PIA se encuentra dentro del rango operativo, el Sistema avanza el paso 2, donde se ejecuta una acción de reducción de 4 *mmHg* en 30 segundos. La PC objetivo (curva celeste) desciende de forma lineal durante 30 segundos, y la PC medida (curva verde) la sigue de forma controlada. En consecuencia, se genera una caída controlada en la PIA (curva azul), que se ajusta a la referencia (curva amarilla). Previo a esta etapa, se pueden ver, al igual que en

7.8. Comparación entre controladores

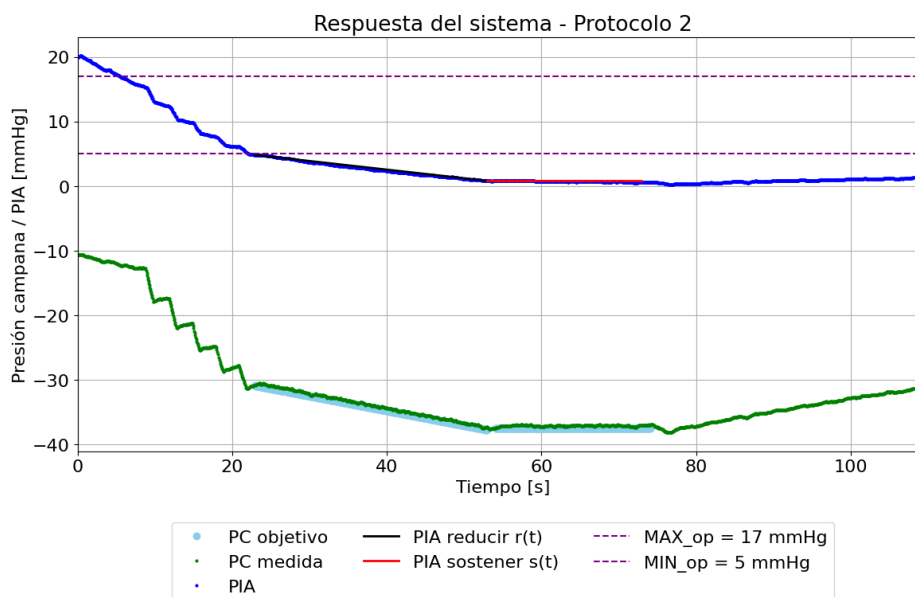


Figura 7.18: Respuesta del sistema durante la ejecución del Protocolo 2. PIA fuera de los umbrales operativos

la prueba anterior, las oscilaciones con forma de “dientes de sierra”, características del cálculo iterativo de la constante C .

En el paso 3, se ejecuta la acción de sostener, donde se mantiene el nivel de presión alcanzado durante 20 segundos. La PC medida se mantiene estable sobre la PC de referencia. Al finalizar esta etapa, el Sistema evalúa nuevamente las condiciones de seguridad (pasos 4 y 5). En este caso, la PIA descendió por debajo del valor mínimo operativo (5 mmHg). Esto se confirma en el log, donde se registra la condición verdadera $PIA < IAP_MIN_OP$. Debido a esto, el Sistema retorna al paso 0, evitando ejecutar el paso de monitoreo (paso 6). Esta situación se repite, generando una oscilación entre paso 0 y 1 hasta que se alcanza el tiempo total de tratamiento definido en el protocolo, entonces la terapia finaliza automáticamente.

7.8. Comparación entre controladores

En esta sección se presenta una comparativa entre las dos formas de control de la bomba, es decir, utilizando el método de control antiguo (ON/OFF) y la nueva implementación (utilizando un controlador PID). El objetivo de esta sección es demostrar la mejora significativa que se obtiene al utilizar un controlador PID sobre el método de control que se utilizaba anteriormente.

En la Sección 7.8.1 se introduce el controlador ON/OFF. A continuación, en la Sección 7.8.2 se detalla la comparativa entre los resultados utilizando los distintos controladores para el Protocolo 1.

7.8.1. Controlador ON/OFF

En esta sección se presenta el controlador utilizado por las versiones previas de ABDOPRE. La primera versión de control implementada en ABDOPRE empleó un esquema ON-OFF. [30] Este enfoque se basa en seguir una trayectoria de referencia en forma de rampa descendente para la PIA, definida por la ecuación:

$$r_{PIA}(t) = -\frac{(\Delta PIA)}{\Delta t} * t + PIA_0 \quad (7.1)$$

Donde:

- ΔPIA representa el cambio deseado de PIA, expresado en mmHg.
- Δt es el intervalo de tiempo durante el cual debe producirse dicho cambio, expresado en segundos.
- PIA_0 es la PIA inicial al comienzo del tratamiento.

La lógica de control consiste en encender o apagar la bomba según si la presión medida se encuentra fuera de una banda de tolerancia definida por un parámetro δ :

$$PIA(t) > r(t) + \delta \quad \Rightarrow \text{Encender bomba} \quad (7.2)$$

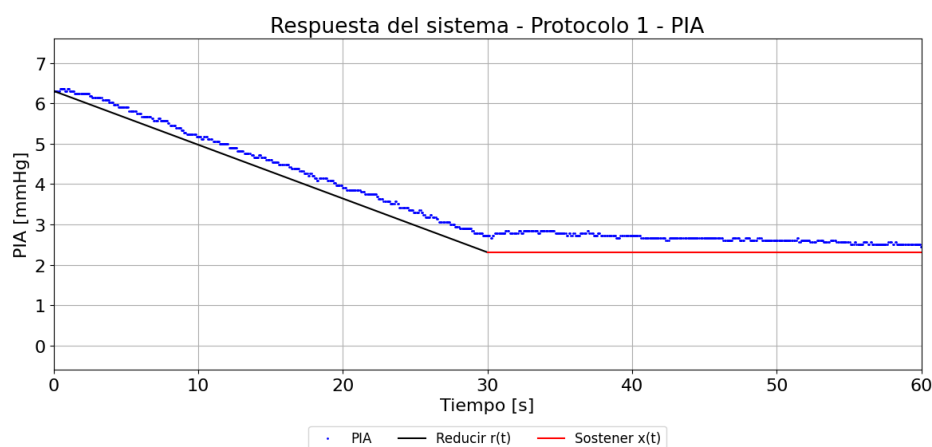
$$PIA(t) < r(t) - \delta \quad \Rightarrow \text{Apagar bomba} \quad (7.3)$$

Donde $\delta = 0,5$ mmHg define el margen de tolerancia alrededor de la referencia.

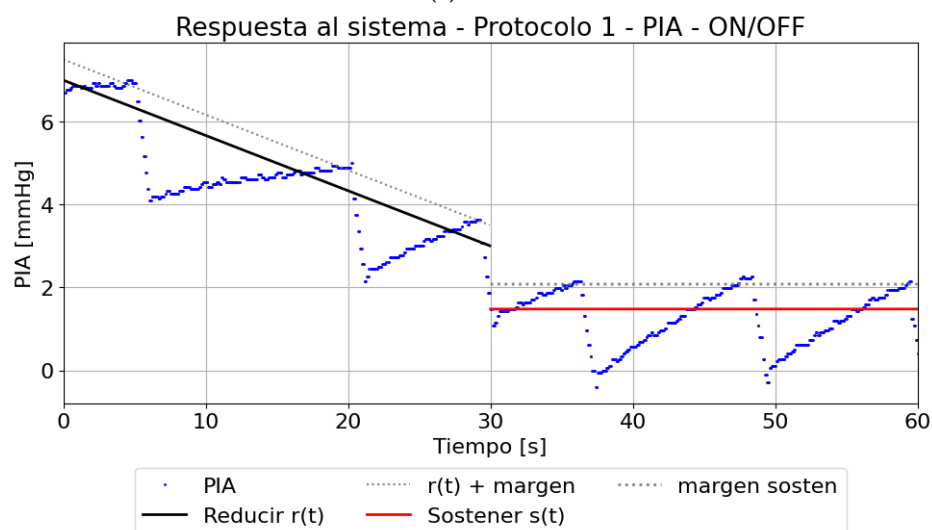
7.8.2. Resultados de la comparación

En esta sección se muestra el comportamiento de cada uno de los controladores para el Protocolo 1. Como se puede ver en las Figuras 7.19a y 7.19b, visualmente se observa que el controlador PID logra resultados que se ajustan de mucho mejor manera a los valores esperados que al utilizar el controlador ON/OFF. Esto se debe en gran medida a la virtud que aporta el controlador PID y su control utilizando un PWM de encender y controlar la bomba con una salida modulada dependiendo del efecto que se quiera lograr, a diferencia del controlador ON/OFF que al actuar siempre lo realiza al mayor caudal de la bomba.

