



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño



GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMÁTICA

Trabajo Final de Grado

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA
DETERMINACIÓN DE LAS CONDICIONES DE
PERFUSIÓN EN UN SISTEMA LANGENDORFF**

*Autor:
Adrián Canales Morejudo*

*Tutores:
Dr. Antonio Guill Ibáñez
Dr. Álvaro Tormos Ferrando*

Valencia, Julio 2017

Agradecimientos:

A todas las personas que de una forma u otra se han cruzado en el camino realizado durante este proyecto. Especialmente agradecer a los tutores, Dr Álvaro Tormos Ferrando y Dr. Antonio Guill Ibáñez, la confianza depositada desde el principio y todo lo que me han enseñado hasta el final.

A Elena Simarro, técnica del laboratorio Bio-ITACA, su dedicación y conocimientos siempre que han sido necesarios, así como lo agradable que ha conseguido que sea realizar el proyecto.

Resumen:

Se presenta el desarrollo de un sistema de monitorización y registro de variables físicas (temperatura, caudal, presión, PH) de un sistema de perfusión Langendorff, el cual se utiliza en estudios de electrofisiología cardíaca experimental en modelos de corazón aislado. Las variables de interés para el trabajo pertenecen al líquido con el cual se perfunde el corazón, tal y como lo haría la sangre en condiciones normales.

El trabajo fue planteado por los grupos Bio-ITACA de la Universitat Politècnica de València y GRELCA de la Universitat de València que trabajan conjuntamente en la línea de investigación citada, dado que los sistemas comerciales existentes tienen un alto coste y no se adaptan, como el grupo desearía, a las necesidades de la aplicación. Por lo que se promueve la creación de un dispositivo eficaz, económico y autónomo que se adapte a los requerimientos de las actividades realizadas.

Algunas metodologías de medición, parten de la experiencia de un TFG previo (Salvador Barranco curso 2015/2016). Se han incluido mejoras que sobre todo, llevasen al sistema a ser más preciso e integrado, que en definitiva, es lo que se demanda desde los grupos de investigación.

Por otra parte, se han explorado nuevas metodologías con respecto a la medición del caudal en la perfusión. Ésta magnitud es muy reducida en el caso de corazón aislado de conejo, por lo que resulta complicado cuantificar por los métodos más convencionales. Para llevar a cabo toda la experimentación citada, se ha implementado un equipo ex profeso que simulase el sistema Langendorff, donde poder validar el acondicionamiento de variables antes de su instalación.

Para la captación de señales se ha optado por los sensores: Pt-1000 para la temperatura, el sensor de presión MPX5050GP y el sensor de caudal FHC-m-PP-LC0.1. Una vez captadas y acondicionadas las señales, son registradas y tratadas mediante una placa de desarrollo STM32F746-DISCO, la cual incluye un microprocesador de la serie ARM Cortex-M7 y una pantalla donde mostrar los resultados.

Finalmente, la realización del proyecto resultó exitosa y positiva. Se consiguió establecer 4 metodologías de medida, 3 de ellas probadas en situación real. Por otra parte, se implementó un dispositivo autónomo, que realizaba al menos las funciones básicas que se pedían.

Resum:

Es presenta a continuació el desenvolupament d'un sistema de monitorització i registre de variables físiques (temperatura, caudal, caudal i PH) d'un sistema de perfusió Langendorff, el qual s'utilitza en estudis d'electrofisiologia cardíaca experimental en models de cors aïllats. Les variables d'interès per al treball pertanyen al líquid amb el qual es perfon el cor, d'igual manera que ho faria la sang en condicions normals.

El treball fou proposat pels grups Bio-ITACA de la Universitat Politècnica de València i GRELCA de la Universitat de València que treballen conjuntament en la línia d'investigació citada, degut a que els sistemes comercials ja existents tenen un preu elevat i no s'adapten, com al grup li agradaria, a les necessitats de l'aplicació. Per aquesta raó es promou la creació d'un dispositiu eficaç, econòmic i autònom que s'adapte als requeriments de les activitats realitzades.

Algunes metodologies de medicació, partixen de les experiències d'un TFG previ (Salvador Barranco curs 2015/2016). S'han inclòs millores que sobre tot, façen del sistema un equip més precís i integrat, que en definitiva, és allò que demanen els grups de treball.

Per altra banda, s'han explorat noves metodologies respecte a la medicació de caudal en la perfusió. Aquesta magnitud és molt reduïda al cas de cor aïllat de conill, per això resulta difícil quanificar per mètodes convencionals. Per a portar a terme tota la experiència descrita, s'ha implementat un equip ex profeso que puguerà simular el sistema Langendorff, on poder validar l'acondicionament de variables abans de l'instalació.

Per a la captació de senyals s'ha optat pels sensors: Pt-1000 per a temperatura, el sensor de pressió MPX5050GP i el sensor de caudal FHC-m-PP-LC0.1. Una vegada preses i acondicionades les senyals, son registrades i tractades mitjançant la placa de desenvolupament STM32F746-DISCO, la qual inclou un microprocesador de la serie ARM Cortex-M7 i una pantalla on visualitzar els resultats.

Finalment, la realització del projecte va resultar exitosa i positiva. S'ha aconseguit establir 4 metodologies de mesura, 3 d'elles provades en un entorn real. Per altra banda, s'ha implementat un dispositiu autònom, que realitza al menys les funcions bàsiques que es demanaven.

Índice

1.Introducción	1
1.1 Motivación	1
1.2 Finalidad del proyecto	1
1.3 Contextualización teórica e histórica	1
1.3.1 Fisiología del corazón	1
1.3.2 Sistema de Perfusión Langendorff	3
2 Objetivos y especificaciones	5
3 Métodos	6
3.2 Determinación de variables	6
3.3 Implementación hardware	12
3.4 Implementación del Software	19
3.5 Diseño de soportes	24
3.6 Esquema de conexiones	26
4 Resultados	28
4.1 Resultados experimentales	28
4.2 Funcionamiento del Software	33
4.3 Montaje	36
5 Conclusiones y líneas futuras	40
6 Bibliografía	41
7 Anexos	42
7.1 Aspectos teóricos	42
7.1.1 Temperatura	42
7.1.2 Presión	42
7.1.3 Caudal	43
7.1.4 Efecto Hall	43
7.1.5 Principio de Millman	43
7.2 Presupuesto	45
7.3 Planos	48

Índice de figuras

1	Estructura del corazón y circuito interno sanguíneo	2
2	Ciclo de trabajo del corazón en función del ventrículo izquierdo	3
3	Oskar Langendorff	3
4	Sinóptico de un sistema de perfusión Langendorff	4
5	Resistencia termométrica Pt-1000	6
6	Sensor de presión MPX5050GP	7
7	Sensor de caudal FCH-m-PP-1c	8
8	Vista del depósito principal y la bomba	10
9	Vista del depósito secundario	11
10	Vista trasera y general del sistema de simulación	11
11	Puente activo resistivo, con salida amplificada	12
12	Filtro pasivo	13
13	Detalle del conexionado del sensor de caudal	14
14	Etapa amplificadora no inversora	15
15	Detalle de la etapa de acondicionamiento del sensor de presión	16
16	Detalle de la etapa de acondicionamiento del sensor de presión	16
17	Gráfica de la función de transferencia	17
18	Esquema y encapsulado del componente lm7805	17
19	Flujograma general (izquierda) y de la función principal (derecha)	19
20	Flujograma de la rutina correspondiente al LCD	20
21	Código correspondiente a la medición de variables	20
22	Código correspondiente a la interrupción	21
23	Código para cambio de ventana mediante pulsación de botón	21
24	Detalle del código correspondiente a una subrutina	22
25	Código para trabajo con tarjeta SD	22
26	Detalle del soporte para el circuito de agua	24
27	Vista preliminar de la carcasa del dispositivo	25
28	Esquema general de conexiones	26
29	Detalle de las conexiones en el DSP	26
30	Relación entre la temperatura y la salida del acondicionamiento	28
31	Detalle del FLUKE 724	29
32	Resultados de la simulación de resistencias	29
33	Relación entre el caudal y la frecuencia medida	31
34	Vista preliminar de la carcasa del dispositivo	32
35	Detalle del menú principal del dispositivo	33
36	Detalle de la vista temporal de una variable	34
37	Detalle de la vista completa	34
38	Detalle del menú de selección de rangos	35
39	Detalle del menú de calibración	35
40	Detalle del menú de ayuda	36
41	Vista general del circuito diseñado	38
42	Detalle del circuito de acondicionamiento	38
43	Resultado del montaje del dispositivo	39
44	Formulación numérica del Principio de Millman	44

Índice de tablas

1	Valores teóricos de $V(t)$ en el puente activo	13
2	Tabla de conexiones con el DSP	27
3	Valores experimentales de $V(t)$ en el puente activo	28
4	Valores experimentales del caudal	30
5	Valores de caudal en el microprocesador	30
6	Valores de caudal en el microprocesador	31
7	Factores de conversión de escalas de temperatura	42
8	Factores de conversión de escalas de presión	43
9	Capítulo 1 del presupuesto: Sistema de simulación Langendorff	45
10	Capítulo 2 del presupuesto: Sistema de determinación de variables para sistema Langendorff	46
11	Capítulo 3 del presupuesto: Diseño de carcasa	46
12	Capítulo 4 del presupuesto: Mano de obra	46
13	Resumen del presupuesto	47

Índice de ecuaciones

1	Resistencia	6
2	Resistencia2	6
3	Error clase A Pt-1000	7
4	Error clase B Pt-1000	7
5	Ecuación Pt-1000 simplificada	7
6	Ecuación presión	7
7	Función de transferencia MPX5050GP	8
8	Función de transferencia del puente de medida para la temperatura . . .	12
9	Función de transferencia para filtro pasivo de orden 1	13
10	Expresión para la frecuencia de corte	13
11	Relación entre salida del caudalímetro y caudal	14
12	Función de transferencia para filtro pasivo de orden 1	15
13	Función de transferencia inversora con sumador	16
14	Función de transferencia del puente de medida para la temperatura . . .	30
15	Cálculo del tiempo de duración de la batería	37

1.Introducción

1.1 Motivación

Según la OMS (centro de prensa de la OMS) “un 15% de las muertes que se producen en el mundo están relacionadas con las afecciones cardiacas”. Surge así, la necesidad de abrir vías de investigación y desarrollo de sistemas de prevención, intervención y recuperación de un órgano tan vital como el corazón. Bajo este marco trabajan los grupos Bio-ITACA y GRELCA de la Universitat Politècnica de València y la Universitat de València, respectivamente. Más concretamente realizan investigaciones en el campo de la electrofisiología cardíaca experimental basada en modelos de corazón aislado de origen animal³.

De este trabajo en el que se realizan registros eléctricos y ópticos del órgano aislado, se extrae información valiosa sobre el comportamiento del corazón, y de ahí se puede analizar su reacción ante determinadas situaciones o la aplicación de fármacos. La captación, procesado y almacenamiento de toda la información requiere sistemas de gran volumen que imposibilitan la presencia de sistemas de medición adicionales de presión, caudal, temperatura y PH. Por otra parte, las condiciones de contorno que requiere el experimento al tratarse de material óptico, delimitan en gran parte el material que puede usarse en el entorno de la perfusión. Todo ello justifica un desarrollo a medida de un dispositivo de medición.

1.2 Finalidad del proyecto

Dado que, aunque se han realizado avances en los últimos años, las necesidades de instrumentación en los grupos Bio-ITACA y GRELCA han ido en aumento. Por lo que se pretende continuar con el desarrollo de un sistema de medida fiable y económico. En este caso para determinación de cuatro variables involucradas en el funcionamiento del corazón: temperatura, caudal, presión y PH. Además el sistema contará con la autonomía suficiente como para poder cambiar de ubicación y ser instalado de una manera fácil e intuitiva. El desarrollo del ya descrito sistema, lleva implícita la consiguiente validación a partir de pruebas y ensayos experimentales, además de la pertinente documentación y el seguimiento del método de trabajo

1.3 Contextualización teórica e histórica

Esta sección se presenta con el fin de ampliar las bases teóricas y culturales que han sido el punto de partida sobre el que se ha constituido este proyecto.

1.3.1 Fisiología del corazón

El corazón es el principal y más importante órgano del sistema circulatorio, su función es bombear la sangre rica en nutrientes y oxígeno por todo el cuerpo, nutriendo de esta manera al resto de órganos, músculos y células para que puedan desarrollar sus funciones. Está localizado en la parte inferior del mediastino medio izquierdo y está formado por tres capas diferenciadas: endocardio, membrana que recubre localmente las cavidades del corazón; miocardio, tejido muscular; y pericardio, membrana fibroserosa que envuelve al corazón.

Este órgano está compuesto por tres tipos de músculo cardíaco: músculo ventricular, músculo auricular y fibras musculares especializadas; que se distribuyen en ventrículos izquierdo y derecho, aurículas derecha e izquierda y fibras de excitación y contracción, respectivamente como se observa en la figura 1. Las dos primeras son las responsables del bombeado de la sangre a través del cuerpo, mientras las fibras se encargan de la conducción de las descargas eléctricas que hacen posibles los movimientos del corazón.

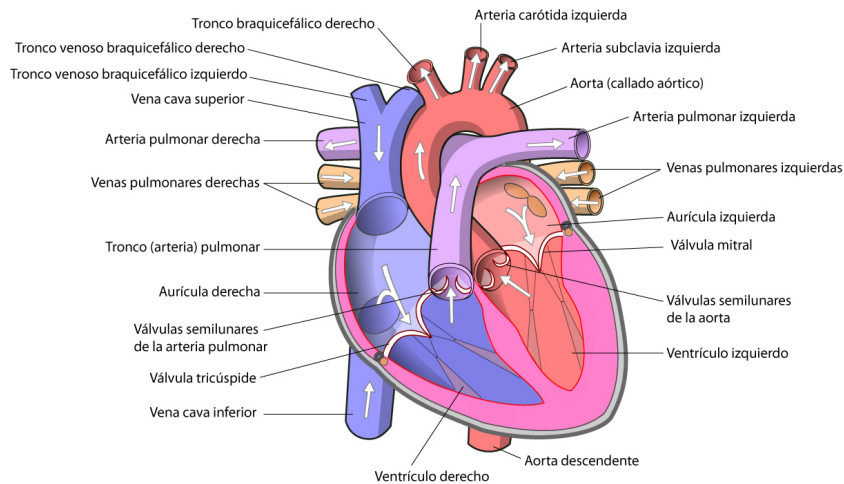


Figura 1: Estructura del corazón y circuito interno sanguíneo

El ciclo de trabajo del corazón está formado por dos fases, diástole y sístole. Siendo la duración del ciclo cardíaco la inversa de la frecuencia cardíaca. Este ciclo de trabajo se puede dividir en cuatro fases que explican el funcionamiento de este órgano:

- 1) Recepción de la sangre por las venas cavas. El corazón recibe la sangre pobre en oxígeno por las venas cavas y esta pasa a la aurícula derecha, sístole auricular derecha.
- 2) Eyección de la sangre por la arteria pulmonar. La sangre retenida en la aurícula derecha pasa al ventrículo derecho, mientras la válvula tricúspide permanece abierta y la válvula pulmonar cerrada; en el momento de la eyección la sangre sale despedida por la arteria pulmonar mientras la válvula tricúspide se cierra evitando el retorno de la sangre; diástole ventricular derecha.
- 3) Recepción de la sangre por las venas pulmonares. La sangre, ahora rica en oxígeno, es transportada de los pulmones a la aurícula izquierda por las venas pulmonares; sístole auricular izquierda.
- 4) Eyección de la sangre por la arteria aorta. Mientras la válvula mitral permanece abierta, la sangre pasa al ventrículo izquierdo. Cuando éste se cierra y la válvula aórtica se abre, se produce la eyección, diástole ventricular izquierda, llevando la sangre rica en oxígeno al resto del cuerpo.

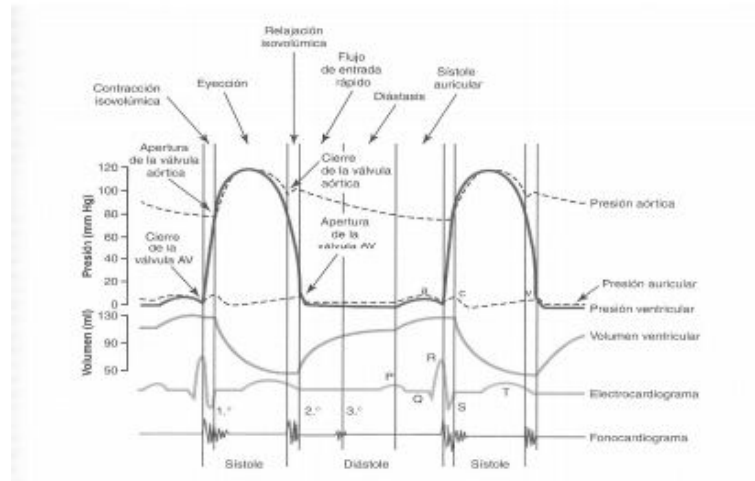


Figura 2: Ciclo de trabajo del corazón en función del ventrículo izquierdo

1.3.2 Sistema de Perfusión Langendorff

Oskar Langendorff, figura 3, (1853 - 1908) fue un médico y fisiólogo alemán conocido principalmente por sus experimentos de perfusión en corazón aislado, comúnmente denominado como sistema de perfusión Langendorff.