7.8. Comparación entre controladores



(a) Controlador PID



(b) Controlador ON/OFF

Figura 7.19: Evolución de la PIA en función del tiempo al ejecutar el Protocolo 1 con los distintos controladores.

Tabla 7.10: MSE porcentual en PIA durante las fases de reducción y sostener del Protocolo 1 para los distintos controladores.

Fase	Controlador PID	Controlador ON/OFF
Reducción	7.42 %	13.93 %
Sostener	15.22 %	37.71 %

Como se puede ver tanto en la Figura 7.19 como en la Tabla 7.10, el controlador PID propuesto logra resultados superiores tanto en la fase de reducción como en la de sostener la PIA. Demostrando así una mejora significativa en las terapias aplicadas. Alcanzando aproximadamente la mitad del error porcentual en ambas fases siendo incluso mejor en la fase de sostener.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Capítulo 8

Gestión de proyecto

En este capítulo se describe cómo se gestionó el desarrollo del sistema ABDOPRE-Clínico, incluyendo la planificación, ejecución y control de las tareas, los tiempos y los recursos humanos y materiales involucrados. A lo largo del proyecto se implementaron procesos y herramientas que permitieron organizar el trabajo en forma efectiva. Además, se presenta un análisis de costos que contempla tanto las horas de trabajo dedicadas como los materiales requeridos para la construcción del equipo.

8.1. Gestión de tareas

Durante el desarrollo del proyecto se realizaron diversas actividades para alcanzar los resultados esperados. Estas actividades se organizaron en etapas previamente definidas, respetando una planificación general flexible que se ajustó en función de los avances y desafíos que fueron surgiendo.

Se registró la cantidad total de horas-persona requeridas, para la ejecución de las tareas. A continuación se detallan las tareas principales desarrolladas por el equipo:

- Gestión de proyecto
 - Coordinación general y planificación (Materia proyecto).
 - Reuniones periódicas con tutores.
 - Reuniones con médico asesor.
- Revisión de antecedentes y estado del arte.
- Diseño del circuito de acondicionamiento para el sensor Meritran DTXPlus.
- Integración de sensores.
- Diseño del circuito de alarmas.
- Diseño del circuito de control de bomba.

Capítulo 8. Gestión de proyecto

- Diseño de la alimentación.
- Pruebas de HW.
- Desarrollo del firmware.
- Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario.
- Desarrollo de lógica de control.
- Desarrollo de la aplicación de escritorio.
- Verificaciones del diseño.
- Pruebas con fantoma.
- Documentación del informe final.
- Documentación técnica - Manual de usuario.

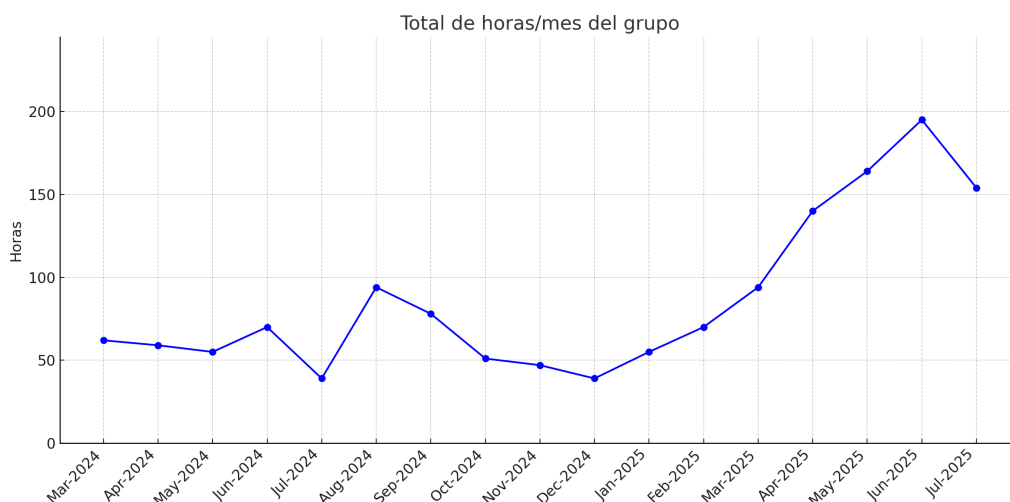


Figura 8.1: Horas-persona acumuladas del grupo por mes a lo largo del proyecto.

En la figura 8.1 se observa la evolución del total de horas mensuales dedicadas al proyecto por parte del equipo, mes a mes, durante el período comprendido entre marzo de 2024 y julio de 2025. Si bien se mantuvo una carga constante en la mayoría de los meses, se registraron variaciones vinculadas a factores externos al proyecto. En particular, los meses de julio y diciembre de 2024, así como febrero de 2025, coincidieron con períodos de parciales y exámenes, lo cual redujo temporalmente la disponibilidad del equipo. Hacia el segundo trimestre de 2025 se intensificaron las actividades en vistas a la integración final, las pruebas sobre fantoma y la redacción del informe técnico, lo que explica el aumento sostenido en las horas trabajadas durante ese período.

8.2. Reporte de costos

El proyecto implicó costos asociados principalmente a dos categorías: horas de trabajo de los integrantes del equipo y materiales necesarios para construir el sistema físico. Considerando la inversión de materiales (582 USD) y las horas persona (162.600 USD) se estima en un total 162.582 USD.

8.2.1. Costo horas de trabajo

Para estimar el costo de desarrollo, se tomó como unidad base la hora-persona, una medida común en gestión de proyectos que representa el trabajo realizado por una persona durante una hora continua. Se estableció un costo referencial de 100 USD por hora-persona.

La siguiente tabla 8.1 resume las horas dedicadas por cada participante relevante del proyecto:

Tabla 8.1: Dedicación de horas y costos por colaborador del proyecto.

Persona	Horas dedicadas
Est. Ing. Electrica 1	733
Est. Ing. Electrica 2	733
Tutores de Proyecto de grado	140
Medico asesor	20
Total horas	1626

El costo total de desarrollo estimado es $1626 * 100 = 162000$ USD, considerando el esfuerzo humano invertido.

8.2.2. Costo de materiales

En la Tabla 8.2 se presenta la inversión total en materiales asociada al desarrollo total del proyecto.

8.2.3. Costos de producción de ABDOPRE-Clínico

Una vez finalizado el desarrollo, se calcularon los costos estimados de producción considerando los elementos efectivamente utilizados en una unidad funcional del Sistema. También se tomaron en cuenta las horas-persona que trabajaron en la creación del mismo. Dando un costo total de producción de 162379,65 USD

En la tabla 8.3, se detallan los componentes utilizados y el precio de cada uno, así como el costo total de los materiales utilizados.

Capítulo 8. Gestión de proyecto

Tabla 8.2: Inversión total en materiales.

Componente	Cant.	Precio unitario (USD)	Precio total (USD)
Sensor PIA	2	30.66	61.32
Sensor PC	3	35.00	105.00
Protoboard	1	21.95	21.95
Bomba	2	19.95	39.90
Pantalla	1	69.99	69.99
Raspberry Pi 4B	1	198	198
Memoria MicroSD	1	7	7
Fuente conmutada	1	10	10
Módulo ADC	1	22.5	22.5
LED RGB	3	0.37	1.11
LED blanco	3	0.14	0.43
LED verde	3	0.14	0.43
Buzzer	3	2.8	8.4
Adum 1251	2	6.49	12.98
Octoacomplador	2	1.25	2.5
Conversor DCDC aislado	2	10	20
Total			USD 582

Tabla 8.3: Componentes y costos para producción de una unidad funcional.

Componente	Cant.	Precio unitario (USD)
Sensor PIA	1	30.66
Sensor PC	1	35.00
Bomba	1	19.95
Pantalla	1	69.99
Raspberry Pi 4B	1	198
Memoria MicroSD	1	7
Fuente conmutada	1	10
Módulo ADC	1	22.5
LED RGB	1	0.37
LED blanco	1	0.14
LED verde	1	0.14
Buzzer	1	2.8
Conversor DCDC aislado	1	10
Total		USD 379.65

Capítulo 9

Conclusiones

En este capítulo se abordan las conclusiones sobre los resultados del proyecto y su desarrollo. La Sección 9.1 incluye la presentación y análisis de los resultados obtenidos. En la Sección 9.2 se analiza la gestión del proyecto desde un punto de vista operativo, en relación a la forma de trabajo, las dificultades encontradas y el abordaje de las mismas. En la Sección 9.3 se presentan las conclusiones finales del proyecto. En ella se profundiza sobre el abordaje general del trabajo, el grado de cumplimiento de los requerimientos y de los objetivos iniciales, así como también sobre el aporte que este año de trabajo ha significado para nuestra formación profesional. Finalmente se proponen mejoras y sugerencias para nuevas versiones de ABDOPRE en la Sección 9.4.

9.1. Resultados

Como primera conclusión, se logró desarrollar un sistema integral que opera en tres niveles: hardware, firmware y software. ABDOPRE-Clínico constituye una prueba de concepto optimizada de la idea original, que sienta las bases para avanzar hacia el desarrollo de la herramienta dedicada a la investigación clínica de un nuevo tratamiento médico para la HIA. A continuación se desarrollan las principales conclusiones del Sistema implementado, que se resumen luego en la Tabla 9.1.

En relación a las funciones terapéuticas, ABDOPRE-Clínico aporta autonomía y versatilidad en su aplicación. Se dice que aporta autonomía ya que permite ejecutar protocolos terapéuticos, como una secuencia única o un bloque de pasos en bucle. Esto, está en consonancia con el anhelo de aplicar el tratamiento durante períodos extensos de tiempo. Además, respecto a la versatilidad, la herramienta de gestión de protocolos le brinda al usuario la posibilidad de explorar y evaluar diferentes esquemas terapéuticos de forma sencilla. Con esto en cuenta, se puede decir que se ha implementado un Sistema que tiene la flexibilidad necesaria para su uso en contextos de investigación.

En cuanto a lo que refiere a la aplicación de una terapia en particular, con el sistema de control PID se logró suavizar significativamente los cambios inducidos en la presión de campana en comparación con las reducciones abruptas que gene-

Capítulo 9. Conclusiones

raba el control ON-OFF tradicional. Esto constituye una mejora significativa en relación a la estabilidad del vacío generado, logrando la reducción progresiva buscada, con un buen ajuste a la curva de referencia. Como resultado, se garantizan variaciones graduales en la PIA, lo cual es un requisito clínico fundamental para preservar la seguridad del paciente. Respecto al ajuste de la PIA con las curvas establecidas en el protocolo terapéutico, las pruebas realizadas sobre el fantoma, revelaron un error del 7,42 % (0,28 *mmHg*) durante la fase de reducción y del 15,22 % (0,35 *mmHg*) en la de sostener. Esto representa una mejora, del orden del 50 %, en la precisión del ajuste, en comparación al error registrado al aplicar el mecanismo de control ON-OFF.

En cuanto la monitorización de la PIA, se han cumplido los requerimientos establecidos que se presentan en la Sección 3.2. ABDOPRE-Clínico mide la PIA continuamente de forma indirecta, a través de la presión intravesical. Su bloque de adquisición está diseñado para trabajar con un transductor de uso clínico habitual y tiene una precisión de ± 1 *mmHg*, medida con aire como medio para la propagación de la presión. A efectos del usuario, en este sentido opera como un monitor multiparamétrico, al que se le conecta el transductor para medición de presión invasiva y muestra la evolución temporal de las señales adquiridas, junto con su valor instantáneo. El hecho de que se acople a la forma de trabajo y utilice un elemento conocido por el usuario, favorece directamente su aceptación e incorporación. La precisión lograda coincide con la del monitor multiparamétrico Edan X12, un modelo utilizado en unidades de cuidados intensivos.

La alimentación principal del equipo es la red, por lo que cumple con el requerimiento establecido. Adicionalmente, se ha demostrado la estabilidad del nivel de tensión que alimenta el transductor, lo cual es esencial para la calidad del módulo de adquisición de PIA. Esto debido a que trabaja con un transductor de tipo modulador, cuya sensibilidad, utilizada para la conversión tensión-presión, depende de la tensión de alimentación.

En base a las características de ABDOPRE-Clínico, el equipo se ha clasificado como Clase I, tipo BF (Sección 3.3.1) según la norma IEC60601-1, lo cual ha orientado las decisiones de diseño relacionadas con la parte aplicada. Esto se refleja en la inclusión del convertor DC-DC NMA0509 aislado en el módulo de alimentación implementado. Sin embargo, ha quedado pendiente lograr el desacople en la comunicación entre la PI4B y el ADS1115. Cabe destacar que fue contemplado para el diseño y se probó la incorporación del aislador de bus I^2C ADUM1251, sin embargo, no se logró un resultado satisfactorio. Los dos aisladores importados no transmitían la señal del reloj (SCL). Conforme a ello, ABDOPRE-Clínico opera como un equipo tipo B porque no cuenta con la aislación de la parte aplicada, necesaria para cumplir con la definición *Floating applied part* de la IEC60601-1.

El requerimiento de comunicación inalámbrica entre la aplicación de escritorio y la computadora embebida ha sido cumplido.

En relación con el bloque de alarmas, se ha incorporado una mejora significativa con el agregado de controles y la desagregación en niveles de prioridad, que ayudan al usuario en la identificación de la urgencia. Particularmente, se cumple con los requerimientos establecidos para la alarma de PIA máxima (Sección 3.2).

9.2. Conclusiones sobre la gestión del proyecto

Tabla 9.1: Características Sistema ABDOPRE-Clínico.

Computadora embebida	Raspberry Pi 4B
Pantalla táctil	10.1 pulgadas
Aplicación de escritorio	SI
Conexión equipo - aplicación	WiFi - canal TCP
Estrategia de control	Tracking
Mecanismo de control	PID
Bloque alarmas	Diferencia tres niveles de prioridad
Contador horas de uso de la bomba	NO
Control tiempo encendido bomba	NO
Almacenamiento de datos	Centralizado en carpetas
Visualización PIA y PC	SI
Transductor PIA	Meritrans DTXPlus
Silenciador de alarma	SI, por 60s
Estructura firmware	Modular
Ejecución multitarea	Hilos
Lenguaje firmware	Python
Lenguaje aplicación	Python
Alimentación	220, 50 Hz
Interrupción forzada tratamiento	SI
Hardware integrado en un equipo	NO
Precisión adquisición PIA y PC	1 <i>mmHg</i>
Resolución PIA y PC	1 <i>mmHg</i>

9.2. Conclusiones sobre la gestión del proyecto

En lo que respecta a la gestión del proyecto, se puede concluir que durante su desarrollo, surgieron dificultades significativas en la organización y planificación del trabajo. Uno de los principales desafíos fue la subestimación de varios esfuerzos, como el tiempo necesario para la ejecución de pruebas o la verificación de hardware, lo que derivó en retrasos importantes y obligó a reajustar el cronograma en múltiples oportunidades.

La adopción de una metodología ágil resultó clave para sostener el avance del proyecto, ya que permitió adaptarse con flexibilidad a los cambios de enfoque que surgieron a medida que se profundizaba en el desarrollo. Conforme avanzaba el trabajo, se identificaron nuevas posibilidades y alternativas no previstas en la planificación inicial, que se pudieron incorporar para potenciar las capacidades del Sistema.

Las dificultades encontradas durante el desarrollo del proyecto, así como la curva de aprendizaje asociada, representaron un desafío significativo. Sin embargo, estas instancias también constituyeron valiosas oportunidades de crecimiento. Se fortalecieron habilidades como el trabajo colaborativo y la capacidad de adaptación frente a imprevistos.

9.3. Conclusiones finales

Desde el punto de vista técnico, se puede afirmar que el Sistema opera de manera correcta en los tres niveles desarrollados: firmware, hardware y software. Asimismo, cumple con los requerimientos de diseño y los objetivos planteados inicialmente a excepción de los ya mencionados. Se ha mejorado el comportamiento del Sistema en lugares críticos como en la aplicación de la terapia con respecto a las versiones previas.