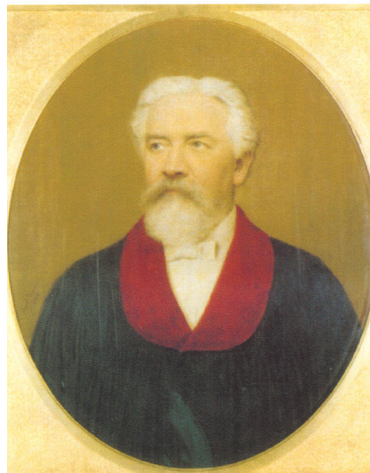


Figura 3: Oskar Langendorff

El sistema de estudio del corazón se basa en la perfusión de Tyrode (sustituto de la sangre) a través de la arteria aorta, conectada a un sistema que mantiene la temperatura y presión del fluido dentro de los niveles adecuados. La solución es inyectada de forma retrógrada en la aorta, ya sea a presión hidrostática constante o a caudal constante. El líquido de perfusión riega las arterias coronarias nutriendo el corazón, de forma que este siga latiendo en condiciones normales, ritmo sinusal; finalmente el Tyrode es drenado por el propio corazón, hacia el exterior a través de las venas pulmonares.

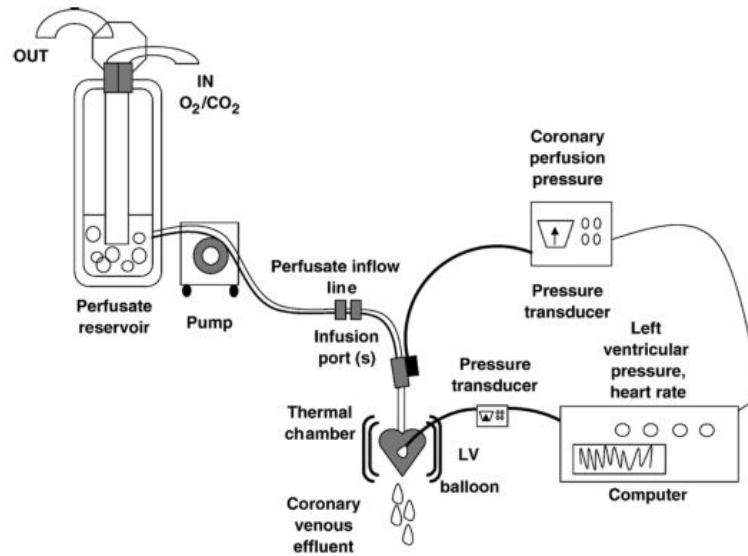


Figura 4: Sinóptico de un sistema de perfusión Langendorff

El sistema de perfusión, figura 4, consta de un recipiente en el que el Tyrode se oxigena, para ser bombeado mediante una bomba peristáltica. Seguidamente el Tyrode se filtra y se calienta mediante un intercambiador de temperatura turbular. Puntualmente, o si el experimento lo requiere, se dispone de un sistema de estimulación cardíaca y un desfibrilador, para casos en los que el corazón salga del ritmo sinusal.

2 Objetivos y especificaciones

El presente trabajo de fin de grado tiene como objetivo el diseño, realización e implementación de un sistema de medición de variables físicas (Temperatura, Caudal, Presión, PH) para sistemas de perfusión Langendorff. Exceptuando la temperatura, ya resuelta en experiencias anteriores, para el resto de magnitudes se explorarán metodologías de medición, haciendo especial mención al caudal, ya que los sistemas más comunes y comerciales no se ajustan a las necesidades. Las metodologías de medición que resulten elegidas finalmente tras el diseño, deberán ser validadas de forma empírica para las condiciones normales de trabajo. El dispositivo debe ser compatible con el resto de material que se encuentre en el laboratorio, por lo que se debe ceñir a la luminosidad escasa del recinto, además de ser estanco, intuitivo y portable.

Así pues, el sistema deberá:

- Medir temperaturas. En un rango comprendido entre 0 y 50 °C, con una resolución de décima de grado.
- Medir presión. En un rango comprendido entre los 800 y 1100 mmH₂O, con un error de 0,2 mm de mmH₂O.
- Medir caudal. En un rango comprendido entre 17 y 100 ml/min, con una resolución de un ml/min.
- Ser compatible con el resto de hardware ya empleado por los grupos BioITACA y GRELCA.
- Ser adaptable. El sistema de medida deberá ser funcional con cualquiera de las metodologías empleadas: registro eléctrico y registro óptico, que corresponden a los sistemas actualmente disponibles. Deberá mantener sus propiedades en condiciones de baja luminosidad, aportando la información necesaria sin inferir lumínicamente con los experimentos que se lleven a cabo.
- Ser portable, autónomo y de fácil instalación. Debido a la naturaleza de los distintos experimentos y las dificultades que incluye el entorno donde deberá trabajar, el sistema deberá ser de fácil instalación y transporte. Además tendrá cierta autonomía para poder trabajar sin conexión a red, facilitando así su transporte e instalación. La autonomía deberá coincidir con la duración del experimento al menos.
- Estanco. El carácter de las pruebas y las condiciones de trabajo exigen la máxima protección ante derrames y fugas.
- Ser económico. El coste total en materiales para la realización del dispositivo deberá ser competitivo respecto a los sistemas comerciales.

3 Métodos

En este capítulo se describirán las metodologías empleadas para la medida de las variables y se desarrollarán los procedimientos para el acondicionamiento de señales. Adicionalmente se detallará el hardware y software implementado.

3.2 Determinación de variables

Una vez establecidos los objetivos a cumplir, debe establecerse la base física y matemática que sustentará el proyecto.

La temperatura, magnitud del sistema internacional (SI) cuya unidad es el Kelvin (K), está presente en infinidad de ámbitos que se puedan imaginar. Su análisis desvela información precisa sobre el estado de la materia. por lo que aplicado en medicina interviene directamente en procesos biológicos. Actualmente, existe una amplia gama de transductores de temperatura en el mercado, caracterizados por su exactitud, precisión o precio, entre otros. Se opta en este caso, por una resistencia termométrica (RTD), figura 5, basada en las propiedades termoresistivas del platino.



Figura 5: Resistencia termométrica Pt-1000

La alta resistividad de este tipo de transductores, los hacen muy interesantes en comparación a elementos similares basados en otros metales como el cobre o la plata. Esto confiere una alta linealidad y velocidad de respuesta. Además tienen una gran repetitividad, gran rango de medida, robustez y montaje sencillo.

Atendiendo al estándar DIN EN 60751 para clases A y B el modelo matemático correspondiente a las Pt-1000 es:

$$R(t) = R_0(1 + At + Bt^2) \in t \geq 0^\circ C \quad (1)$$

$$R(t) = R_0(1 + At + Bt^2 + C(t - 100)t^3) \in t \leq 0^\circ C \quad (2)$$

Donde $R_0 = 1000\Omega$, $A = 3,9083 \cdot 10^{-3}^\circ C^{-1}$, $B = -5,775 \cdot 10^{-7}^\circ C^{-1}$,
 $C = -4,183 \cdot 10^{-13}^\circ C$

De este componente derivan ciertos errores que podemos transcribir como:

$$\text{Clase A} : e(t) = \pm(0,15 + 0,002|t|)^{\circ}C \quad (3)$$

$$\text{Clase B} : e(t) = \pm(0,3 + 0,005|t|)^{\circ}C \quad (4)$$

La ecuación 1 puede ser simplificada, para favorecer el trabajo, siempre y cuando se asuma que se introduce un error admisible por el sistema. Esta modificación se hace sin perder resolución ni linealidad, ya que de lo contrario no sería un cambio positivo.

$$R(t) = R_0(1 + \alpha \cdot t) \in t \geq 0^{\circ}C \quad (5)$$

Donde $\alpha = 0,00385^{\circ}C^{-1}$, coeficiente de temperatura para las RTD de platino

La presión, cuya unidad del sistema internacional es el Pascal (Pa), se establece como la unidad de fuerza ejercida perpendicularmente sobre la unidad de área.

$$P = \frac{N}{m^2} \quad (6)$$

Siguiendo las leyes de la termodinámica, se puede observar como “el flujo sanguíneo coronario máximo es función directa de la presión de perfusión coronaria”¹

Al tratarse de una magnitud de interés en una gran infinidad de aplicaciones, en el mercado se encuentra una gran oferta de transductores de presión. De entre todos se decide emplear el MPX5050GP¹⁴ de *NEXPERIA*, figura 6. La justificación se encuentra en su respuesta lineal y gran resolución. Además cuenta con amplificación interna y es totalmente compatible con el resto de componentes, ya que puede usar la misma fuente de alimentación, lo que favorece al hecho de que el dispositivo deba de ser autónomo.



Figura 6: Sensor de presión MPX5050GP

Siendo de tipo relativo, este sensor está diseñado para la medida de fluidos y aire a bajas presiones. Por lo que ofrece un rango de medida de 0 a 50 kPa correspondiente a un rango de 0 a 5098,58 mmH₂O.

A la salida se puede encontrar una respuesta analógica comprendida entre

los 0 y los 5 V, con un error de presión 0 de 1,25 kPa según *datasheet*, para el caso 127 mmH₂O que serán tratados posteriormente (apartado 4.2 Funcionamiento del Software)

$$V(P) = \frac{0,882 \cdot P \cdot mV}{\text{mmH}_2\text{O}} \quad (7)$$

La tercera magnitud a medir es el caudal (Q) que transcurrirá por el sistema. Éste guarda relación directa con la presión y con la distribución de la red de abastecimiento de cualquier fluido. Su unidad en el SI es m^3/s , aunque debido a las características del experimento, nos referiremos a él en mL/min .

Siguiendo en la línea de los últimos avances realizados, para la medida del caudal se opta por el sensor FCH-m-PP-LC de la compañía alemana *BIOTECH*, figura 7.

Este sensor basado en una combinación de medida mediante turbina y efecto Hall (apartado 7.1.4 Efecto Hall), consigue medir caudales muy pequeños que cubren el rango de actuación, 15 - 100 mL/min. A la salida se obtiene una serie de pulsos cuya frecuencia varía de forma directamente proporcional al caudal siguiendo la relación de 10.500 *pulsos/L*.

Cabe destacar que tras una exhaustiva búsqueda, es el único modelo comercial encontrado que cubra el rango de medidas cumpliendo con la restricción económica y el error máximo admisible. Proviene del fabricante alemán BIOTECH.



Figura 7: Sensor de caudal FCH-m-PP-lc

Como última magnitud que intervendrá en la experimentación se encuentra el PH. Esta magnitud adimensional, informa sobre la acidez o alcalinidad de una disolución, o dicho de otra forma, la concentración de iones de hidrógeno (H^+) presentes. El principio de funcionamiento se basa en medir la diferencia de potencial entre dos soluciones que se almacenan en un encapsulado dentro de la sonda. Una de las disoluciones está calibrada y la otra es sensible al ion de hidrógeno. La calibración

de la sonda suele hacerse para 25 °C, por lo que para trabajar a otra temperatura es necesaria la compensación. En los últimos años, se pueden encontrar que la gran mayoría de sondas medidoras de PH, ya incluyen la sonda para compensar la diferencia de temperatura y proporcionan una medida definitiva.

Dentro de este marco, se ha realizado una exhaustiva búsqueda para encontrar una sonda que proporcionara medidas con un error admisible y tuvieran un coste razonable para el prototipo que se iba a realizar. No resultó exitosa, puesto que todas tenían un precio muy elevado, y las más económicas tenían mucho error o el proveedor no disponía de stock, como fue el caso de la DFRobot SEN0169. En vista de la situación, la escuela prestó los datos necesarios de una onda de la que disponía para que se pudiera trabajar. Por esto, el diseño de la etapa de acondicionamiento que se haga estará pensado para esa sonda, aunque se le dotará de las prestaciones necesarias para que pueda adaptarse a otros modelos.

El acondicionamiento de la señal estará basado en el incluido en la sonda citada anteriormente, pero realizando las modificaciones necesarias para adaptarlo al convertidor de la STM32F746. La primera etapa, es un amplificador operacional no inversor de ganancia unitaria. Dispondrá de un potenciómetro, con el que poder calibrar el sistema corrigiendo imperfecciones en la sonda de medición. La segunda etapa es de amplificación inversora, puesto las variaciones de la señal se introducen por la entrada inversora. Pero gracias a una rama conectada en paralelo a esta entrada, se consigue una amplificación menor que 1 sin cambiar el signo de la salida (primer cuadrante), aunque si su pendiente (apartado 3.3 Implementación hardware).

La comprobación y validación experimental es uno de los puntos clave del proyecto, por las dificultades inherentes a los errores que se introducen a la hora de cuantificar las magnitudes. Dado que la experimentación con corazones reales es complicada a la vez que conllevaría un coste de material y despliegue muy grande, queda justificado que la comprobación se realice sobre un sistema de simulación, en el que se reproducen las condiciones experimentales.

Puesto que para esta ocasión se empleó una bomba distinta, la cual no disponía de una protección IP que la hiciera inmune al agua (IP22), se hizo necesario reconstruir el sistema de simulación, para además aprovechar y montar un equipo más o menos autónomo que no estuviera sujeto al banco del laboratorio. Para ello se diseñó una estructura básica basada en listones de madera de sección cuadrada, que se dispondrían de tal forma que el resultado final fuera un mástil fijo donde situar el mástil extensible junto al depósito secundario, y cuatro patas que lo mantengan estable. Sobre este equipo se simulan las condiciones necesarias para la medición de temperatura, caudal y presión. Se pueden obtener variaciones de presión cambiando la posición del mástil extensible, y además visualizarlas sobre la columna de agua instalada que dispone de una cinta métrica para cuantificar la medición. Para la regulación del caudal se opta finalmente por emplear la conexión "T" con la que se conecta la columna de agua. De esta forma cerrando y abriendo la conexión se obtiene un caudal variable. En el laboratorio se disponía de obturadores usados en la perfusión de suero fisiológico, pero fueron descartados ya que las variaciones que

producían sobre el caudal eran inferiores a la resolución del transductor. Una vez finalizada la construcción del soporte y diseñado sobre el papel el circuito de agua, se prosiguió a instalarlo. La única diferencia frente al diseño original, es que en este caso la bomba debía trabajar fuera del depósito principal, de tal forma que:

Como puede verse en la figura 8, el fluido parte desde el depósito principal (flecha verde), es elevado por la bomba (flecha azul) hasta el depósito secundario

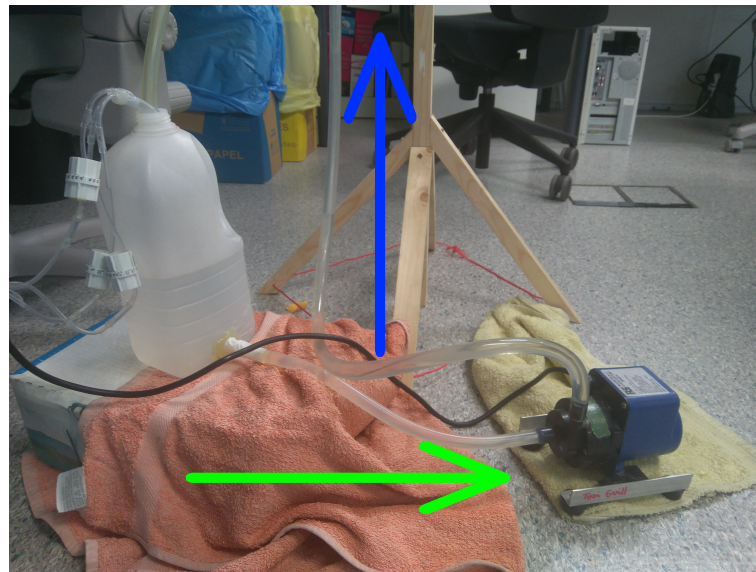


Figura 8: Vista del depósito principal y la bomba

Una vez el fluido alcanza el depósito secundario (flecha azul) se dispone de dos salidas (Figura 9). La primera con una cota más alta sirve para controlar la altura del depósito secundario manteniendo la cota del fluido constante. Este nivel constante se traduce en presión constante para el fluido. Una vez el fluido alcanza esta cota, rebosa para ser devuelto al depósito principal (flecha amarilla). Por otra parte tiene otra salida por debajo de la de rebose (flecha roja) que conecta con el circuito principal, y aquí será donde se tomen las medidas.