Este proyecto representa un aporte fundamental al desarrollo del sistema terapéutico ABDOPRE, al incorporar mayor autonomía, versatilidad y una mejora significativa en el sistema de control. Además, la arquitectura modular del software mejora la organización interna del Sistema, favorece su escalabilidad y facilita futuras ampliaciones o mejoras funcionales. Durante las pruebas, la comunicación entre módulos, la interfaz de usuario y la lógica de ejecución de terapias demostraron un comportamiento robusto y confiable.

Esta nueva versión del Sistema elimina la dependencia del uso de una computadora portátil para su funcionamiento gracias al uso de la pantalla táctil y la comunicación inalámbrica con la Raspberry. La reducción de elementos necesarios junto al paciente reduce potenciales riesgos clínicos como la contaminación y mejora la circulación y organización de la sala. Esto es fundamental en un ambiente crítico.

Este proyecto representa un avance tanto a nivel técnico como personal. Enfrentar las exigencias y desafíos inherentes al desarrollo del proyecto nos permitió consolidar aprendizajes fundamentales. Además, la conformación de un equipo de trabajo sólido y colaborativo fue clave para alcanzar los resultados obtenidos.

9.4. Trabajo futuro

Como trabajo a futuro, queda pendiente la implementación de la aislación digital de la parte aplicada para cumplir con los requisitos de seguridad eléctrica definidos en la norma IEC60601-1 [23], la etapa de adquisición de presión intra-abdominal (PIA) debe mantenerse flotante respecto al resto del Sistema. Esto implica no solo el aislamiento de la fuente de alimentación aislada, ya implementada, sino también la transmisión de datos entre el conversor y la computadora embebida, sin una referencia común. Para ello se propone el ADUM1251ARZ de Analog Devices para aislar las líneas I²C y un optoacoplador 4N35 para la señal ALERT/RDY del ADS1115. En el Apéndice A.3 se desarrolla el estudio realizado que conduce a la solución sugerida. El trabajo sobre el aislamiento se considera una mejora prioritaria para garantizar la seguridad del paciente y la certificación futura del equipo.

Asimismo, debido a que se dedicó más tiempo del previsto a la etapa de pruebas e implementación, no fue posible desarrollar una placa PCB definitiva. La realización de dicha placa queda como tarea futura, esto permitirá aumentar la robustez del Sistema.

Desde el punto de vista del software, también se identifican oportunidades de

9.4. Trabajo futuro

mejora. Actualmente, no se realiza un control automático del formato de los archivos `.txt` que contienen los protocolos terapéuticos, lo cual representa una vulnerabilidad ante errores de formato porque el Sistema no puede ejecutar el tratamiento. Se sugiere implementar un validador que permita detectar inconsistencias antes de la carga.

Por último, a pesar de que el control actual logra un buen ajuste de la PIA en el fantoma mediante el uso de la presión de campana (PC) como variable de referencia, se propone evaluar estrategias de control adicionales que consideren ambas variables (PC y PIA) simultáneamente, con el fin de mejorar los errores en la curva de la primitiva sostener.

Esta página ha sido intencionalmente dejada en blanco.

Apéndice A

Hardware equipo: decisiones de diseño

A.1. Selección amplificador operacional para sumador

El sumador se implementa con el amplificador operacional OPA2227 de Brun-Brown - Texas Instruments. Su elección resulta de la comparación de tres amplificadores comerciales, cuyas características, tomadas de su hoja de datos, se presentan en la Tabla A.1. El OPA227P es el que tiene menor offset y mayor CMRR, a expensas de un mayor consumo, que igualmente es despreciable frente al requerimiento total del Sistema ($< 1\%$). Cabe destacar que la señal de interés está en el orden de las decenas de mV, por lo que, el nivel de offset del elegido es el único despreciable frente a la misma.

Tabla A.1: Comparación para selección amplificador operacional del sumador.

Especificación	TL081CP	LM741N	OPA227P
Máximo Offset RTI (mV)	13	6	0.1
Máxima Input BIAS current (nA)	7	1500	10
Mínimo CMRR (dB)	70	80	120
Consumo máximo (mA) [1]	2.5	2.8	4.2
Tensión alimentación mínima ($V_+ - V_-$) (V)	4.5	20	10

¹ Cuando $I_O = 0$. Acorde a la aplicación del circuito en cascada con etapa de siguiente de alta impedancia ($\approx M\Omega$).

A.2. Diseño circuito comando Gate

El circuito de comando de Gate implementado para el MOSFET IRLZ44N se presenta en la Figura A.1. La señal de comando de Gate corresponde a la salida de un GPIO de la PI4B, por lo que, se enciende con una tensión de control de 3,3 V y conectando el Gate a tierra a través de la resistencia R_{GS} cuando la salida del GPIO está en bajo. El diodo D es una medida de protección contra corriente inversa, que a efectos de diseño se considerará ideal. La resistencia R_{GS} es una protección ante circuito abierto en el Gate y proporciona el camino de descarga

Apéndice A. Hardware equipo: decisiones de diseño

de C_{GS} (capacidad Gate-Source) durante el apagado. Se elige $R_{GS} \approx 20R_G$ para despreciar su consumo durante el encendido.

El tiempo de encendido de la llave apagable y consecuentemente de la bomba o los leds queda fundamentalmente determinado por el circuito de comando de Gate. Se distinguen tres tiempos característicos: (i) retardo en el encendido, (ii) subida de la corriente (I_D) y bajada de la tensión U_{DS} . [7] Tanto (ii) como (iii) son del orden de decenas de nano-segundos. [24] El retardo en el encendido (t_d) es el tiempo que demora U_{GS} en alcanzar el umbral U_{GSth} , nivel a partir del cual comienza a conducir el MOSFET. Esto consiste en cargar la capacidad de entrada $C_{iss} = C_{GS} + C_{GD} \approx C_{GS}$ a través de la resistencia R_G .

La resistencia de Gate (R_G) se elige para limitar la corriente máxima extraída de la PI4B al encender con $U_{GS} = 0$. Considerando que es capaz de entregar hasta 7 mA por sus GPIOs [45], se elige $R_G = 510\Omega$ para no dañar la placa. Con el valor elegido, se espera un tiempo de retardo en el encendido $t_d = 1 \mu s$. Esto se deduce partiendo de que la tensión umbral es $U_{GSth} = 2 V \sim 0,63 V_{GPIO}$ y que la capacitancia de entrada $C_{GS} = 2000 pF @ U_{GS} = 0 V, V_{DS} = 5 V$.

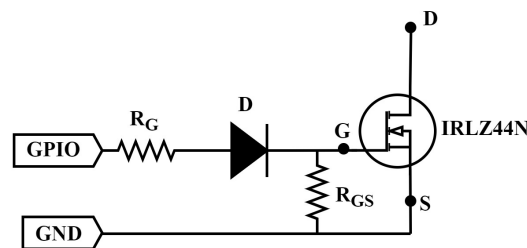


Figura A.1: Esquemático circuito comando Gate transistor MOSFET IRLZ44N.

A.3. Diseño aislamiento digital

La aislación entre el ADS1115 y la PI4B implica transmitir las señales de las líneas SDA, SCL y ALERT/RDY sin una referencia común. Para el ALERT/RDY del ADS1115 se sugiere el optoacoplador 4N35 de CTMicroelectronics. [52] El punto crítico se concentra en el bus I^2C , por lo que en la presente sección se desarrolla el análisis que condujo a la elección del ADUM1251 de Analog Devices.

Para la aislación de las líneas SDA y SCL es importante considerar los requerimientos de temporización del protocolo I^2C . La PI4B opera en modo Fast-Mode y es compatible con el estándar de Philips del 2000. [40] [45] Por otro lado, el ADS1115 puede operar en Standard-Mode, Fast-Mode y High Speed Mode. Por compatibilidad, es necesario cumplir con los requerimientos de temporización para Fast-Mode, que particularmente establece como tiempo máximo de subida (t_r) y bajada (t_f) de SDA y SCL en 300 ns.

Otra característica fundamental es que las líneas deben ser de colector/drain abierto para evitar conflictos eléctricos durante la transmisión de datos. Esto resulta de que múltiples dispositivos comparten el bus en la PI4B.

A.3. Diseño aislamiento digital

Finalmente, otro punto considerado en la evaluación de soluciones es que en la comunicación entre el ADS115 y la PI4B, el primero opera como esclavo y el segundo como maestro, por lo que la línea SCL es unidireccional.

Una implementación típica de aislamiento digital es mediante optoacopladores. Adicionalmente, existen integrados comerciales para la aislación de buses I^2C . Para SDA y SCL Toshiba propone utilizar dos optoacopladores por cada línea bidireccional para lograr el flujo en ambos sentidos a partir de elementos unidireccionales. [55] El esquemático del circuito se presenta en la Figura A.2. Es una solución costosa y poco óptima porque implica el uso de 16 componentes discretos para el caso de SCL unidireccional. A pesar de ello, fue considerada porque no hay aisladores de bus I^2C disponibles en plaza. Sin embargo, los optacopladores disponibles en Uruguay no cumplen con los requerimientos de temporización del protocolo I^2C , por lo que, la importación resulta necesaria. Conforme a ello, a efectos de optimizar el hardware reduciendo la cantidad de componentes y costo, se ha optado por utilizar el aislador digital ADUM1251 de Analog Devices para las líneas SDA y SCL. Su elección resulta de la comparación de dos integrados comerciales, cuyas especificaciones técnicas se presentan en la Tabla A.2. Ambos tienen la línea SDA bidireccional y la SCL unidireccional, acorde a los requerimientos del proyecto. [2], [54] Considerando que el equipo trabajará en una unidad de cuidados intensivos, expuesto a una gran cantidad de interferencias, el ADUM1251 es ideal por tener tipo de aislamiento magnético, que presenta mayor inmunidad al ruido. [50] Esto se logra a expensas de un mayor tiempo de bajada, que de todas formas cumple con los requerimientos de temporización del I^2C Fast-Mode.

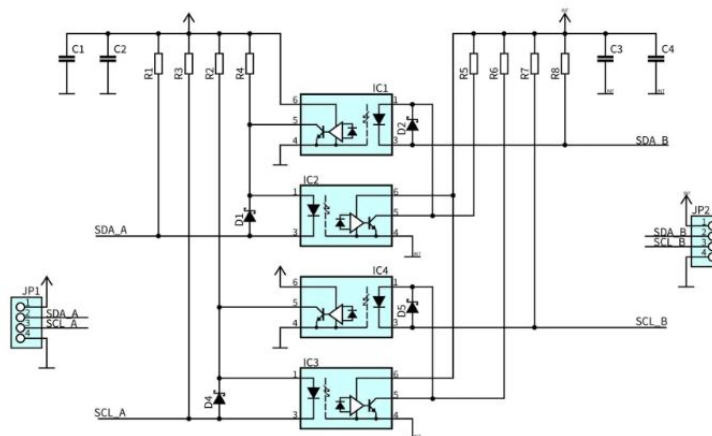


Figura A.2: Circuito de aislamiento bus I^2C con optoacopladores. Considera ambas líneas SDA y SCL bidireccionales. Tomado de [55]

Apéndice A. Hardware equipo: decisiones de diseño

Tabla A.2: Tabla comparativa aisladores digitales para bus I^2C ADUM1251 e ISO1541. [2] [54]

Especificación	ADUM1251ARZ	ISO1541QDRQ1
Líneas open-drain	SI	SI
Tensión alimentación nominal (V_s) Min - Max (V) ^{1]}	3 - 5.5	3 - 5.5
Consumo máximo lado 1 @ $V_s = 3,3V$ (mA)	3	3.6
Consumo máximo lado 2 @ $V_s = 3,3V$ (mA)	2.8	3.1
Máxima tensión aislamiento (kVrms) ^{2]}	2.5	2.5
Tipo aislamiento	Magnético	Capacitivo
Tiempos máximos bajada SDA y SCL (ns)	$t_{f1} = t_{f2} = 120 \text{ ns}$	$t_{f1} = 48, t_{f2} = 100$
Tiempo máximo de propagación (ns)	340	181
Costo por unidad (USD) ^{3]}	6.63	4.81

¹ Aplica para ambos lados del integrado.

² Testeado durante 1 minuto en base al estándar UL 1577.

³ No incluye tasas ni costos de envío. Cotizado en Mouser Electronics en Mayo 2025 [11].

Apéndice B

Diagrama de flujo protocolo terapéutico

En la Figura B.1 se presenta el diagrama de flujo proporcionado como protocolo terapéutico a implementar. En el mismo se incluyen tanto bloques de inicialización del Sistema como la secuencia de pasos del protocolo. Los bloques asociados a la aplicación del tratamiento han sido interpretados y codificados en el archivo de texto denominado como “Protocolo 2”.

Apéndice B. Diagrama de flujo protocolo terapéutico

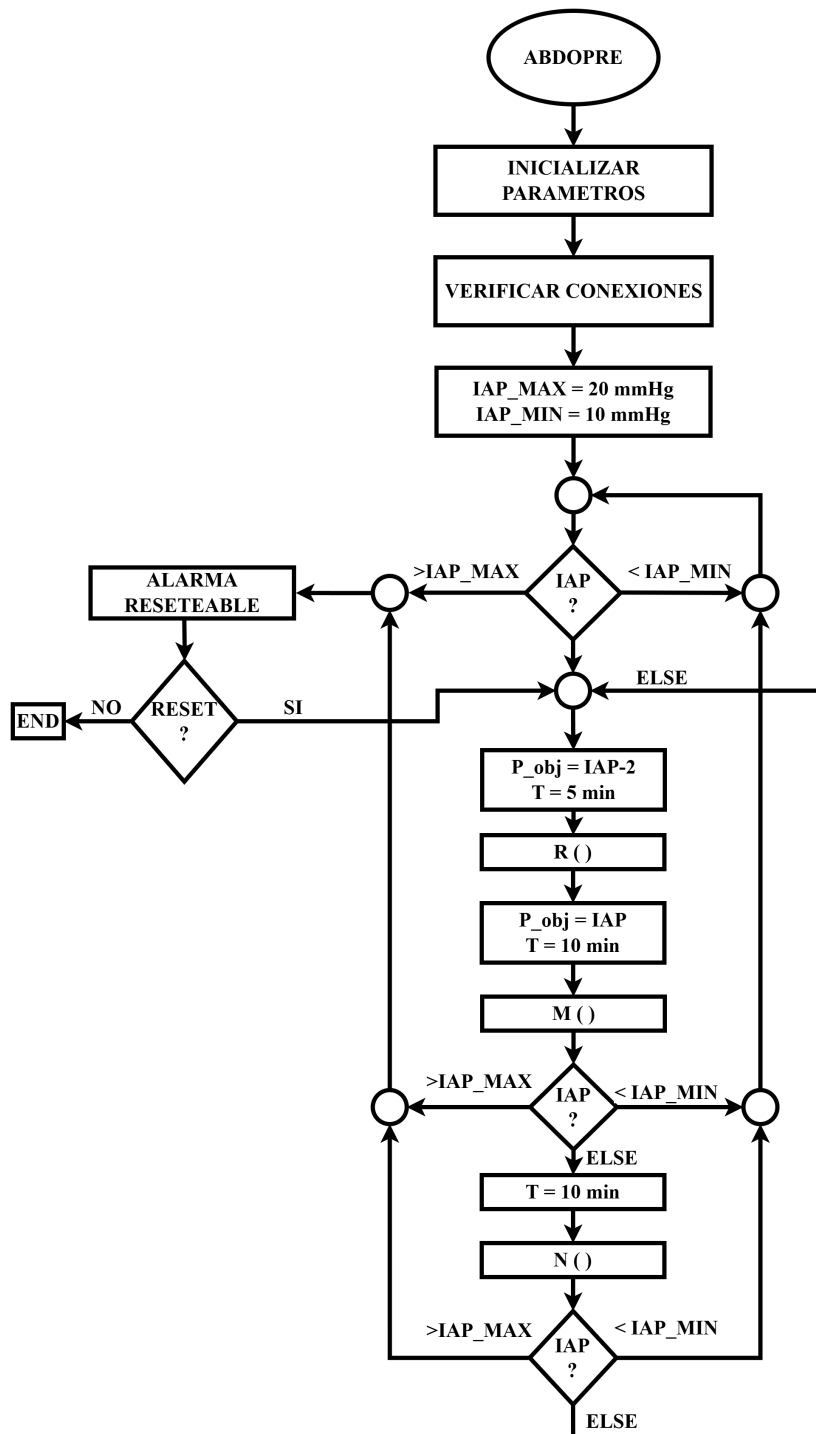


Figura B.1: Diagrama de flujo del protocolo terapéutico.