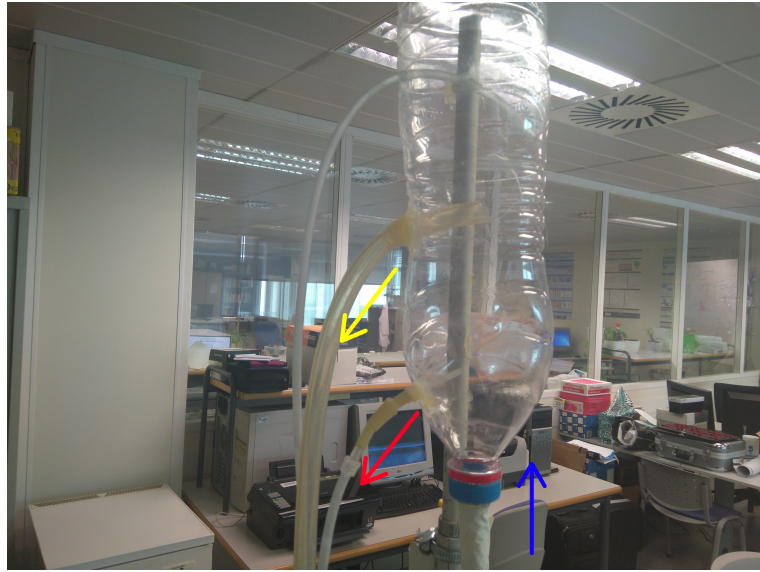


Figura 9: Vista del depósito secundario

Siguiendo el recorrido que realiza el conducto conectado a la salida, el fluido pasa por el sensor de presión, columna de agua y sensor de caudal para finalizar en el depósito principal para volver a empezar el recorrido. De esta forma se consigue un circuito cerrado y con realimentación que elimina posibles errores en la presión lo que también conllevaría a inestabilidades en el caudal. Por último, se decidió rellenar el circuito con agua destilada. De esta forma se consigue aproximar mucho más los cálculos teóricos a los experimentales, ya que se tiene una densidad del fluido unitaria. Además, se evitan desperfectos en el material empleado, ya que al no tener organismos ni impurezas, el agua destilada no corroe el interior de la bomba ni ensucia los conductos.



Figura 10: Vista trasera y general del sistema de simulación

Una vez instalado todo el equipo, los sensores fueron incluyéndose de forma secuencial, tras comprobar el funcionamiento de uno se instalaba el siguiente.

3.3 Implementación hardware

En este capítulo se describirán las etapas de acondicionamiento y conexionado que se han tenido que diseñar para instalar entre los sensores ya comentados y el microprocesador. Esta etapa es necesaria por dos razones. Primeramente, esta etapa ajusta las señales de salida al fondo de escala del convertidor A-D con lo que se consigue mayor resolución. Por otra parte, aunque las señales no pasaran por el convertidor, es necesaria la amplificación puesto que por naturaleza física, los sensores no están diseñados para extraer grandes cantidades de energía del sistema por lo que las señales que ofrecen carecen de amplitud y potencia.

Se decide entonces, en relación a la temperatura, continuar con la metodología ya empleada en el inicio del proyecto, que consiste en utilizar un puente activo, figura 11. Con esto se consigue un valor de corriente constante que convierte la salida, a diferencia de los puentes pasivos, en lineal. Cabe destacar que se podría obtener una salida lineal con un puente pasivo, pero se necesitarían entonces 4 resistencias variables que hicieran el puente simétrico.

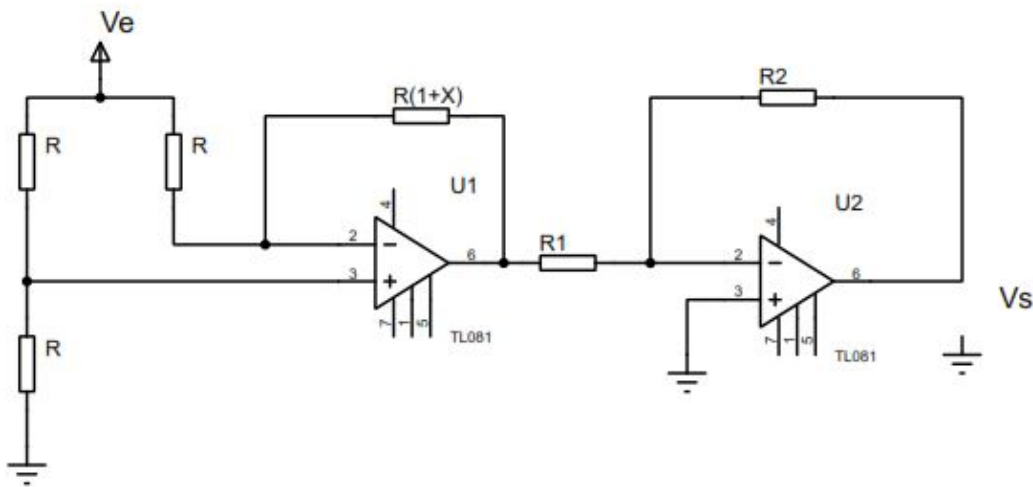


Figura 11: Puente activo resistivo, con salida amplificada

A partir del esquema(Figura 11), se desarrolla su ecuación característica, ecuación 8, y la tabla de la respuesta teórica siendo $R=1000 \Omega$, aunque como se ve, resulta independiente su valor.

$$V_s(t) = \frac{V_e \cdot R_2}{2 \cdot R_1} \cdot \alpha \cdot t \quad (8)$$

Los valores de R_1 y R_2 son fijados resolviendo un sencillo sistema de ecuaciones en el cual se establece que para una entrada de temperatura mínima (0°C) se buscan 0 V a la salida y para la entrada máxima de 50°C 3.3 V , completando así

el fondo de escala del convertidor. Siendo la primera ecuación una solución trivial que nos otorga un grado de libertad, se decide establecer un valor de R_1 de 1500Ω . De esta forma se despeja un valor de 10000Ω para R_2 . Queda definida así la parte amplificadora de la etapa de acondicionamiento.

V_e (V)	t (°C)	V_s (V)
5	0	0
5	10	0,64
5	20	1,28
5	30	1.92
5	40	2.57
5	50	3,20

Tabla 1: Valores teóricos de $V(t)$ en el puente activo

Por otra parte, para evitar errores se decide completar la etapa con un filtro pasivo que reduzca o elimine las altas frecuencias que se superponen a la señal debida a las variaciones de temperatura.

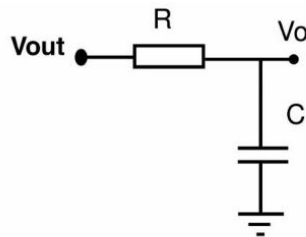


Figura 12: Filtro pasivo

Puesto que el rango de trabajo del sensor será de unos pocos Hz's (apartado 4.2 Resultados) se escoge como frecuencia de corte del filtro 100 Hz. Esto se debe a la lenta dinámica de las variables.

La función de transferencia de estos filtros está compuesta por dos términos, uno relativo al valor óhmico de la resistencia (R) y otro relativo a la impedancia del condensador (Z_c). Realizando los cálculos necesarios se obtiene la ecuación 10. A partir de estas expresiones, se establece la frecuencia de corte f_c en la ecuación 10 y se impone un valor para el condensador (C), puesto que es más restrictivo, y se halla el valor necesario para R .

$$\frac{V_{out}}{V_o} = \frac{Z_c}{\sqrt{R + Z_c}} \quad (9)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (10)$$

Siendo, como ya se ha citado, la frecuencia de corte 100 Hz e imponiendo un valor de $C = 1 \mu\text{F}$ se obtiene un valor de $R = 1.59 \text{ k}\Omega$, siendo el valor final normalizado de $R = 1.5 \text{ k}\Omega$. Al no utilizar exactamente los valores teóricos del filtro, la frecuencia de corte cambia, obviamente. Pero como el objetivo no es filtrar una frecuencia exacta, si no establecer un punto de corte para ruidos e interferencia, se admite el pequeño cambio que se produce. La frecuencia de corte ahora resulta ser de 106 Hz.

En relación al caudal, siguiendo con el orden de presentación de las magnitudes, no se implementará ningún circuito de acondicionamiento ya que la salida del sensor es en forma de pulsos los cuales serán contabilizados por el microprocesador. Si que deberá instalarse una resistencia de pull-up siguiendo las instrucciones del fabricante.

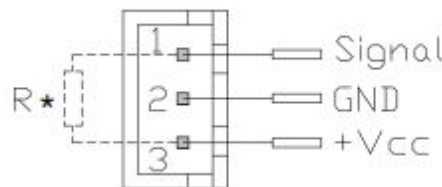


Figura 13: Detalle del conexionado del sensor de caudal

En resumen, no es de interés el valor en voltios de la salida, si no la frecuencia con la que se emite. La instrumentación se realizará mediante programa creando una interrupción que cuente los pulsos lanzados por el caudalímetro. De esta manera, siguiendo la relación que proporciona el fabricante ¹⁵ de 10500 pulsos por cada litro que ha circulado por el interior del sensor y dividiendo entre el tiempo transcurrido se obtiene un caudal en L/s. Para adaptarse a las magnitudes que se trabajan, de forma que los valores que se obtengan sean cómodos de tratar, el valor final de caudal se proporcionará en pantalla en mL/min. La relación final entre los pulsos (I) que proporciona el sensor y el caudal quedaría de la siguiente forma:

$$Q(I) = \frac{I}{s} \cdot \frac{L}{10500I} \cdot \frac{1000\text{mL}}{L} \cdot \frac{60}{\text{min}} \quad (11)$$

Esta relación, aunque totalmente válida, no se adapta bien al trabajo que finalmente realizará el dispositivo. Como bien puede verse en los resultados obtenidos (apartado 4.2 resultados) introduce un error que para el caso más desfavorable es de un 33 % de la medida. Por esta causa, se decide cambiar el método de medición. Puesto que el problema se encuentra en que, en el método anterior se cuentan los pulsos en una franja de tiempo, el error que se introduce es de un pulso completo siempre que el tiempo finalice sin finalizar el periodo de la señal. Por lo que se consigue reducir el error si se tienen en cuenta todos y cada uno de los pulsos que produzca el transductor. Esto es posible midiendo el tiempo que transcurre entre el

tiempo de subida de un pulso y el siguiente. Con esto se conoce el período y con ello la frecuencia, siendo la frecuencia pulsos/s, siguiendo la relación ya citada entre pulsos y litros se conoce el caudal.

Al igual que en la etapa diseñada anteriormente, se añade un filtro paso bajo. Con esto se evita que se detecten falsos pulsos debidos a señales que interfieran. El filtro tendrá las mismas características, ya que todas las magnitudes se caracterizan por tener variaciones muy lentas en el tiempo, o como en este caso, traducirse un pocos hercios.

Por lo que respecta a la presión, el sensor escogido facilita el trabajo puesto que incorpora la amplificación y otorga una salida del orden de voltios. De todas maneras se debe intercalar un circuito de acondicionamiento de forma que la salida ocupe lo mejor posible el fondo de escala del convertidor AD. Para minimizar componentes, se introduce solo una etapa amplificadora con un solo operacional. Por este motivo, la etapa debe ser no amplificadora como la siguiente.

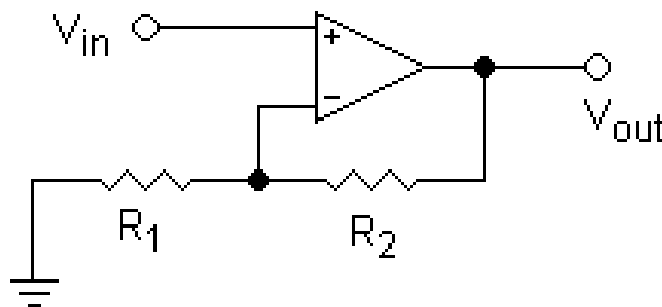


Figura 14: Etapa amplificadora no inversora

Cuya función de transferencia es:

$$V_{out} = V_{in} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (12)$$

De forma análoga a como se hizo en el acondicionamiento de la temperatura, resta con resolver el sistema estableciendo los voltajes de entrada que se darán y las salidas deseadas. Posteriormente se fija el valor de R_1 a $1\text{k}\Omega$. El valor resultante para R_2 es de $2.08\text{ k}\Omega$. Para que el diseño resulte mucho más robusto y fiable, se decide componer este valor a partir de tres resistencias en serie de valores iguales a $1\text{ k}\Omega$ para dos de ellas y $82\ \Omega$ para la tercera.

De esta forma, se diseña una etapa amplificadora no inversora como la siguiente:

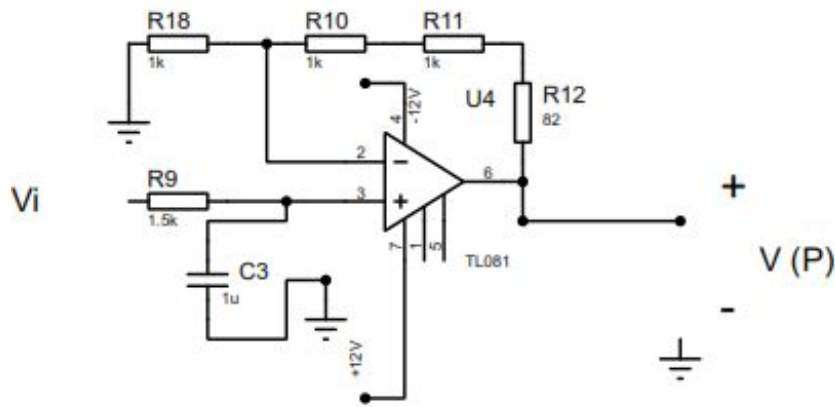


Figura 15: Detalle de la etapa de acondicionamiento del sensor de presión

Por último, para acondicionar la señal que generan los cambios en el PH del Tyrode, se diseña un circuito que pueda de una forma u otra adaptarse a distintos modelos de sonda. Además podrá calibrarse de forma analógica la etapa.

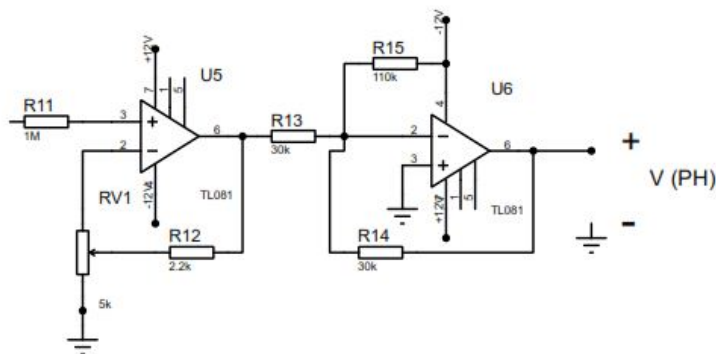


Figura 16: Detalle de la etapa de acondicionamiento del sensor de presión

Como todas las etapas, está diseñada para establecer un rango de salida de 0 - 3.3 V, que se corresponden con el rango de PH a tratar, que es el completo (1 - 14). La primera etapa tiene una ganancia teórica de 1, pero esto se puede variar con el potenciómetro para corregir la calibración. La segunda etapa, es en teoría inversora ya que las variaciones de señal se introducen por la entrada inversora. Pero la resistencia R15, hace que se añada un offset a la señal, de forma que permanezca en el primer cuadrante.

Aplicando el Teorema de Millman, se deduce que la función de transferencia de la segunda etapa es:

$$V_o = -V_i + 3,3 \quad (13)$$

De esta forma, es fácil observar como para entradas de 3.3 V, la salida será de 0 V, y para un valor de 3.3, será de 0 V.

Función de transferencia

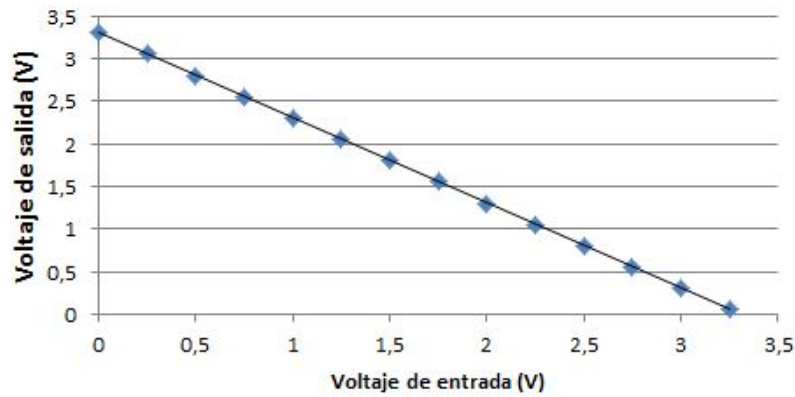


Figura 17: Gráfica de la función de transferencia

Cabe destacar, que para conseguir una mayor robustez en las medidas, la alimentación de todo el sistema parte de una fuente de tensión regulada LM7805. Con esto se consigue eliminar pequeñas perturbaciones y ruidos que podrían afectar a los datos. Un claro ejemplo que justifica esta decisión es el puente de medida de la temperatura, cuya función de transferencia incluye el voltaje de alimentación, por lo que es esencial que se conozca su valor y sea lo más estable posible.

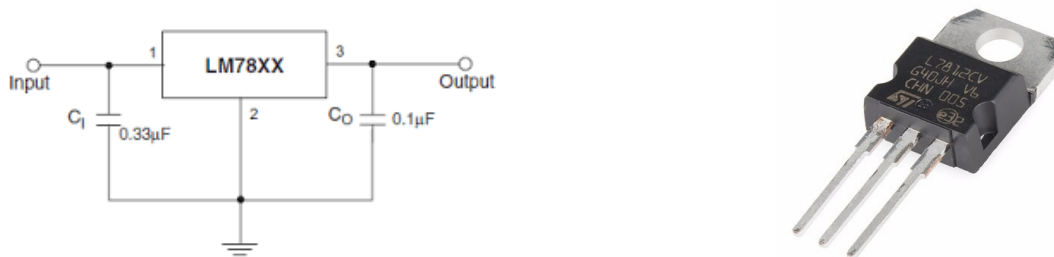


Figura 18: Esquema y encapsulado del componente lm7805

Por último, el conjunto de todos los diseños más los componentes necesarios, irán conectados a la placa de desarrollo STM32F746NG-DISCO, cerebro de todo el dispositivo. Se elige este módulo por su relación calidad-precio (anexo 7.2 presupuesto), y la facilidad de encontrar librerías adecuadas gracias a la gran comunidad que se ha creado entorno a ella. Además, el hecho de que el propio módulo incluya una pantalla ya conexionada que además es táctil, ahorra esfuerzos tanto de programación como de montaje.