Apéndice C

Manual de uso de ABDOPRE-CLÍNICO

Este manual está destinado a los operadores del sistema ABDOPRE-Clínico. Describe los pasos necesarios para iniciar el Sistema, registrar un paciente, seleccionar un tratamiento, visualizar las variables fisiológicas, responder a alarmas y detener la terapia.

C.1. Valores definidos por defecto

- PIA máxima: 20 mmHg
- PC máxima: 40 mmHg

C.2. Inicio del sistema

Encender la Raspberry Pi conectando el equipo a la red. Una vez iniciada, se debe establecer la conexión con la aplicación de escritorio mediante red local. Al detectar la conexión, el Sistema activará la interfaz gráfica, mostrando la pantalla principal de monitoreo (ver Figura 5.9).

C.3. Registro de paciente

Desde la aplicación de escritorio, ingresar los datos del paciente y enviarlos al equipo.

Nota: Ver la Figura 6.6 para un ejemplo de la interfaz de la aplicación de escritorio.

C.4. Colocación de campana

El botón con el **ícono de bomba** permite encender o apagar manualmente la bomba para realizar pruebas de vacío.

C.5. Selección de protocolo terapéutico

Presionar el botón “**Seleccionar protocolo**” ubicado en la parte inferior izquierda de la pantalla del equipo. Se abrirá un panel con la lista de protocolos disponibles en la carpeta local. Seleccionar el protocolo deseado y presionar “**Iniciar**”. El Sistema cargará el protocolo y comenzará automáticamente la terapia.

Nota: Los protocolos se definen en archivos `.txt` con el siguiente estructura:

```
PARAMETERS
TREATMENT_TIME:1200
IAP_MAX_OP:20
IAP_MIN_OP:10
STEPS
TYPE,PRIMITIVE,DIAP,DTIME,CONDITION,NEXT
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,R,2,300,,
A,S,,600,,
C,,,PIA > IAP_MAX_OP,0
C,,,PIA < IAP_MIN_OP,0
A,M,,300,,0
```

Donde:

- **TREATMENT_TIME:** Tiempo total del tratamiento en segundos.
- **IAP_MAX_OP:** Valor máximo permitido de PIA durante el tratamiento en mmHg. No es una condición crítica, si no, especificación operativa.
- **IAP_MIN_OP:** Valor mínimo permitido de PIA durante el tratamiento en mmHg. Especificación operativa.

La sección **STEPS** define la secuencia de pasos del protocolo. Cada paso es una fila con los siguientes campos:

TYPE Tipo de paso:

- **A** (Acción): ejecuta una primitiva sobre el sistema.
- **C** (Condición): evalúa una expresión lógica y, si se cumple, salta al paso indicado en **NEXT**.

PRIMITIVE Solo se utiliza si el paso es de tipo **A**. Indica la primitiva a ejecutar:

- **R:** Reducir linealmente la PIA.
- **S:** Sostener PIA constante.
- **M:** Monitorizar, sin aplicar vacío controlado.

DIAP Delta de PIA (en mmHg) que debe alcanzarse en caso de R (no se usa en S o M).

DTIME Duración de la acción del paso en segundos.

CONDITION Expresión lógica (por ejemplo, `PIA >IAP_MAX_OP`). Solo se evalúa en pasos de tipo C.

NEXT Índice del siguiente paso a ejecutar si la condición se cumple. En los pasos tipo A, este campo permite definir un salto explícito al terminar la primitiva.

Importante:

- Las variables definidas en **PARAMETERS** pueden usarse en las condiciones con sus nombres (por ejemplo, `IAP_MAX_OP`).
- El valor actual de PIA se representa con la palabra clave **PIA** en las condiciones.
- Los pasos se numeran implícitamente desde el índice 0, según su posición en la lista.

C.6. Ejecución de la terapia

Durante la terapia, se visualiza en tiempo real la evolución de la Presión Intra-Abdominal (PIA) y la Presión en Campana (PC), tanto en forma numérica como en gráficos actualizados constantemente. El Sistema ejecuta automáticamente los pasos definidos en el protocolo, controlando la bomba de vacío en función de primitivas como reducir (R), sostener (S) o monitorizar (M), y evaluando condiciones lógicas (C).

C.7. Alarmas y seguridad

El Sistema puede detectar y notificar automáticamente:

- **PIA alta:** Presión Intra-Abdominal superior al umbral. Condición de seguridad.
- **PC alta:** Presión en Campana fuera de rango operativo (-45 mmHg).
- **Falla de adquisición:** error en la lectura de presiones. Acceso a ADC o transductor de PC.
- **Sensor desconectado:** lectura inválida.

Las alarmas pueden ser de prioridad alta, media o baja, y se indican mediante luces y señales acústicas. Para silenciar temporalmente el buzzer, presionar el botón con el ícono de campana.

Las referencias a los colores y frecuencias utilizadas se detallan en la Tabla 3.1.

C.8. Ajuste de umbrales

Para modificar el valor máximo permitido de PIA, presionar el botón **“PIA max: XX mmHg”**. Se abrirá un panel donde se puede seleccionar un nuevo valor. Confirmar con el botón **“Guardar”**. El nuevo umbral se aplica de forma inmediata.

C.9. Finalización del tratamiento

El tratamiento se detiene automáticamente al completar el tiempo programado en el protocolo. También puede interrumpirse manualmente en cualquier momento presionando el botón **“Stop”** en la interfaz gráfica.

C.10. Registro de datos

Durante el tratamiento, el Sistema guarda automáticamente:

- Datos fisiológicos (PIA, PC, timestamp) en archivos CSV.
- Eventos del Sistema (inicio, fin de tratamiento, alarmas, etc.) en archivos `.log`.
- Datos del paciente en formato `.json`.

Todos los archivos se almacenan localmente en la carpeta `data/` del equipo y en la Base de Datos.

Referencias

- [1] Aeomed. Manual de usuario aeomed vg70. Datasheet, 2018.
- [2] Analog Devices. Adum1250/adum1251. Datahseet.
- [3] Ramón Pallás Areny. *Sensores y acondicionadores de señal*. Marcombo, Barcelona, España, 4th edition, 2005.
- [4] Annika Reintam Blaser, Adrian Regli, Bart De Keulenaer, Edward J. Kimball, Liis Starkopf, and Wendy A. Davis; Patrick Greiffenstein; Joel Starkopf. Incidence, risk factors, and outcomes of intra- abdominal hypertension in critically ill patients— a prospective multicenter study (iroi study). *Critical Care Medicine*, 47, Abril 2019.
- [5] Burr Brown - Texas Instruments. Precision instrumentation amplifier. Datasheet, 1998.
- [6] Burr-Brown - Texas Instruments. High precision, low noise operational amplifiers. Datasheet, 2007.
- [7] Virginia Echinope César Briozzo. *Dipositivos semiconductores para electrónica de potencia*. Instituto de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de la República, Uruguay, 1st edition, 201q.
- [8] S. Díaz, M. González-Franco, L. Urruty, F. Peirano, F. Pracca, A. Biestro, and F. Simini. Anatomical repere-based abdominal bell design to reduce intra-abdominal hypertension with abdopre, 2017. Trabajo para 8º Congreso Mundial de la Sociedad del Compartimiento Abdominal – Banff, CANADÁ.
- [9] EDAN. X8/x10/x12 monitor de paciente - manual de usuario. Datahseet, 2018.
- [10] Core Electronics. Accedido: Abril - 2025.
- [11] Mouser Electronics. Accedido: Abril - 2025.
- [12] Ercoli Ricardo and Navadián Fausto and Varela Gabriel. Documentación del proyecto sisem 2021, 2021. Facultad de Ingeniería, Udelar.
- [13] Raúl Carrillo Esper and Jesús Ojino Sosa García. Presión intra-abdominal de la fisiología básica a la cabecera del enfermo. *Revista de Investigación Médica Sur*, 17(1):7–17, 2010.

Referencias

- [14] Teledyne Flir. Manometro extech hd750.
- [15] Manuel Gräber. Practical pid tuning guide – how to tune a pid controller, 2022.
- [16] Claudia Olvera Guzmán, José Elizalde González, and Jesús Martínez Sánchez. Hipertensión intraabdominal: concepto y técnica de medición. *Anales Medicos - Asociación Médica del Centro Médico ABC*, 50(1):39–42, Enero - Marzo 2005.
- [17] Roberto Sosa Hernández, Carlos A. Sánchez Portela, Sergio Santiago Hernández Iglesias, and Ricardo Barbero Arencibia. Procedimientos para el monitoreo de la presión intraabdominal. *Rev. Ciencias Médicas*, 11(1), 2007.
- [18] Honeywell. Asdx series silicon pressure sensors. Datahseet, 2009.
- [19] Honeywell. Silicon pressure sensors: Ssc series-standard accuracy. Datahseet, 2011.
- [20] Honeywell. Pressure sensors hsc-series - high accuarcy, compensated/amplified. Datasheet, 2014.
- [21] Hosityond. Mpi1008 10.1 inch-mpi1008 hdmi display datasheet. Datahseet.
- [22] Instituto de Computación - FING, Udelar. Conceptos básicos de orientación a objetos (1era parte), 2013. Diapositivas del curso Programación 4.
- [23] International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment. part 1: General requirements for basic safety and assential performance. Standard, IEC, 2006.
- [24] Internationl Rectifier. Irlz44n hexfet power mosfet. Datahseet.
- [25] A. Khilo. I²c communication protocol: Understanding i²c, pmbus, and smbus, 2018. Analog Devices, Analog Dialogue.
- [26] Kingtronics. Rk5-065 trimming potentiometers. Datahseet.
- [27] Dr. Pedro Gutiérrez Lizardi, Dr. Sergio Lozano Rodríguez, Dr. Ricardo de León Pérez, Dr. Pedro Gutiérrez Jiménez, and Dr. René Gutiérrez Jiménez. Monitoreo e interpretación clínica de la presión intraabdominal en el paciente crítico. *Revista de la Asociación Mexicana de Medicina Crítica y Terapia Intensiva*, 21:95–101, 2007.
- [28] Gabriel Maassardjian, Mariana González, Pablo Sánchez, Francisco Pracca, and Franco Simini. Airtight hypoallergenic gasket design for abdopre vacuum bell, 2023. Trabajo para el XXIV Congreso Argentino de Bioingeniería. XIII Jornadas de Ingeniería Clínica - SABI 2023.

- [29] Jan De Waele Manu Malbrain. *Intra-Abdominal Hypertension (Core Critical Care)*. Cambridge, 2013.
- [30] Cedric J. Zoppolo G. Marcel M. David B., Guillermo E. Sánchez P. Abdopre. sistema de aplicación y control de presión negativa sobre el abdomen para la reducción de la presión intrabdominal. Proyecto de fin de carrera presentado ante la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República, Uruguay, 2007.
- [31] Franco Simini. Mariana González, Federica Serra. Technological phases of abdopre: a system for non-invasive reduction of abdominal hypertension using servo-controlled external negative pressure. Trabajo no publicado, presentado en congreso URUCON 2024., 2024.
- [32] Merit Medical. Accedido: Enero - 2025.
- [33] Merit Medical. Cardiovascular & critical care solutions. product catalogue. Datasheet. Catálogo por MeritMedical en 2025.
- [34] Mindray. Mindray pm-9000 operation manual. Datahseet, 2006.
- [35] Arduino Modules. Ky-012 active buzzer module. Accedido: Abril - 2025.
- [36] Murata Power Solutions. Ma 5v, 12v & 15v series. isolated 1w dual output dc/dc converters. Datahseet, 2025.
- [37] World Society of the Abdominal Compartment Syndrome. Intra-abdominal hipertension and the abdominal compartment syndrome: updated consensus definitions and clinical practice guidelines from the world society of the abdominal compartment syndrome. *Intensive Care Medicine*, 39:1190–1206, 2013.
- [38] Winfield Hil Paul Horowitz. *The art of Electronics*. Cambridge University Press, Cambridge, Reino Unido, 2nd edition, 1989.
- [39] Philips. Instruction for use - intellivue patien monitor mx750/850. Datahseet.
- [40] Philips. The i 2c-bus specification. Datahseet, 2000.
- [41] Francisco Pracca, Alberto Biestro, Jose Gorrassi, Marcelo David, Franco Simini, and Mario Cancela. Abdopre: Dispositivo de aplicación externa para reducción de presión intraabdominal. experiencia clínica preliminar. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, 23:238–241, 2011.
- [42] Python Software Foundation. threading — operaciones asincrónicas de nivel inferior, 2020.
- [43] Python Software Foundation. 9. clases — tutorial de python, 2025.
- [44] Raspberry Pi. Raspberry pi 4 model b. Datasheet, 2024.

Referencias

- [45] Raspberry Pi Ltd. Bcm2711 arm peripherals", version = "2.1. Datahseet, 2022.
- [46] Yuvisleidys Reynosa-Aguilar, Karla Sucet Elias-Armas, Jose Oriol Vega-Puentes, Jorge Onasis Fernández-Llombar, and Vivian Céspedes-Pereña. Hipertensión intraabdominal y síndrome compartimental abdominal en el paciente grave. *Revista Información Científica*, 99(1), Enero - Febrero 2020.
- [47] Alicia Schandy. Breve sistematización del proceso de trabajo con abdopre. período marzo 2019 - diciembre 2020. Reporte de trabajo realizado para el Núcleo de Ingeniería Biomédica, UdelaR, 2020.
- [48] Franco Simini, Francisco Pracca, Pablo Sánchez, Isabel Morales, Alicia Schandy, and Gaiero C. Abdopre: reducción de presión intraabdominal hacia la transferencia tecnológica a empresas. Trabajo no publicado, presentado en Ingeniería de Muestra, Facultad de Ingeniería, Uruguay, 2022.
- [49] MPS Monolithic Power Systems. electronica.uy. Accedido: Mayo - 2025.
- [50] MPS Monolithic Power Systems. Types of digital isolators. Accedido: Mayo - 2025.
- [51] Pablo Sánchez, Franco Simini, Marcelo David, and Francisco Pracca. Abdopre reporte de trabajo anual, 2024. Reporte de trabajo realizado en el Núcleo de Ingeniería Biomédica. No publicado.
- [52] Texas Instruments. *4N35, 4N36, 4N37 OPTOCOUPERS*, 1998.
- [53] Texas Instruments. Ultra-small, low-power, 16-bit analog-to-digital converter with internal reference. Datasheet, 2009.
- [54] Texas Instruments. Low-power bidirectional i2c isolators. Datahseet, 2012.
- [55] Toshiba. Aislamiento sencillo del bus i2c mediante componentes discretos. Accedido: Marzo - 2025.
- [56] Franco Valenza, Nicola Bottino, Katia Canavesi, Alfredo Lissoni, Salvatore Alongi, Sabina Losappio, Eleonora Carlesso, and Luciano Gattinoni. Intra-abdominal pressure may be decreased non-invasively by continuous negative extra-abdominal pressure (nexap). *Intensive Care Med*, 29:2063–2067, 2003. DOI: 10.1007/s00134-003-2013-7.
- [57] John G. Webster. *Medical Instrumentation Application and Design*. John Wiley & Sons Inc., United States, 4th edition, 2010.
- [58] M.D.a Zsolt Balogh, M.Sc. Felicity Jones, MD Scott D'Amours, M.B.B.S. Michael Parr, and M.D. Michael Sugrue. Continuous intra-abdominal pressure measurement technique. *The American Journal of Surgery*, 188:679–684, Abril 2004.