Cuenta con un procesador de la serie ARM CORTEX M7 como unidad central. A su alrededor incluye una gran cantidad de periféricos (ethernet, audio, micros, USB-OTG...). De todos ellos, serán de utilidad los canales de conversión analógico-digital, los puertos de entrada-salida (con las correspondientes interrupciones), la conexión vía serie con la pantalla LCD y la ranura de conexión de tarjeta microSD.

Por lo que respecta a sus especificaciones internas, cuenta con una gran frecuencia de reloj (216 MHz como máximo) que se puede variar y gran capacidad de almacenaje para el código (1 Mb). Dado que la dinámica de las variables a trabajar es bastante lenta, podría pensarse que se desaprovechan recursos. Pero esa gran velocidad de reloj es una gran aliada de la medición de caudal, pues es importante cometer el mínimo error a la hora de contabilizar la frecuencia de los pulsos. Lo que respecta a la programación del módulo, se detallará más adelante.

3.4 Implementación del Software

Una vez adquirida la información necesaria, se debe implementar el programa que procese las medidas y tome las decisiones necesarias en función de las mismas. Puesto que el sistema es autónomo, se dispone de bastante libertad a la hora de elegir el entorno de programación, dado que en un principio no va a interactuar con el material y equipo ya instalado en los laboratorios de los grupos de trabajo. De esta forma, se escoge el entorno de programación KEIL μ vision v5 donde se usará el lenguaje C.

El flujograma correspondiente al programa implementado se corresponde con:

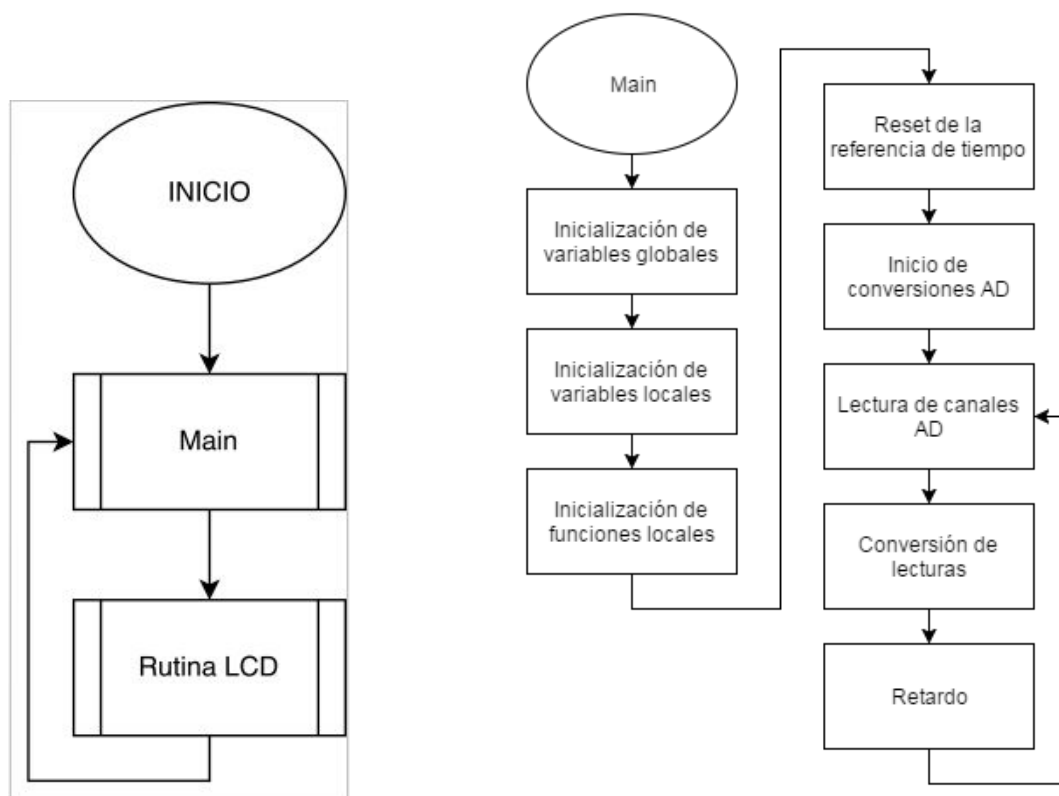


Figura 19: Flujograma general (izquierda) y de la función principal (derecha)

Por lo que respecta al código, tiene dos partes bien diferenciadas. La función principal (main.c) donde se realizarán las operaciones necesarias, en lo que a la medida de variables se refiere. Y el módulo de gráficos (GUISimpleThread.c), donde se configura todo lo necesario para mostrar datos en pantalla. Estos dos módulos están enlazados mediante variables declaradas como externas, el uso de las cuales es compartido por ambos módulos.

En primer lugar, en el módulo principal se inician los convertidores AD. El convertidor número 1, correspondiente a la señal de la temperatura, se inicializa sin ningún parámetro especial en modo de conversión continua para poder acceder a él cuando se quiera. El convertidor número 3, relacionado con la presión y el PH, ha de inicializarse en *InjectedMode*. Este modo de conversión, permite el acceso al valor de un canal del convertidor, sin tener que enmascarar el registro del propio convertidor. Los canales involucrados en la conversión del ADC3 son el número 7 y 8 (apartado 3.6 Esquema de conexiones).

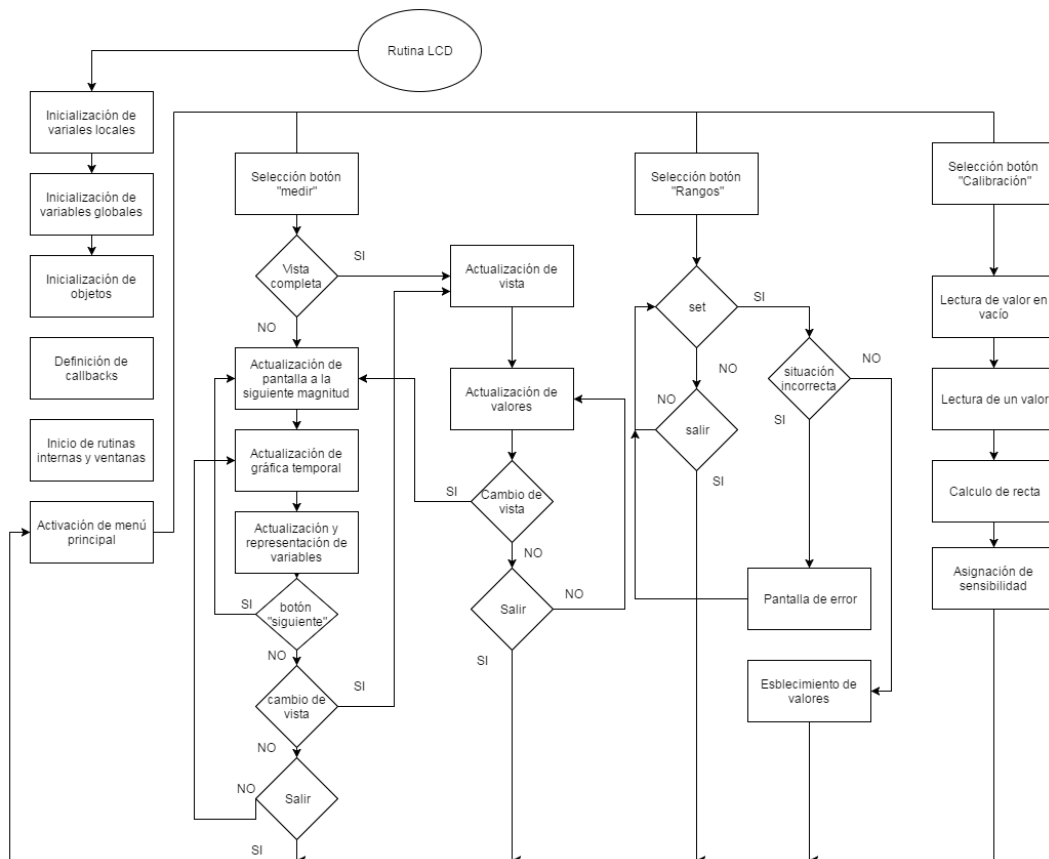


Figura 20: Flujograma de la rutina correspondiente al LCD

```

while (1)
{
  HAL_ADC_Start(&hadc1); //Inicialización de convertidores AD
  HAL_ADCEX_InjectedStart (&hadc3);

  HAL_ADCEX_InjectedPollForConversion(&hadc3, 10); //Lectura de datos por Polling del canal 3

  temperatura = (HAL_ADC_GetValue(&hadc1)*60)/4096; //asignación del valor de tempratura
  presion = gainp*((HAL_ADCEX_InjectedGetValue (&hadc3, ADC_INJECTED_RANK_1))*110)/4095+offsetp-50; |
  ph = (HAL_ADCEX_InjectedGetValue (&hadc3, ADC_INJECTED_RANK_2)*14)/4095; //Asignación d evalor de PH

  osDelay(500);
}
  
```

Figura 21: Código correspondiente a la medición de variables

Como ya se ha comentado, la medición del caudal se realiza con la ayuda de una interrupción, definida en el módulo `stm32f7xx_it.c`. La interrupción se activa a cada flanco de subida que emite el sensor de caudal. Conociendo el tiempo transcurrido, gracias a la variable del sistema `os_time`, se puede calcular la frecuencia. Conociendo los pulsos por segundo emitidos y la relación entre pulsos y mililitros, el caudal resulta conocido.

Donde `dt` es el tiempo entre flancos, y la función `HAL_GetTick()` devuelve el tiempo actual del sistema, o lo que es lo mismo, la variable `os_time`.

```

void EXTI9_5_IRQHandler(void)
{
    HAL_GPIO_EXTI_IRQHandler(GPIO_PIN_7);
    dt = HAL_GetTick()-tiempo_anterior;
    frecuencia = 1000/dt;
    caudal = (60000*frecuencia)/10500;
    tiempo_anterior = HAL_GetTick();
}

```

Figura 22: Código correspondiente a la interrupción

En segundo lugar, en el módulo destinado a la programación de la interfaz gráfica, se definen todas las subrutinas del sistema. Se entiende así, que el sistema trabaja mediante *callbacks* (susrutinas), secuencias de código que se pasan como argumentos a una función. Dicha función las establece y ejecuta de manera continuada hasta que se realiza otra llamada, se cambia el código de la subrutina, y la interfaz del menú cambia.

Puesto que hasta donde se ha investigado, el sistema no dispone de interrupciones para los gráficos, la detección de la pulsación de botones se realiza mediante la técnica del *polling*, es decir, preguntar constantemente al sistema si se cumple una condición. Cuando se detecta que un botón ha sido pulsado mediante la función `BUTTON_IsPressed()`, se realizan los cambios necesarios para preparar al sistema para trabajar sobre una *callback* distinta a la que se llama justo a continuación. El comando para la asignación de *callbacks* es el `WM_SetCallback(window, callback)`, el cual requiere que se le pase como parámetros, la ventana sobre la que se quiere trabajar y la *callback* a asignar. El sistema, al igual que los sistemas operativos más comunes, trabaja apoyándose en ventanas. Estas pueden trabajar a la vez y se visualizarán según su posición en el eje Z, el cual tiene una dirección perpendicular al plano que forma la pantalla. En resumen, se debe informar en todo momento al sistema de que ventana está activa y que subrutina debe ejecutar.

```

if(BUTTON_IsPressed(rangos)){
    set = 1;

    hwin4 = WM_CreateWindow(0, 0, 0, 0, //Creación de ventana
                           WM_CF_SHOW,
                           pantalla_rangos, 0);

    WM_ShowWin(hwin4);
    WM_BringToTop(hwin4);
    WM_Update(hwin4);
    tempmin = SCROLLBAR_CreateEx(65, 100, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    tempmax = SCROLLBAR_CreateEx(65, 50, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    pmax = SCROLLBAR_CreateEx(65, 150, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    pmin = SCROLLBAR_CreateEx(65, 200, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    cmax = SCROLLBAR_CreateEx(300, 50, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    cmin = SCROLLBAR_CreateEx(300, 100, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    phmax = SCROLLBAR_CreateEx(300, 150, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    phmin = SCROLLBAR_CreateEx(300, 200, 140, 35, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    ex_rangos = BUTTON_CreateEx(300, 240, 60, 30, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    BUTTON_SetText(ex_rangos, "salir");
    set_rangos = BUTTON_CreateEx(200, 240, 60, 30, hwin4, WM_CF_SHOW, 0, 0);
    BUTTON_SetText(set_rangos, "Confirmar");

    pantalla =2;
}

```

Figura 23: Código para cambio de ventana mediante pulsación de botón

Mediante las funciones `WM_ShowWin()`, `WM_BringToTop()` y `WM_Update` se activa, trae al frente y se aplican los cambios, respectivamente. En la imagen tam-

bién se pueden observar fragmentos de código destinados a la creación de barras deslizantes y botones.

Respecto a las *callbacks*, se programan de forma que se informa al dispositivo del color, posición, lienzo y tamaño de letra de tal forma que un posible código de subrutina sea el siguiente:

```
static void temp_callback2(WM_MESSAGE* pMsg) {  
  
    switch(pMsg->MsgId) {  
        case WM_PAINT: GUI_SetColor(colorletrat);  
                      GUI_SetFont(&GUI_Font32B_1);  
                      GUI_DispDecAt (temperatura, 320,90, 2);  
                      GUI_SetColor(colorletrac);  
                      GUI_DispDecAt (caudal, 70,170, 3);  
                      GUI_SetColor(colorletrap);  
                      GUI_DispDecAt (presion, 70,220, 4);  
                      GUI_SetColor(colorletraph);  
                      GUI_DispDecAt (ph, 390,170, 2);  
  
        break;  
        default:  
            WM_DefaultProc(pMsg);  
    }  
}
```

Figura 24: Detalle del código correspondiente a una subrutina

A partir de los comandos ya presentados, y la combinatoria de ellos se forja el código que controla todo el sistema.

Por último, una de las funciones que realiza el sistema es el guardado de los valores límites de las variables. Esto se hace para no tener que configurarlos cada vez que se inicie el dispositivo, y sobre todo, para que una vez instalado el dispositivo aunque se apague, al encenderlo sigan vigentes. La base del código para acceder a la tarjeta SD se compone de la siguiente forma:

```
res = BSP_SD_Init();  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
//Apertura del fichero  
res = f_mount(&SDFatFs, "",1);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
res = f_open(&myFile,"text.txt", FA_OPEN_ALWAYS|FA_WRITE|FA_READ);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
res = f_lseek(&myFile,0);  
sprintf(buffwr, "%u %u \n", 30, 1);  
//Escritura en el fichero  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
res = f_write(&myFile,&buffwr,40,&byteswritten);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
res = f_lseek(&myFile,0);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
//Lectura del fichero  
res = f_read(&myFile,buffrd,30,&bytesread);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}  
//Cierre del fichero  
f_close(&myFile);  
if (res!= FR_OK){Error_Handler();}
```

Figura 25: Código para trabajo con tarjeta SD

La función `f_mount()` sirve para iniciar la tarjeta y “montar” el dispositivo. Con la función `f_open()`, se abre el archivo sobre el que se desea trabajar. Es muy importante que cuando se termine se cierre para poder abrir otro usando la misma dirección de memoria. El hecho de no cerrar el archivo mediante `f_close()`, puede provocar la rotura del archivo. Muy interesante es la función `f_lseek()`, la cual posiciona el cursor dentro del archivo para poder escribir o leer mediante `f_write()` o `f_read()`, respectivamente

3.5 Diseño de soportes

Durante la ejecución del proyecto se han diseñado varios soportes y estructuras que ayudarán a la instalación de los equipos y sistemas.

El primero, fue el soporte para el sistema de simulación de la perfusión Langendorf. Con ello se conseguía independizar el sistema de simulación del banco del laboratorio. Esto fue una necesidad desde el principio por motivos de seguridad. Era muy conveniente separar el circuito de agua de la zona de los equipos electrónicos. El soporte construido (figura 26) en el “Laboratorio de Fabricación”, constaba de un listón de madera central donde instalar el mástil móvil y cuatro patas a 45 ° unidas por un cable tubular de nylon que las fuerza a trabajar a compresión en todo momento.



Figura 26: Detalle del soporte para el circuito de agua

Por otra parte para almacenar toda la instrumentación del dispositivo, se diseñó una carcasa que sería impresa en 3D posteriormente. Esta carcasa intenta adaptarse al máximo a las piezas que debe almacenar para poder ahorrar espacio y ser práctica.

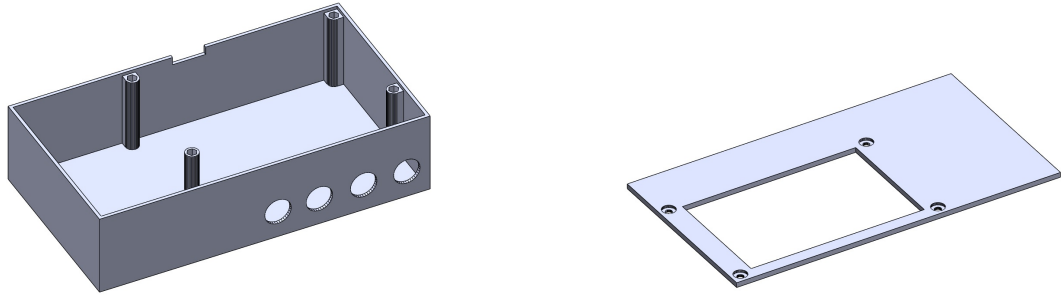


Figura 27: Vista preliminar de la carcasa del dispositivo

Como puede verse consta de orificios para los conectores de los sensores. La placa Discovery se instalará usando sus propios tornillos, ya que las tuercas que incorpora se introducen dentro de los pilares destinados para ello. De esta forma se aprovechan las piezas originales. Puede verse como se dispone de un espacio debajo donde almacenar la batería y el circuito. El resto de componentes (Interruptores, pulsadore...) se describirán junto a su funcionamiento más adelante.

3.6 Esquema de conexiones

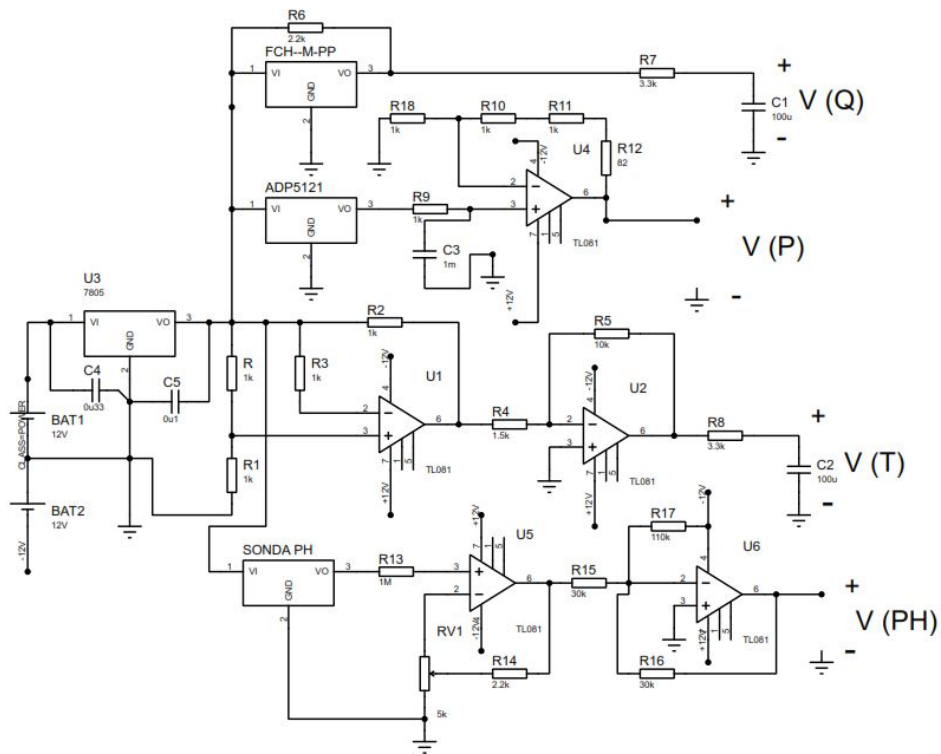


Figura 28: Esquema general de conexiones

Siendo $V(t)$ el voltaje de salida del sensor de temperatura; $V(P)$, el correspondiente a la presión; $V(PH)$, el proveniente de la sonda de PH y por último $V(Q)$ que es el voltaje correspondiente al tren de pulsos del caudalímetro.

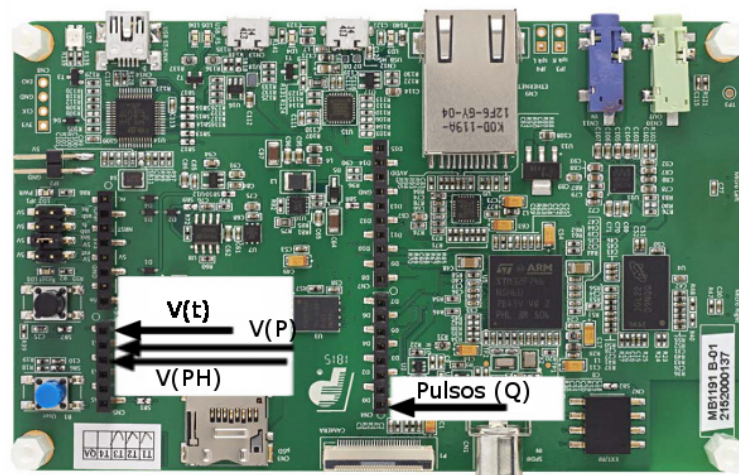


Figura 29: Detalle de las conexiones en el DSP

Siendo la correspondencia de las entradas con la nomenclatura de la placa la siguiente:

Entrada	Puerto	Función
V(t)	A0(PA0)	ADC1-CH1
V(P)	A1(PF10)	ADC3-CH8
V(PH)	A2(PF9)	ADC3-CH7
V(Q)	D1(PC7)	Int1

Tabla 2: Tabla de conexiones con el DSP

Por último, resulta imprescindible, conectar la masa de la placa de desarrollo a la referencia de la alimentación, así como al circuito. Todo debe estar referenciado al mismo punto para evitar conflictos.

4 Resultados

4.1 Resultados experimentales

Se presentan en este capítulo los resultados finales del proyecto, es decir, los valores expuestos son el resultado de la media de las diferentes medidas que se han realizado en la última versión del sistema, tras realizar las optimizaciones que se han creído convenientes.

Una vez implementado el circuito acondicionador de la señal de temperatura, este se comprobó mediante dos métodos diferentes que pudieran corroborar las experiencias. El primero y menos fiable, consistió en simular la resistencia de la RTD con un potenciómetro. Se escogió uno de valor muy elevado ($1M\Omega$) para introducir el menor error posible, ya que se obtiene una sensibilidad muy baja. Los datos mostrados en la tabla 2, muestran el acertado diseño del puente de medida, siendo R_e el valor de resistencia simulado de la RTD.

$T^a(^{\circ}C)$	$R_e(\Omega)$	$\epsilon(R_e)(\Omega)$	$V_s (V)$	$\epsilon(V_s)(V)$
0	1000,0	$\pm 0,1$	0,00	$\pm 0,01$
10	1038,5	$\pm 0,1$	0,72	$\pm 0,01$
20	1077,0	$\pm 0,1$	1,36	$\pm 0,01$
30	1115,5	$\pm 0,1$	1,93	$\pm 0,01$
40	1154,0	$\pm 0,1$	1,59	$\pm 0,01$
50	1192,5	$\pm 0,1$	3,22	$\pm 0,01$

Tabla 3: Valores experimentales de $V(t)$ en el puente activo

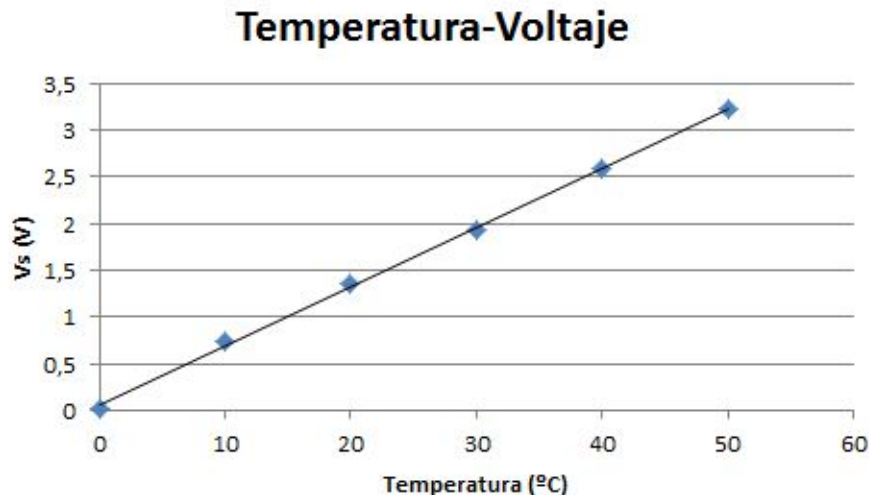


Figura 30: Relación entre la temperatura y la salida del acondicionamiento

Puede observarse como se consigue el objetivo de establecer una relación lineal entre la temperatura que se desea cuantificar y la tensión que recibirá el convertidor. De esta forma, resolviendo la ecuación de la recta resultante, el procesador puede deducir infinitas relaciones siempre y cuando se encuentren en ese rango (rango de trabajo), que es donde se asegura el correcto funcionamiento

Por último, para verificar los cálculos y pruebas llevadas a cabo se realizó un segundo experimento en el que se empleó un simulador de resistencias como es el FLUKE 724. Este dispositivo simula la resistencia que generaría una resistencia normalizada. Además tiene función de multímetro, amperímetro y fuente de alimentación.

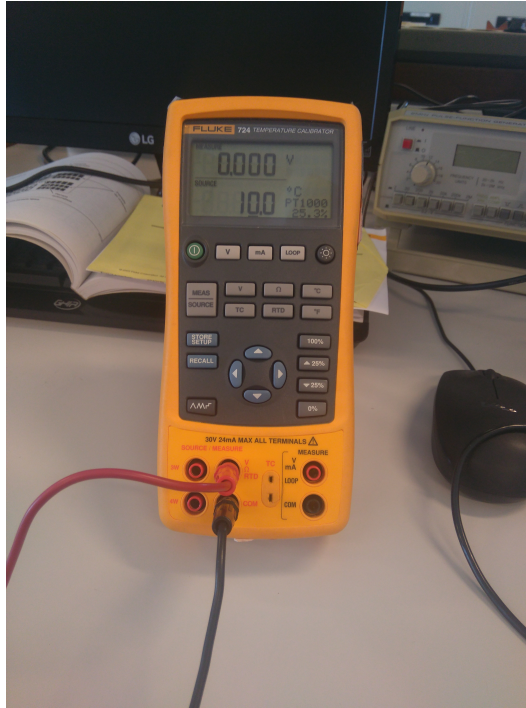


Figura 31: Detalle del FLUKE 724

Los resultados, tal y como se pueden ver, verificaron el montaje realizado, puesto que se llega a la misma conclusión que en la prueba anterior. Se obtiene una función lineal tal y como se deseaba con una sensibilidad que la ajusta a la entrada del convertidor AD.

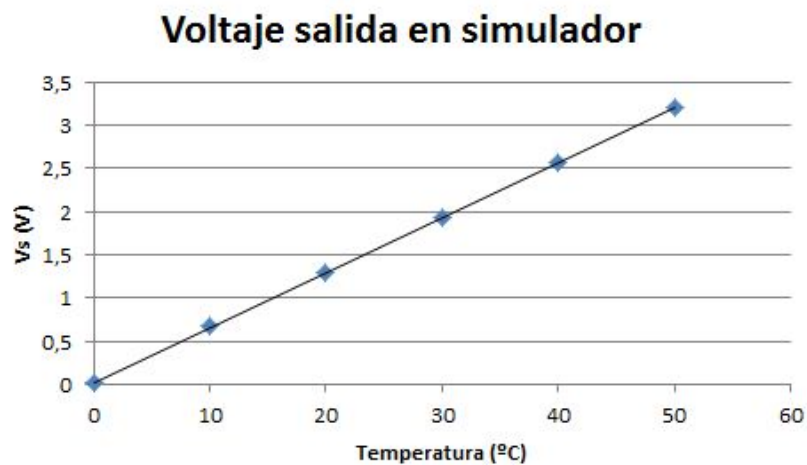


Figura 32: Resultados de la simulación de resistencias

De esta forma se puede afirmar que la función de transferencia del bloque correspondiente a la temperatura es:

$$V(t) = 0,0635 \cdot t + 0,0271 \quad (14)$$

El segundo conjunto de experiencias se realizó entorno a la medición de caudal. Como ya se ha comentado, en esta medición se emplearon 2 referencias, una visual y otra experimental de forma que se pudiese validar la experiencia. De esta manera se obtuvo el caudal midiendo el volumen desalojado en el circuito en una franja de tiempo con ayuda de una probeta y por otra parte, se observó la frecuencia de los pulsos de la salida del caudalímetro. Como condición de validación del experimento los valores debían coincidir, asumiendo que pueden ser distintos pero entrar dentro del margen marcado por el error. A partir de la frecuencia del osciloscopio, y empleando la relación ya citada (apartado 3.3 Implementación hardware) se puede calcular el valor del caudal, tratado en la tabla de resultados (cuadro 3) como caudal teórico, para facilitar la comparación.

F(Hz)	$\epsilon(F)$	$Q_t(mL/min)$	$\epsilon(Q_t)(mL/min)$	$Q_m(mL/min)$ (V)	$\epsilon(Q_m)(mL/min)$
3,7	$\pm 0,1$	21,14	$\pm 0,01$	22	± 2
4,3	$\pm 0,1$	24,40	$\pm 0,01$	28	± 2
7,7	$\pm 0,1$	44,05	$\pm 0,01$	46	± 2
10,5	$\pm 0,1$	59,99	$\pm 0,01$	62	± 2
12,3	$\pm 0,1$	70,28	$\pm 0,01$	70	± 2
14,7	$\pm 0,1$	83,99	$\pm 0,01$	88	± 2
16,1	$\pm 0,1$	91,99	$\pm 0,01$	92	± 2
20,0	$\pm 0,1$	114,28	$\pm 0,01$	110	± 2

Tabla 4: Valores experimentales del caudal

A la vez que se realizaban estas medidas, la salida del sensor de caudal estaba conectada al DSP que media la frecuencia al igual que el osciloscopio para calcular su propio valor para el caudal, que finalmente será el emitido por pantalla

FrecuenciaDSP(Hz)	$\epsilon(F_{DSP})(Hz)$	$Q_{DSP}(mL/min)$	$\epsilon(Q_{DSP})(mL/min)$
4	± 1	22,8	$\pm 5,7$
4	± 1	22,8	$\pm 5,7$
8	± 1	40,0	$\pm 5,7$
11	± 1	62,8	$\pm 5,7$
12	± 1	68,5	$\pm 5,7$
15	± 1	79,9	$\pm 5,7$
16	± 1	91,4	$\pm 5,7$
19	± 1	108,2	$\pm 5,7$

Tabla 5: Valores de caudal en el microprocesador

En este punto se observa que se introduce un error bastante grande, ya que el DSP solo cuenta pulsos enteros emitidos en un cierto periodo de tiempo, por lo que

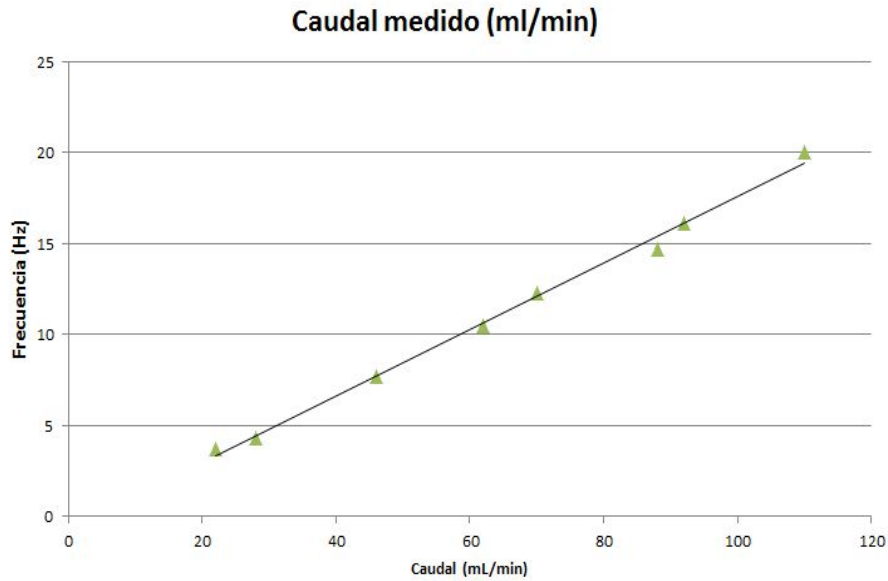


Figura 33: Relación entre el caudal y la frecuencia medida

vemos que para caudales distintos interpreta la misma lectura. En resumen, el error de 1 Hz se traduce en 5,7 mL/min, lo que para el mínimo valor del rango de medida (17 mL aprox) representa un tercio de la medida, un error que no puede ser admitido.

Seguidamente se implementó el segundo sistema de medición donde los resultados y su error son los siguientes.