Índice de tablas

3.1. Alarmas: Forma de manifestación por prioridad	16
4.1. Consumo del equipo de ABDOPRE-Clínico. Desagregación por componente.	26
4.2. Consumo por componente de electrónica de potencia.	27
4.3. Capacitores de la fuente simétrica aislada.	27
4.4. Comparación para la selección de la computadora embebida. . . .	29
4.5. Comparación para la elección del transductor para la Presión de Campana.	31
4.6. Clasificación transductor para medición de PIA.	33
4.7. Componentes circuito acondicionamiento analógico señal PIA. . . .	34
5.1. Estructura de archivos de protocolo terapéutico.	52
5.2. Clasificación de alarmas y su representación física.	58
7.1. Tensiones de alimentación teóricas y medidas.	72
7.2. Consumo de corriente bloques continua.	73
7.3. Circuito acondicionamiento analógico señal PIA: Teórico vs Real. .	73
7.4. Resultado calibración módulo adquisición PC: Máximo, Promedio y desvío estándar del error absoluto.	74
7.5. Resultado calibración módulo adquisición PIA: Máximo, Promedio y desvío estándar del error absoluto.	76
7.6. Variación promedio presión campana fantoma por fugas.	77
7.7. Variación promedio presión abdomen fantoma por fugas.	78
7.8. Métricas de la respuesta al escalón.	84
7.9. Errores absolutos y porcentuales en PC y PIA durante las fases de reducción y sostener del Protocolo 1.	87
7.10. MSE porcentual en PIA durante las fases de reducción y sostener del Protocolo 1 para los distintos controladores.	93
8.1. Dedicación de horas y costos por colaborador del proyecto.	97
8.2. Inversión total en materiales.	98
8.3. Componentes y costos para producción de una unidad funcional. .	98
9.1. Características Sistema ABDOPRE-Clínico.	101

Índice de tablas

A.1. Comparación para selección amplificador operacional del sumador.	105
A.2. Tabla comparativa aisladores digitales para bus I^2C ADUM1251 e ISO1541. [2] [54]	108

Índice de figuras

2.1.	Esquema de conexión para medición continua de la presión intravesical en sistema cerrado: técnica de Balogh. Tomado de R. de León P. et.al [27]	8
2.2.	Conexión del transductor para medición de presión intravesical, ubicado a nivel de la espina ilíaca antero posterior.	8
2.3.	Sistema de generación de vacío aplicado en estudio experimental realizado por Valenza en 2003. Tomada de F. Valenza [56]	9
2.4.	Prototipo 2007. Tomada de M. González et. al. [31]	10
2.5.	Diagrama de bloques general del sistema ABDOPRE 2007. Tomada de M. David et. al. [30]	11
2.6.	Prototipo ABDOPRE 2017. Versión optimizada en tamaño y costo. Tomada de M. González et.al. [31]	11
2.7.	Campanas de ABDOPRE. La 1 (a la izquierda) tiene un volumen de 20 litros y la 2 (a la derecha) de 14 litros.	12
2.8.	Fantoma ABDOPRE-CLÍNICO. A la izquierda vista frontal y a la derecha lateral.	13
3.1.	Sistema ABDOPRE-Clínico y fantoma.	15
3.2.	Diagrama general del Sistema ABDOPRE-Clínico. Incluye sus accesorios e interacción con el entorno.	16
3.3.	Diagrama de bloques del equipo con interacciones internas y con el entorno.	17
3.4.	Sistema de generación de vacío de ABDOPRE.	18
3.5.	Clasificación de software.	21
4.1.	Diagrama de bloques del hardware del sistema ABDOPRE-Clínico a nivel modular.	23
4.2.	Diagrama de bloques de hardware del sistema a nivel de componentes.	24
4.3.	Esquemático hardware equipo.	24
4.4.	Conexión pantalla táctil - computadora embebida.	25
4.5.	Esquemático sistema alimentación.	26
4.6.	Montaje electrónico interior de la fuente conmutada. Izquierda: vista superior con los componentes ensamblados. Derecha: vista inferior con las pistas.	27
4.7.	Esquema de conexión fuente simétrica aislada.	28

Índice de figuras

4.8. Placa de desarrollo de Raspberry Pi, modelo 4B. Tomada de [49] .	29
4.9. Esquemático conexiones GPIOs de la PI4B con el resto del hardware.	30
4.10. Esquema de conexión del transductor Honeywell.	31
4.11. Diagrama de bloques del hardware para la adquisición de la PIA. .	31
4.12. Kit transductor de presión desechable Merit Medical. Incluye encapsulado con transductor de presión (1), línea al paciente (2), cámara de goteo con regulador de presión (3 y 4), línea de lavado (5) y conector electrónico (6). [32].	32
4.13. Cable para conectar transductor PIA N° 684109 de Merit Medical. [33]	32
4.14. Esquema de conexión eléctrico del transductor Merittrans DTXPlus.	33
4.15. Esquemático circuito de acondicionamiento analógico de la señal de PIA.	35
4.16. Esquemático conexión ADS1115.	35
4.17. Esquemático circuito de comando bomba ZR320-02PM.	36
4.18. Pantalla táctil ABDOPRE-CLÍNICO.	37
4.19. Esquema de conexión leds del circuito de alarmas.	37
4.20. Buzzer KY-012 y esquema de conexión para manifestación sonora de las alarmas	38
5.1. Diagrama de tiempos de una comunicación $I^2 C$. Imagen tomada de [12]	41
5.2. Diagrama de lanzamiento de hilos.	44
5.3. Comunicación entre los hilos principales del Sistema.	44
5.4. Diagrama jerárquico de los módulos de firmware.	45
5.5. Diagrama de flujo del hilo de adquisición.	47
5.6. Diagrama de secuencia que muestra la interacción entre la UI, el <i>Therapy Service</i> y el <i>Alarm Service</i>	49
5.7. Diagrama de flujo simplificado del protocolo.	51
5.8. Diagrama de bloques del controlador PID.	55
5.9. Interfaz de usuario de ABDOPRE-Clínico.	59
6.1. Pantalla principal de la aplicación de ABDOPRE-Clínico.	62
6.2. Cuadro de diálogo con evolución y resultado de establecimiento de conexión equipo-aplicación.	63
6.3. Diagrama de flujo establecimiento conexión aplicación-equipo. Secuencia ejecutada en la aplicación.	64
6.4. Estructura organización carpeta Base de Datos.	67
6.5. Reporte de tratamiento generado por ABDOPRE-Clínico.	68
6.6. Panel para registro del paciente.	69
6.7. Cuadro de diálogo para gestión de protocolos desde la aplicación. .	69
6.8. Cuadro de diálogo para registro de eventos clínicos.	70
7.1. Alimentación transductor PIA ($V+_{ISO}$) durante cambio de estado de la bomba.	72
7.2. Respuesta en frecuencia circuito de acondicionamiento analógico para la señal del transductor.	74

7.3. Montaje para calibración módulo adquisición Presión en Campana (PC).	75
7.4. Curva de calibración módulo adquisición PC.	75
7.5. Montaje para calibración módulo adquisición Presión Intra-Abdominal (PIA).	76
7.6. Curva de calibración módulo adquisición PIA.	76
7.7. Evolución PC fugas en fantoma.	77
7.8. Evolución PIA por fugas en fantoma.	78
7.9. Tensión Drain y señal de control encendido bomba.	79
7.10. Circuito comando Gate: Tensión Gate-Source llave apagable y tensión control.	80
7.11. Respuesta del sistema en función de los parámetros del controlador PID. Imágenes adaptadas de [15].	81
7.12. Respuesta al escalón con $K_p = 50$, $K_i = 0$, $K_d = 0$. Se observa un error en estado estacionario considerable.	82
7.13. Respuesta al escalón con $K_p = 50$ y $K_i = 200$. El sistema muestra mayor oscilación.	83
7.14. Respuesta al escalón con $K_p = 50$, $K_i = 50$, $K_d = 0$. El error en régimen se elimina, con una respuesta estable.	83
7.15. Ajuste de la presión de campana (PC) a la curva de referencia del Protocolo 1 utilizando controlador PID.	86
7.16. Evolución de la presión intraabdominal (PIA) durante la terapia con controlador PID.	86
7.17. Respuesta del sistema durante la ejecución del Protocolo 2. PIA medida dentro de los umbrales operativos.	89
7.18. Respuesta del sistema durante la ejecución del Protocolo 2. PIA fuera de los umbrales operativos	91
7.19. Evolución de la PIA en función del tiempo al ejecutar el Protocolo 1 con los distintos controladores.	93
8.1. Horas-persona acumuladas del grupo por mes a lo largo del proyecto.	96
A.1. Esquemático circuito comando Gate transistor MOSFET IRLZ44N.	106
A.2. Circuito de aislamiento bus I2C con optoacopladores. Considera ambas líneas SDA y SCL bidireccionales. Tomado de [55]	107
B.1. Diagrama de flujo del protocolo terapéutico.	110

Esta es la última página.
Compilado el domingo 7 septiembre, 2025.
<http://iie.fing.edu.uy/>