Para este sistema la incertidumbre que se tiene en la medida es de 1 ms ($\pm 1\text{ms}$), ya que el microprocesador cuenta los milisegundos transcurridos entre un pulso y el siguiente para así no perder ninguno. Aplicando las operaciones correspondientes a la propagación de errores ⁶ el error resultante en la frecuencia que se calcula es de $\pm 0,001\text{Hz}$

$F_{DSP}(\text{Hz})$	$\epsilon(F_{DSP})(\text{Hz})$	$Q_{DSP}(\text{mL}/\text{min})$	$\epsilon(Q_{DSP})(\text{mL}/\text{min})$
4,000	$\pm 0,001$	22,800	$\pm 0,006$
4,000	$\pm 0,001$	22,800	$\pm 0,006$
8,000	$\pm 0,001$	40,000	$\pm 0,006$
11,000	$\pm 0,001$	62,800	$\pm 0,006$
12,000	$\pm 0,001$	68,500	$\pm 0,006$
15,000	$\pm 0,001$	79,900	$\pm 0,006$
16,000	$\pm 0,001$	91,400	$\pm 0,006$
19,000	$\pm 0,001$	108,200	$\pm 0,006$

Tabla 6: Valores de caudal en el microprocesador

Como puede observarse, con esta metodología el error al medir la frecuencia se reduce a la milésima parte. Desde el punto de vista matemático, ambas metodologías son iguales ya que se apoyen en la propiedad conmutativa del producto, pero el error

es muy distinto en cada una. Finalmente, el error de una milésima de hercio, se traduce en 0,006 ml/min.

A continuación se realizaron experiencias entorno al sensor de presión. Como bien se ve en la gráfica que se adjunta como resultado el resultado es perfectamente lineal, pero es un promedio de 10 medidas que sufrían variaciones entre ellas. La explicación a este fenómeno se encuentra en pequeñas pérdidas de carga hidráulica derivadas del error que introduce el montaje realizado. Se adjuntan dos gráficas correspondientes a las dos mediciones realizadas para poder validar el experimento. Con la salida cerrada (caudal nulo) y con la salida del circuito abierta.

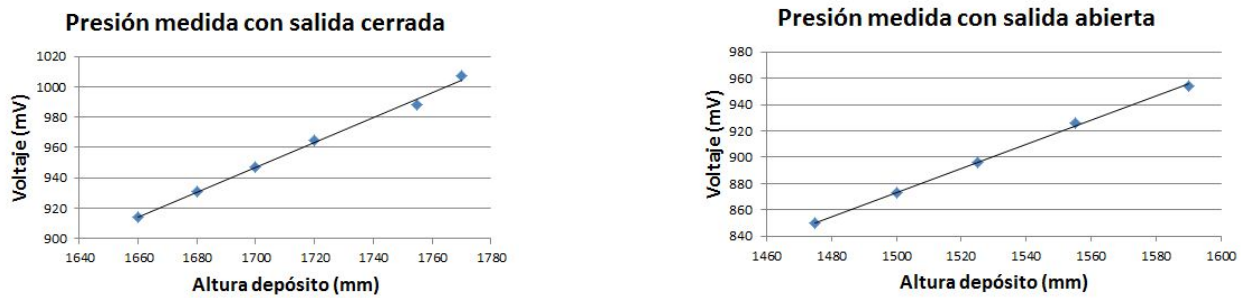


Figura 34: Vista preliminar de la carcasa del dispositivo

Tras los resultados puede afirmarse que la respuesta del sensor es totalmente lineal pero no que su calibración se adapte a los requerimientos del sistema. Por esto se decide que el proyecto puede continuar su curso, pero el sistema de medición deberá incluir una función que permita la calibración del sensor antes de su uso. Sabiendo que su respuesta es lineal basta con ajustar el offset que tenga y su ganancia para adaptarlo al sistema donde se instale.

4.2 Funcionamiento del Software

En este capítulo se comprobará y corroborará mediante imágenes el correcto funcionamiento del sistema y que cumple con las especificaciones y requerimientos del proyecto.

En la primera imagen se muestra el menú principal (figura 35) desde el cual se puede acceder a todas las opciones que el sistema ofrece. Éstas son la medición de los parámetros del Tyrode, el establecimiento de rangos de control, la calibración del MPX5050GP o la sección de ayuda donde podremos leer las instrucciones del dispositivo.

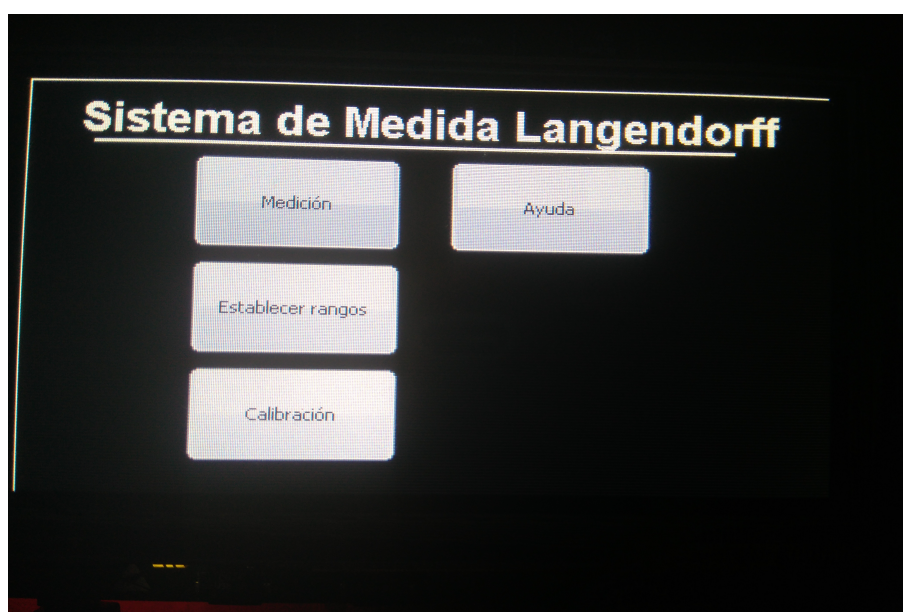


Figura 35: Detalle del menú principal del dispositivo

Dentro del menú de medición se tienen dos opciones. En el primer modo de visualización podemos elegir una de las variables para centrarse en ella y ver su evolución temporal. A la vez se pueden ver el resto de variables en la parte inferior de la pantalla, para no perder el control de ninguna en ningún momento.

Puede observarse como, cuando el valor de una variable se encuentra dentro del rango establecido se visualiza en color blanco. De lo contrario se verá en rojo o azul, según supere el límite superior o inferior del rango, respectivamente. Se puede navegar por las distintas variables presionando el botón que muestra el símbolo “>”. Presionando el botón caracterizado como “vista” se pasa al segundo modo de visualización donde se observan todas las variables a la vez sin evolución temporal, para el caso en el que no sea de interés. Volviendo a presionar se alterna entre los dos modos de visualización. Por otra parte, puede verse el botón “salir” el cual estará presente en todas las pantallas con el que se vuelve a la pantalla inicial.



Figura 36: Detalle de la vista temporal de una variable

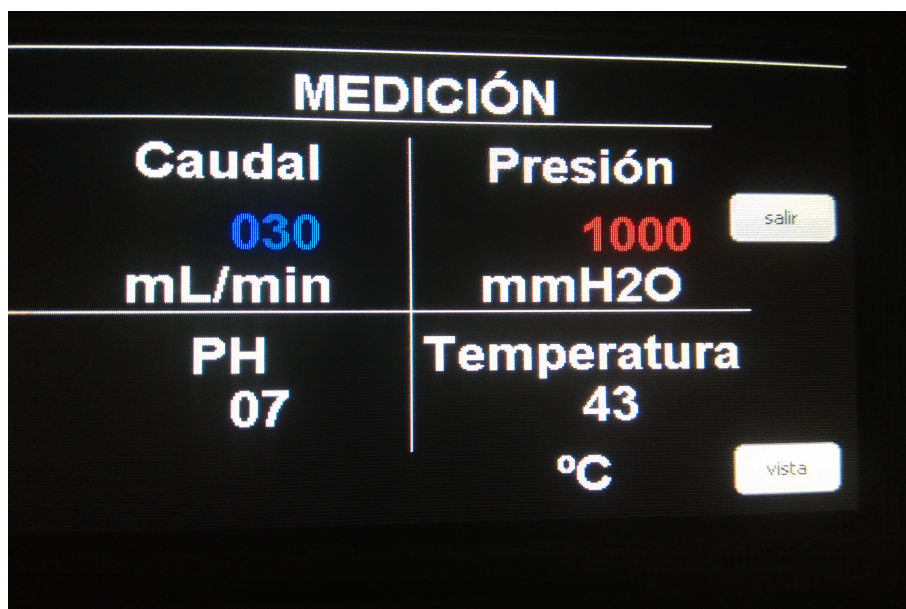


Figura 37: Detalle de la vista completa

Otra opción que se ofrece en el menú principal es, como ya se ha citado, seleccionar los rangos para los que se considera que el sistema de perfusión está trabajando en condiciones normales. Se puede acceder mediante el botón caracterizado como “Establecer rangos”.

Una vez dentro de él se puede ver una barra deslizante para cada valor a establecer, que se corresponden con el superior e inferior del rango de control de cada variable. Desplazando la barra de control, se producen grandes variaciones en el valor. Si por el contrario se desea precisión, puede optarse por presionar los botones de los extremos. Con ellos se provocan cambios de una unidad en el valor que se esté modificando.



Figura 38: Detalle del menú de selección de rangos

Accionando el botón “Confirmar” se guardan los datos. De presionarse el botón “Salir”, se vuelve al menú principal sin actualizar los datos. Si se diera el caso de que se establece un valor del extremo superior del rango que es menor que el extremo inferior, el sistema avisa mostrando una pantalla negra con el mensaje “Error”. Tras esto, devuelve al usuario a la vista del menú para que pueda corregirlo.

La última de las acciones, es calibrar el sensor de presión. Como ya se ha comentado, por cuestiones de precisión, debe de poder de calibrarse en el entorno de instalación.

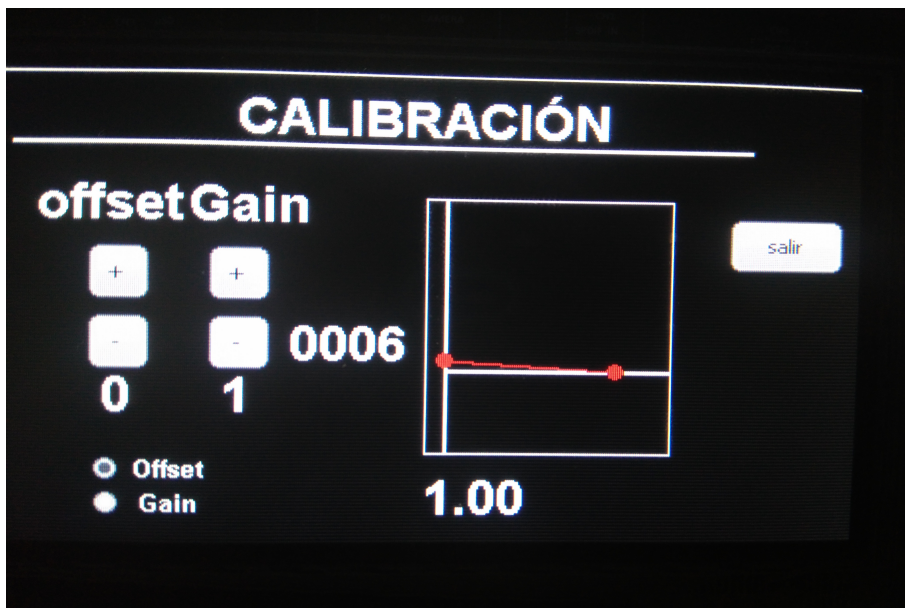


Figura 39: Detalle del menú de calibración

La idea del menú es poder calibrar el sensor con tan solo un menú. Tal y como se indica en las instrucciones de uso, se debe colocar el sensor en vacío para corregir su error de offset. Una vez hecho esto, se instala en el circuito de Tyrode y con ayuda de la columna de agua del laboratorio se ajusta su ganancia. Para cambiar de una opción a otra, se deben pulsar los botones radiales de la parte inferior izquierda de la pantalla.

Para ayudar a ver si los cambios que se realizan están surgiendo efecto se muestra el valor de la presión actual y una pequeña recta se mueve. Con esto se consigue guiar al usuario y que sea consciente más rápido si está equivocado de opción.

La última opción que ofrece el sistema es una pequeña guía de uso que se puede consultar pulsando el botón de “ayuda” del menú principal.

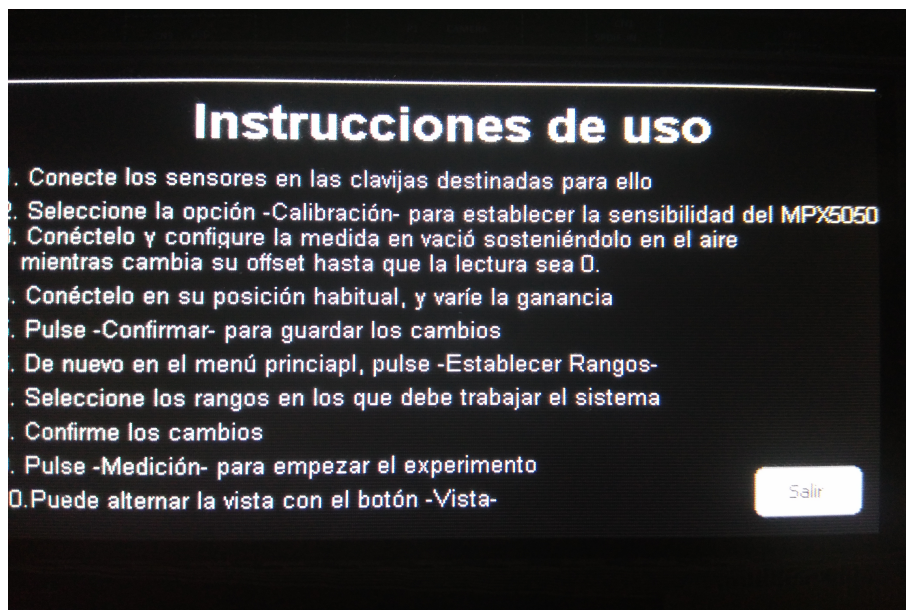


Figura 40: Detalle del menú de ayuda

4.3 Montaje

En este apartado se detallarán los componentes que se usaron para hacer de todo el circuito, un sistema independiente tal y como se pedía en las especificaciones.

El primer trabajo que se realizó fue medir el consumo total del circuito junto al microprocesador y la pantalla, para poder elegir componentes que satisfagan la demanda de corriente. Con ayuda de la fuente de alimentación que se usaba en el banco de ensayos, se alimentó el circuito y se prestó atención al valor de corriente consumida. Esta medición se debe hacer con todos los sensores conectados, para acercarse lo máximo posible al valor real de carga para la alimentación, así como con el circuito de agua en funcionamiento. En contra de esta premisa, pero en pro

de un estudio más profundo del diseño, se conectó primero el circuito de acondicionamiento y luego la pantalla. Con esto se conoce el consumo de ambas partes por separado.

El resultado para la etapa de acondicionamiento fue de unos 50 mA. Un valor más que aceptable para la carga instalada. Parte de este buen resultado es fruto de la elección de resistencia de valores altos, lo que disminuye el consumo del circuito y lo dota de robustez.

Por otra parte, el consumo sube hasta los 260 mA para el microprocesador junto a la pantalla configurada para emitir un fondo totalmente blanco, lo que en teoría se corresponde con el caso más desfavorable en lo que al consumo se refiere.

Siendo el consumo total, la suma de ambos resultados, se obtiene que la alimentación del dispositivo tiene que ser capaz de otorgar alrededor de 300 mA. A este valor, se decide aplicar un coeficiente de seguridad de un 5 % para compensar posibles picos de corriente y momentos de un consumo máximo de los sensores.

Con estos valores, puede escogerse ya el primero de los componentes, que es un convertidor DC - DC con salida invertida, para poder realizar la alimentación simétrica de los operacionales.

De entre una gran oferta del mercado, el elegido es el CC-10-1212DF-E de la compañía especializada en fuentes de alimentación, TDK-Lambda. Puede otorgar una salida de ± 12 V, con una corriente máxima de 450 mA, suficiente para el dispositivo.

El último componente para dotar de autonomía al dispositivo es una batería. Tal y como se especifica, debe poder hacer servir el sistema durante al menos un experimento.

Para ello se escoge una batería de 2600 mAh que otorga una salida de 11.1 V. Es totalmente válida puesto que la entrada del convertidor DC-DC admite un rango de 9 a 18 V. Como todo el circuito debe trabajar como mucho a 3.3 V para poder acoplarse a la placa de procesado, que los operacionales se alimenten a 11.1 no afecta, pues no saturarán antes del valor máximo de la salida. Por otra parte, 11.1 es un valor apto para la lm7805, cuya entra debe ser mayor de 7 V según datasheet.

Con unos sencillos cálculos a partir de sus especificaciones puede saberse la vida en horas del dispositivo en uso. Para tener en cuenta espacios de tiempo en los que el sistema pueda consumir más debido a reinicios repetitivos o uso elevado de la pantalla táctil se redondea el consumo del dispositivo a 400 mA. Mediante una relación inversamente proporcional, se puede extraer el tiempo en funcionamiento a partir de la capacidad de las baterías.

$$T_{funcionamiento} = \frac{2600 * 1}{400} = 6,5horas \quad (15)$$

Este tiempo es más que suficiente para rendir durante una sesión experimental entera. De todas formas, para evitar problemas se instalará una entrada de alimentación para poder conectar un transformador con salida de 12 V y la potencia correcta. El sistema cuenta con un conmutador para seleccionar el tipo de alimentación.

Siguiendo con el montaje, se diseño un circuito impreso para las etapas de acondicionamiento. Como se puede ver en los planos adjuntado (anexo 7.3 Planos), el circuito dispone de 2 capas. Puesto que el espacio no es una restricción, no se ha

hecho necesario diseñar el circuito con encapsulados tipo SMD, aunque se podría hacer en caso de existir futuras versiones.

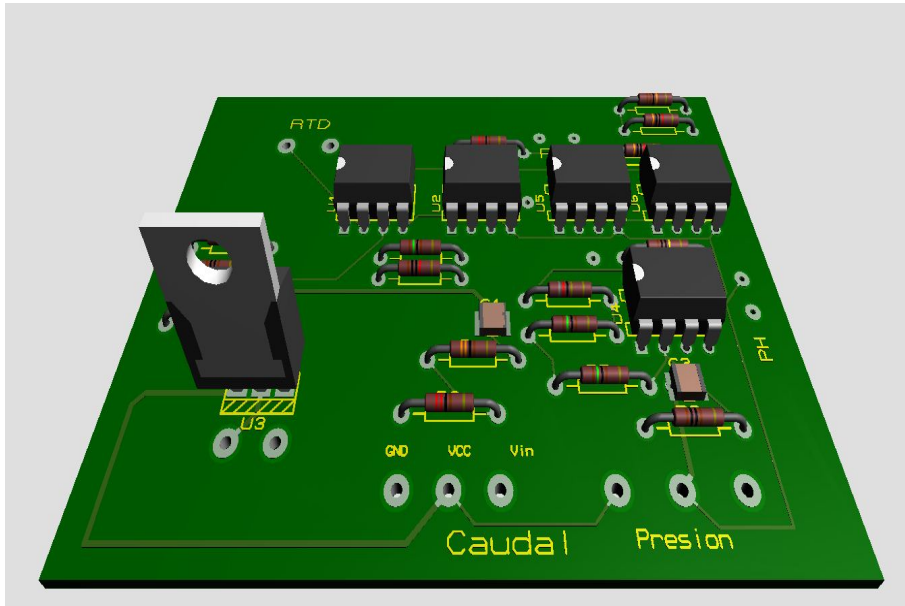


Figura 41: Vista general del circuito diseñado

En esta ocasión, para el prototipo el circuito se ha montado sobre una placa perforada tal y como se ve en la imagen. Al no disponer de dos capas, hay casos en los que resulta imposible conectar dos puntos, por lo que es necesario el uso de cables.

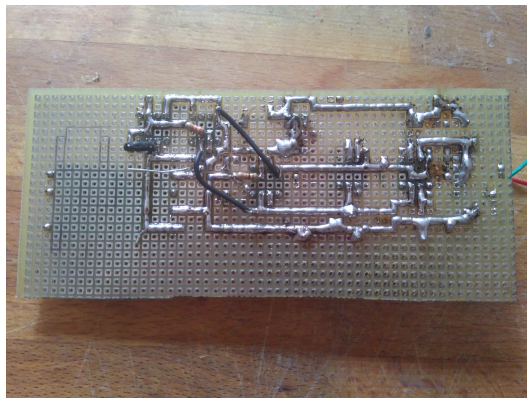


Figura 42: Detalle del circuito de acondicionamiento

A este circuito, se añaden dos interruptores. Uno de ellos conmuta de forma que se pueda seleccionar el tipo de alimentación, batería o red. El otro conectado en serie entre la alimentación y todo el circuito, permite apagarlo completamente. Pueden apreciarse en imágenes posteriores a la izquierda de la pantalla, al igual que en los planos.

Por último, todo el contenido diseñado a lo largo del presente proyecto se instaló dentro de la carcasa ya diseñada. Se instalaron los conectores para la conexión de sensores. El resultado final del proyecto puede apreciarse en la imagen 43.

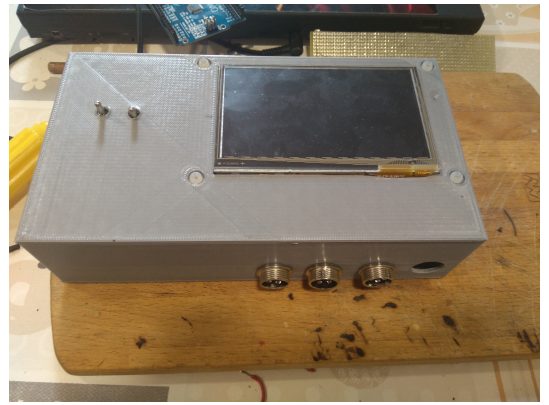
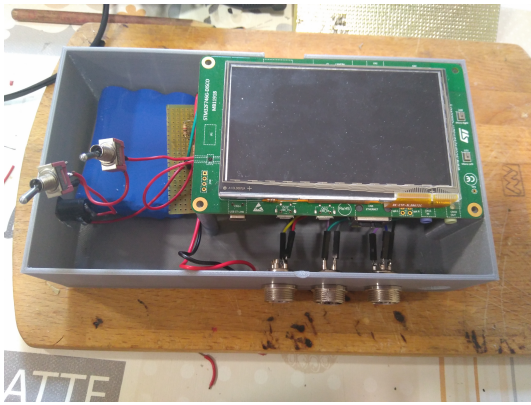


Figura 43: Resultado del montaje del dispositivo

5 Conclusiones y líneas futuras

Tras la discusión y análisis de los datos, se concluye el proyecto de una forma satisfactoria y positiva. Se ha conseguido establecer metodologías de medición para las distintas variables y comprobar su funcionamiento experimental. Respecto a la sonda de PH, aunque no se haya encontrado un modelo adecuado, resulta interesante el hecho de realizar un circuito que pueda adaptarse rápidamente a distintos rangos de salida. Adicionalmente, la intensa búsqueda, también resulta gratificante y constructiva.

Además se ha podido implementar un sistema que consigue interferir lo menos posible en el entorno del laboratorio, que al fin y al cabo es lo que se demandaba. Dentro del diseño del dispositivo, se realizó un estudio exhaustivo de circuitos de acondicionamiento basados en amplificadores operacionales que redujeran el número de componentes y lo simplificaran.

Este conjunto de experiencias, han hecho que la trayectoria del proyecto haya sido completa y multidisciplinar. Esto se debe a que también se han puesto en juego conocimientos sobre mecánica de fluidos, programación y diseño de productos.

El proyecto queda abierto a varias mejoras que simplifiquen la electrónica y hagan de la interfaz del programa, un entorno más intuitivo y que presente más datos de interés. Es más, sería interesante que el dispositivo trabajara y analizara los datos, para adelantar alguna pequeña conclusión del experimento.

Como camino abierto, queda propuesta continuar el cambio de operacionales por unos de alimentación simple. Así podría eliminarse el convertidor DC-DC. Por otra parte, se puede incluir, que los datos queden registrados en la tarjeta SD o que el dispositivo alerte de distintas formas ante cambios bruscos de la variable, para lo que habría que analizar la tendencia de la misma.

6 Bibliografía

- 1 - Ateroesclerosis y enfermedad arterial coronaria, V. Fuster, Springer-Verlag 1997
- 2 - Las 10 principales causas de defunción por la OMS
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/index1.html>
- 3 - Isolated heart perfusion according to Langendorff, M. Skrzypiec - B. Grotthus, A. Szelag - R. Schulz, Elsevier, 2006
- 4 - Real decreto sobre animales de laboratorio, BOE, 8 DE FEBRERO 2013
<https://www.boe.es/boe/dias/2013/02/08/pdfs/BOE-A-2013-1337.pdf>
- 5 - Apuntes de Sensores e Instrumentación Virtual, Á. Tormos, 2016
- 6 - Propoagación de errores
<https://www.uv.es/zuniga/3,2Propagaciondeerrores.pdf>
- 7 - STM32F746NG User Manual, STMicroelectronics, 2016
- 8 - Errores en RTD's
<http://www.temperature.com.au/Support/RTDSensors/RTDaccuracy.aspx>
- 9 - Datasheet Pt-1000, Reissman Sensortechnik
- 10- Iniciación a la física Volumen 1, J.Fernández, Reverte 2ª Edición 1981
- 11- Instrumentación electrónica, J.C. Álvarez - M. Pérez, Madrid: International Thomson, 2004
- 12- Creating a Middleware Application using CMSIS Components, ARM Ltd., 2014
- 13- Datasheet TL081, STMicroelectronics, 2001
- 14- Datasheet MPX5050GP, Freescale, 2010
- 15- Datasheet FCH-m-PP-LC, BIO-Tech, 2013
- 16- Datasheet Magnetically coupled pumps, RS Components, 1997
- 17- Apuntes de Instrumentación Virtual, Á. Tormos - E. Berjano, 2015

7 Anexos

7.1 Aspectos teóricos

7.1.1 Temperatura

La temperatura, $T(K)$ es una magnitud física y escalar que está directamente relacionada con la energía cinética de un sistema termodinámico y las variaciones que origina en distintos fenómenos físicos, dando información sobre el grado de agitación en el que se encuentran los átomos de la materia estudiada. Esta magnitud está definida por el principio cero de la termodinámica.

Dicha magnitud puede medirse en infinidad de unidades que se pueden catalogar como absolutas (Rankie(Ra),Kelvin(K)) y escalas relativas (grado Celsius ($^{\circ}C$),Fahrenheit($^{\circ}F$),Réaumur (Re),Roemer(Ro), Newton($^{\circ}N$, Leiden($^{\circ}D$) o Delisle ($^{\circ}D$)). De todas estas, es el Kelvin la que se encontrará siempre que se emplee el SI. El control de la temperatura en cualquier experiencia del ámbito biosanitario es de

Conversión de temperatura a Kelvin	
Kelvin	$K=K$
Celsius	$C = K - 273,15$
Fahrenheit	$F = K \cdot \frac{9}{5} - 459,15$
Rankie	$Ra = K \cdot \frac{9}{5}$
Réaumur	$Re = (K - 273,15) \cdot \frac{9}{5}$
Roemer	$Ro = (K - 273,15) \cdot \frac{21}{40} + 7,5$
Newton	$N = (K - 273,15) \cdot \frac{33}{100}$
Delisle	$De = (K - 273,15) \frac{3}{2}$

Tabla 7: Factores de conversión de escalas de temperatura

gran importancia, ya que los excesos de temperatura pueden causar grandes daños tanto internos como externos en los órganos de estudio. Como ya se ha mencionado a lo largo de toda la descripción del proyecto, el mercado ofrece una gran amalgama de transductores de temperatura con el fin de adaptarse a todos los rangos de medida.

7.1.2 Presión

La presión (Pa), es una magnitud física y escalar que mide la proyección de la fuerza por unidad de superficie en dirección perpendicular. Siguiendo una vez más las leyes de la termodinámica, se encuentra relación con la temperatura.

A la hora de realizar una medición de presión, hay tres sistemas de medida diferenciados como son: aquellos que miden la presión en referencia al vacío absoluto (presión absoluta); los sistemas que miden teniendo como referencia la presión de la atmósfera (presión relativa); y los que miden la diferencia entre dos presiones no necesariamente de valor conocido (presión diferencial).

Como en el caso anterior, existen varias escalas de medida, siendo la adoptada por el SI el Pascal.

Al igual que con la temperatura, y como hoy en día en la mayoría de magnitudes, se hallan en el mercado infinidad de transductores con distintas metodologías que

Conversión de presión a Pascal	
Pascal	$\text{Pa} = \text{Pa}$
Bares	$\text{Bar} = \text{Pa} \cdot 10^{-5}$
Newton	$\text{N} = \text{Pa} \cdot 10^{-6}$
Kilopondio	$\text{Kp} = \text{Pa} \cdot 0,102$
Atmósfera	$\text{Atm} = \text{Pa} \cdot 0,987 \cdot 10^{-5}$
mmHg	$\text{mmHg} = \text{Pa} \cdot 0,0075$
<i>mmmmH₂O</i>	$\text{mmH}_2\text{O} = \text{Pa} \cdot 0,1019716$
Psi	$\text{Psi} = \text{Pa} \cdot 0,00014503$

Tabla 8: Factores de conversión de escalas de presión

intentan cubrir el amplio espectro de experimentos posibles.

En relación al trabajo realizado, el conocimiento en todo momento de la presión ayuda a conocer si la irrigación del Tyrode es correcta por las arterias coronarias. Además, una presión anormal puede producir un déficit de riego cardíaco, provocando arritmias e isquemias. En conclusión, su análisis ayuda en la investigación que se está llevando a cabo.

7.1.3 Caudal

Siendo su unidad más utilizada m^3/s , el caudal se puede definir como la cantidad de fluido que atraviesa cierta sección por unidad de tiempo. Podría clasificarse como una magnitud derivada, es decir, su comportamiento lo explican las distintas leyes de la mecánica de fluidos.

En el ámbito en el que se desarrolla este proyecto, se puede relacionar con la cantidad de sangre que circula por el corazón. Por lo que un déficit de éste, puede hacer disminuir la presión creando una insuficiencia sanguínea que acabe con la vida de los tejidos.

Respecto al mercado que existe en relación a esta magnitud, se encuentran infinidad de metodologías como pueden ser la presión diferencial, ultrasonidos, piezoresistivos o como en este caso el efecto hall.

7.1.4 Efecto Hall

El efecto Hall, puede definirse como el efecto físico producido por la interacción de una corriente eléctrica en presencia de campo magnético, y puede encontrar su explicación en la teoría de campos.

Siendo su mayor aplicación los sensores de proximidad, durante el desarrollo del presente trabajo, se ha aprovechado dicho efecto en el sensor de caudal. Dentro del mismo se encuentra una turbina, la cual gira en relación a la cantidad de flujo. Al girar hace coincidir la posición de dos imanes que cambian el estado de la salida del sensor, produciendo un pulso con el que se puede trabajar.

7.1.5 Principio de Millman

“En un circuito eléctrico de ramas en paralelo, cada una compuesta por una fuente de tensión ideal en serie con un elemento lineal, la tensión en los terminales

de las ramas es igual a la suma de las fuerzas electromotrices multiplicadas por la admitancia de la rama dividido por la suma de las admitancias.” Jacob Millman

$$V_m = \frac{\frac{F_1}{R_1} + \frac{F_2}{R_2} + \frac{F_3}{R_3} + \dots + \frac{F_n}{R_n}}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \dots + \frac{1}{R_n}}$$

Figura 44: Formulación numérica del Principio de Millman

Es altamente recomendado cuando el circuito solo dispone de dos nodos, dicho de otra manera, varias ramas en paralelo.

7.2 Presupuesto

Capítulo 1: Simulación de Sistema Langendorff			
Diseño y construcción de sistema de simulación de presión, temperatura, caudal y PH			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Listones madera 15x15x200 cm	2ud	1,89 €	3,78 €
tornillos madera M4x20 mm	5 ud	0,10 €	0,50 €
bridas 200 mm	30 ud	0,05 €	1,50 €
Llave de paso T	1 ud	1,00 €	1,00 €
Bomba 266-597 RS	1 ud	150,00 €	150,00 €
Tubos silicona caliente	3 ud	1,00 €	3,00 €
Argoya 15 mm	2 ud	1,00 €	2,00 €
Depósito 1,5 L	1 ud	0,40 €	0,40 €
Depósito 2,5 L	1 ud	0,80 €	0,80 €
Manguera de 12 mm	1,40 m	0,80 €	1,12 €
Manguera de 16 mm	0,60 m	1,00 €	0,60 €
Manguera de 4 mm	4 m	0,50 €	2,00 €
Tubo de PVC 8 mm	0,60 m	1,00 €	0,60 €
Tubo de PVC 12 mm	0,60 m	1,30 €	0,60 €
Cinta adhesiva	2 ud	1,50 €	3,00 €
		Total	170,90 €

Tabla 9: Capítulo 1 del presupuesto: Sistema de simulación Langendorff

Capítulo 2: Hardware			
Circuito analógico de adquisición de datos			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Amplificador TL081	4 ud	3,25 €	13,00 €
Fuente regulada LM7805	1 ud	0,44 €	0,55 €
Cable unifilar	6 m	0,23 €	1,38 €
Resistencia 1k Ω	3 ud	0,24 €	0,72 €
Resistencia 1,5k Ω	1 ud	0,32 €	0,32 €
Resistencia 2,2k Ω	1 ud	0,32 €	0,32 €
Resistencia 82 Ω	1 ud	0,32 €	0,32 €
Resistencia 3,3 k Ω	1 ud	0,32 €	0,32 €
Resistencia 10k Ω	1 ud	0,39 €	0,39 €
Sensor FCH-m-PP-LC0.1	1 ud	34,05 €	34,05 €
Sensor Pt-1000	1 ud	7,64 €	7,64 €
Sensor MPX5050	1 ud	10,50 €	10,50 €
STM32F746NG	1 ud	63,00 €	63,00 €
Placa perforada	1 ud	10,00 €	10,00 €
Convertidor dc-dc	1 ud	26,45 €	26,45 €
Bateria Litio	1 ud	48,31 €	48,31 €
Total			216,95 €

Tabla 10: Capítulo 2 del presupuesto: Sistema de determinación de variables para sistema Langendorff

Capítulo 3: Carcasa			
Diseño e impresión de la carcasa			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Hilo de impresión 3D	10 m	0,20 €	2,00 €
Total			2,00 €

Tabla 11: Capítulo 3 del presupuesto: Diseño de carcasa

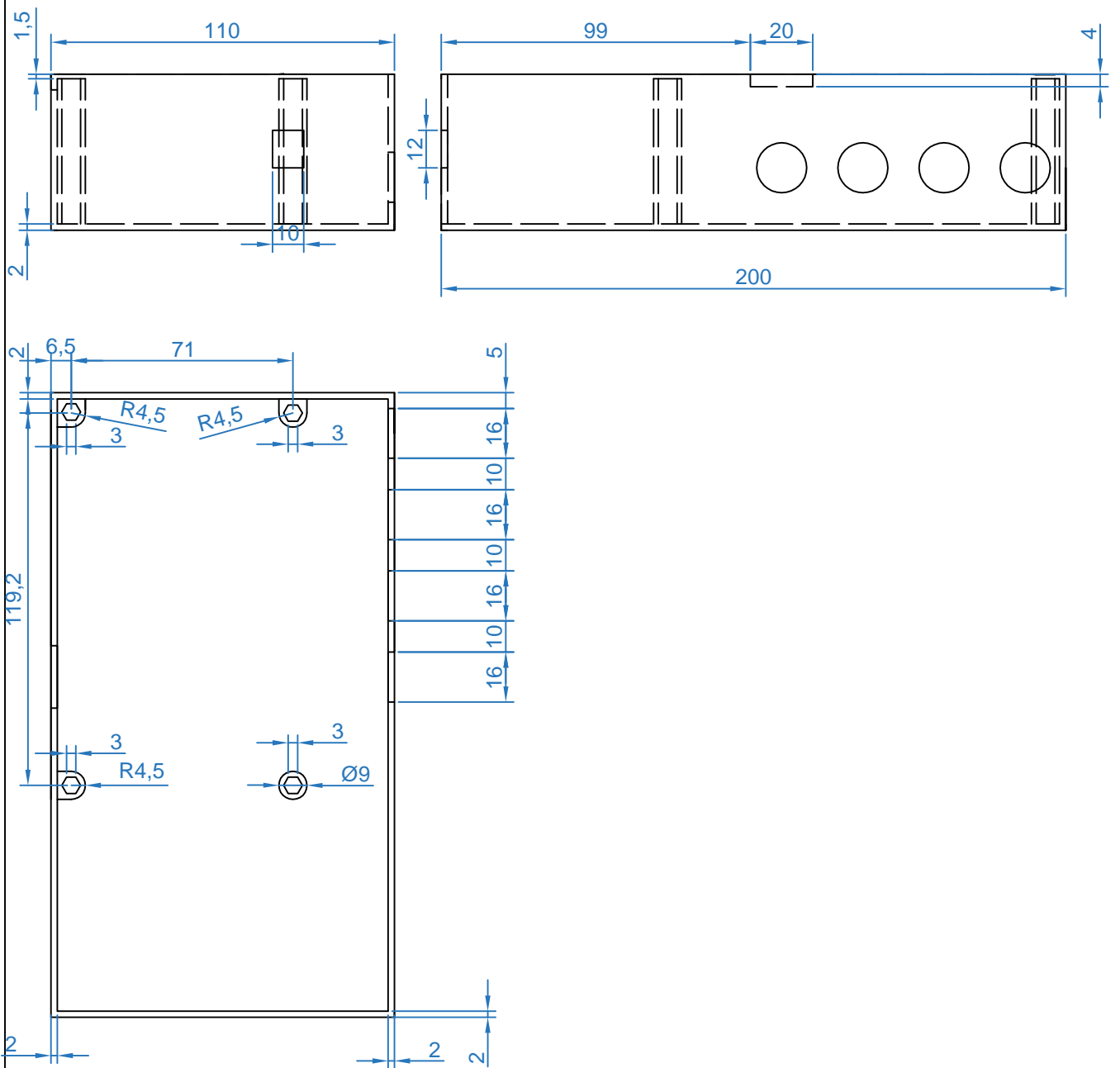
Capítulo 4: Mano de obra			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Trabajos de diseño, desarrollo y documentación (Ingeniero)	150 h	20,00 €	3000 €
Trabajos de realización del prototipo (adquisición materiales y montaje)	40 h	20,00 €	800,00 €
Trabajos de realización del sistema de simulación	15 h	20,00 €	300,00 €
Total			4100,00 €

Tabla 12: Capítulo 4 del presupuesto: Mano de obra

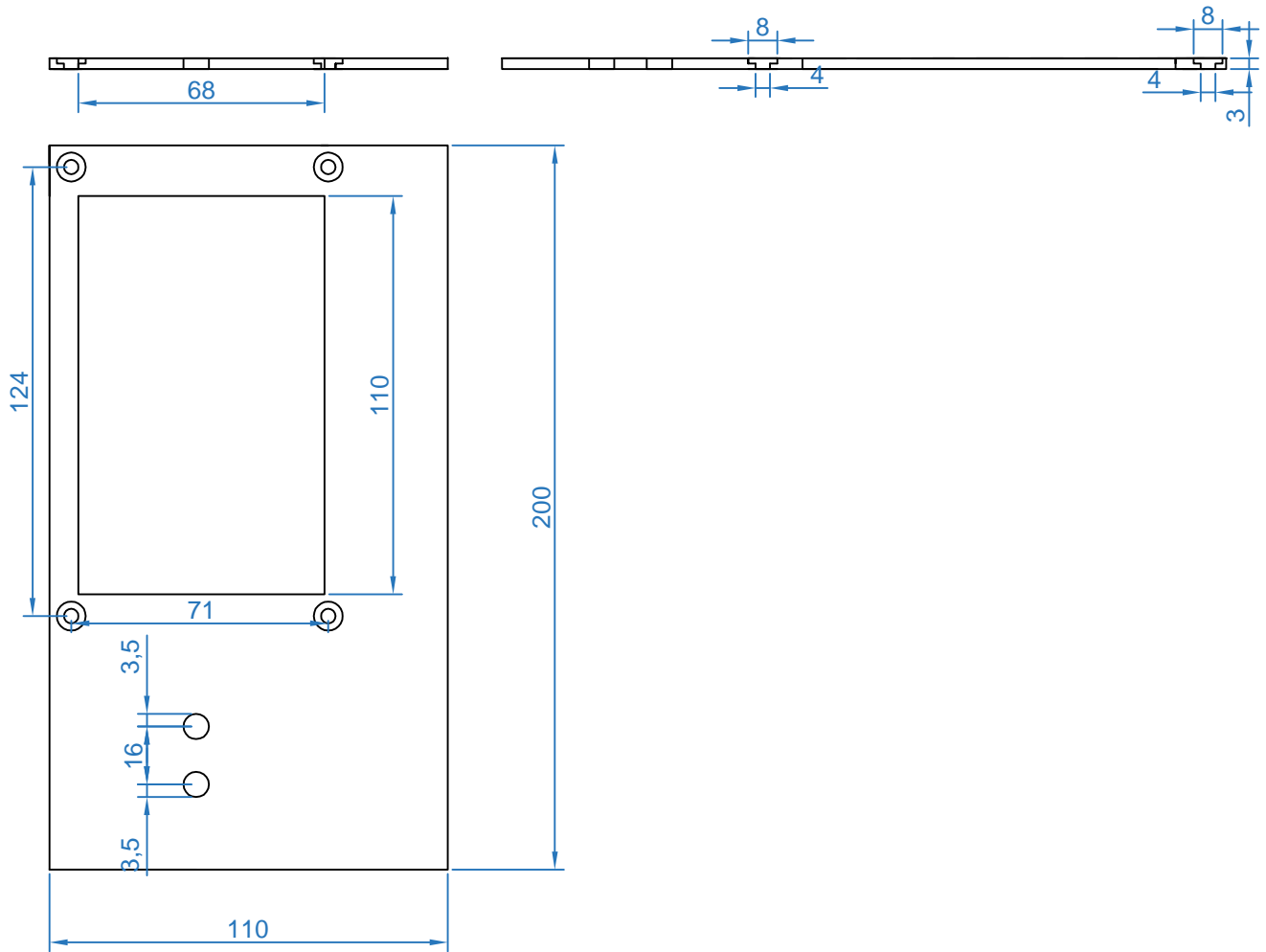
Resumen	
Capítulo	Importe
Capítulo 1	170,90 €
Capítulo 2	216,95 €
Capítulo 3	2,00 €
Capítulo 4	4100,00 €
Presupuesto de ejecución	4489,85 €
Gastos generales 12 %	538,78 €
Beneficio industrial 7 %	314,28 €
Subtotal	5342,91 €
IVA 21 %	1122,01 €
Total	6464,92 €

Tabla 13: Resumen del presupuesto

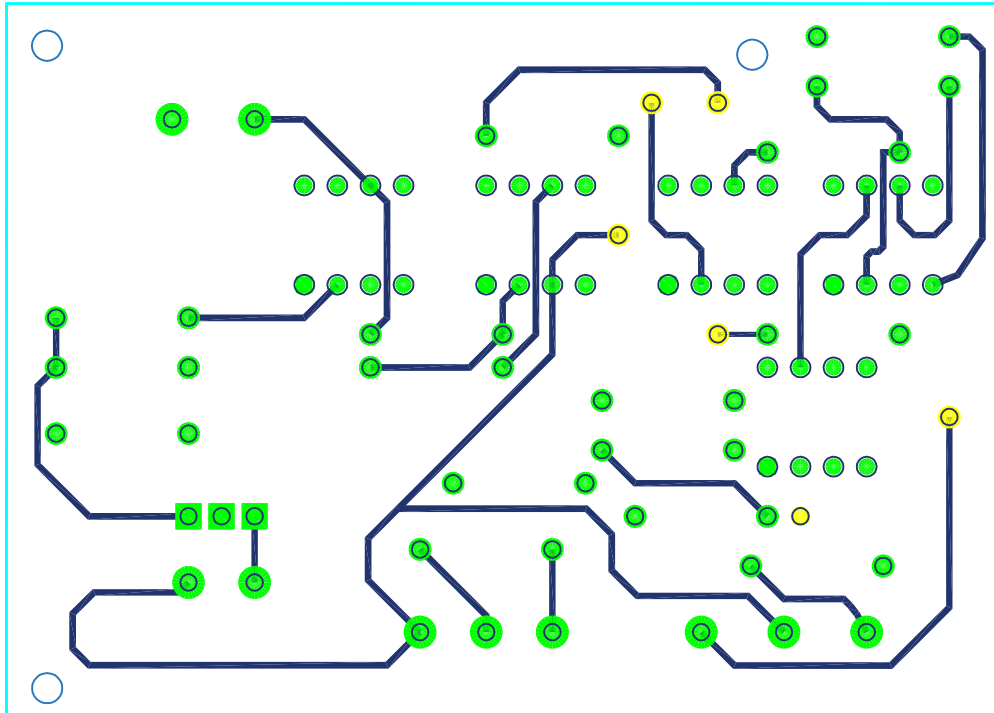
7.3 Planos



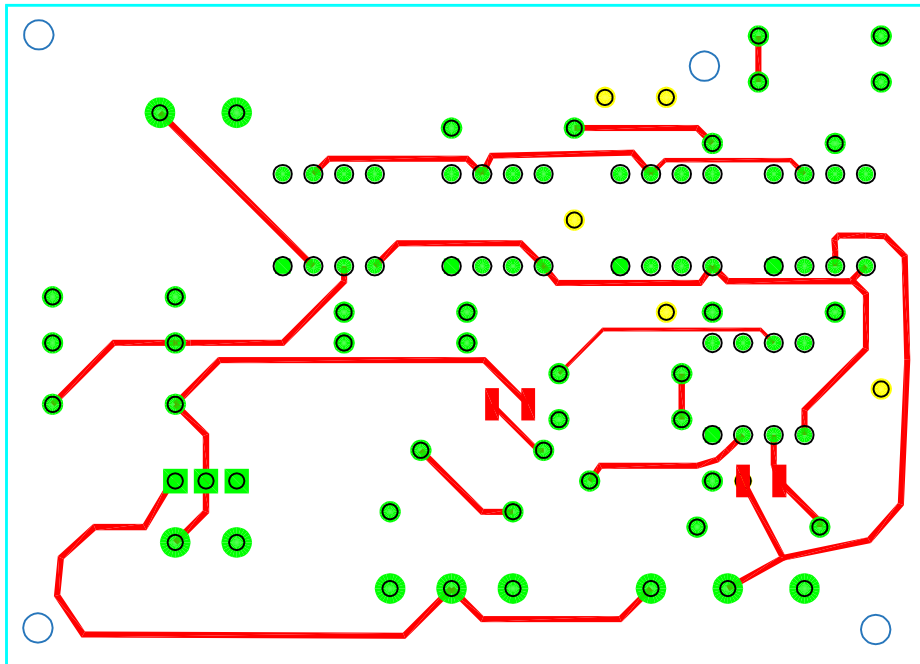
1	40.2		ABS
Marca	Nº PIEZA	Observaciones	Material
	Fecha		TFG
Dibujado Comprobado	29/06/17 29/06/17	Escala: 1:2	
Conjunto:	CARCASA		
Título:	BASE CARCASA		PLANO Nº 1.00



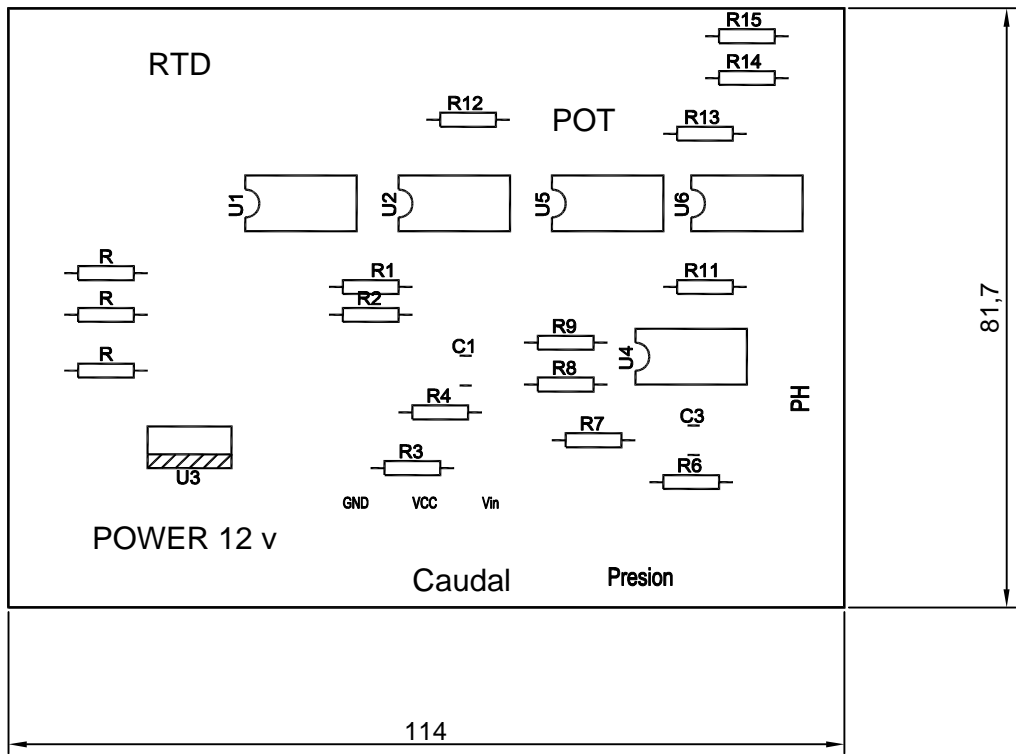
1	40.2		ABS
Marca	Nº PIEZA	Observaciones	Material
	Fecha		TFG
Dibujado Comprobado	29/06/17 29/06/17	Escala: 1:2	
Conjunto: CARCASA			
Título: TAPA CARCASA			PLANO Nº 1.01



1	40.2		
Marca	Nº PIEZA	Observaciones	Material
	Fecha		TFG
Dibujado Comprobado	29/06/17 29/06/17	Escala: 1:1	
Conjunto: Circuito Impreso			
Título:	Ruteo Capa Inferior		PLANO Nº 1.01



1	40.2		
Marca	Nº PIEZA	Observaciones	Material
	Fecha		TFG
Dibujado Comprobado	29/06/17 29/06/17	Escala: 1:1	
Conjunto: Circuito Impreso			
Título: Ruteo Capa Superior			PLANO Nº 1.01



- R = 1 k
- R1 = 1.5 k
- R2 = 10 k
- R3 = 2.2 k
- R4 = 3.3 k
- R5 = 3.3 k
- R6 = 1 k
- R7 = R8 = 1.5 k
- R9 = 82
- R11 = 1 M
- R12 = 2.2 k
- R13 = 30 k
- R14 = 30 k
- R15 = 110 k
- C1 = 100 uF
- C2 = 100 uF
- C3 = 1 mF
- C4 = 0.33 uF
- C5 = 0.1 uF
- C1 = 100 uF
- U1 = U2 = U4 = U5 = U6 = TL081
- U3 = lm7805

1	30.4	Serigrafiado de a capa superior	
Marca	Nº PIEZA	Observaciones	Material
	Fecha		TFG
Dibujado Comprobado	17/06/17 17/06/17	Escala: 1:1	
Conjunto: ELECTRÓNICA			
Título: SERIGRAFÍA			PLANO Nº 2.04