

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA

Trabajo Final de Grado

Desarrollo de un sistema para la medida de la presión de perfusión de un sistema Langendorff

Realizado por Arturo Cuadrado García

Tutores:

Antonio Guill Ibáñez

Álvaro Tormos Ferrando

Valencia, junio 2015

AGRADECIMIENTOS

Quiero dar gracias a mis tutores, Antonio Guill Ibáñez y Álvaro Tormos Ferrando, por su ayuda y su constante apoyo, al grupo BIO-ITACA de la Universitat Politècnica de València que, aunque coincidimos brevemente, fueron de mucha ayuda en el desarrollo del trabajo, y al grupo de investigación GRELCA, de la Facultat de Medicina de la Universitat de València, que me recibieron desde el primer día como uno más.

RESUMEN

El presente trabajo fin de grado se enmarca en el ámbito de investigación del grupo BIO-ITACA de la Universitat Politècnica de València que, junto a otros grupos, participa en trabajos con modelos experimentales de corazón aislado de animales orientados al estudio de la fisiología, fisiopatología y farmacología cardíacas. Dichos trabajos se basan en el Sistema Langendorff, encargado de mantener la actividad electromecánica del corazón aislado del animal mediante la perfusión retrógrada de líquido nutricio que sustituye a la sangre. Ello se consigue canulando la aorta a dicho sistema para que proporcione el líquido a temperatura y presión hidrostática constante. La perfusión inversa del líquido provoca el cierre de las válvulas aórticas consiguiendo así su circulación a través de la vascularización coronaria. De modo que la presión juega un papel importante en el proceso por lo que es importante conocer su valor en aras a garantizar la necesaria reproducibilidad experimental. Actualmente, en el sistema disponible en el laboratorio, se monitoriza mediante una columna de presión. Aunque no se cuestiona su fiabilidad, deja de tener validez con la incorporación de sistemas de registro electro-ópticos que requieren la ausencia de luz ambiente durante la experimentación. Adicionalmente, con la columna tampoco es posible el registro de dicha variable a lo largo del experimento, cuestión ésta de interés. Por otro lado los sistemas comerciales específicos basados en transductores son muy caros y se precisa su integración con el resto de instrumentación disponible en el laboratorio. Así pues, para dar solución a los problemas apuntados, el objetivo del presente trabajo ha sido el desarrollo de un sistema de registro de la presión de perfusión en un sistema Langendorff basado en un transductor de presión, una tarjeta de adquisición de datos, y un software de registro y monitorización en tiempo real basado en LabView. Básicamente, el sistema a diseñar debía: i) adaptarse a modelos experimentales de distintas especies animales cuya presión estaría comprendida entre los márgenes de 60 a 120 mmHg, ii) integrarse con la instrumentación existente en el laboratorio y iii) proporcionar alarmas en caso de estar fuera de márgenes aceptables. Se ha desarrollado dicho sistema, se ha comprobado su funcionamiento durante la realización de un experimento, obteniendo medidas entre 60 y 70 mmHg. Los resultados han sido satisfactorios en cuanto que cumple plenamente los objetivos planteados: los requerimientos exigidos, es sencillo, económico y fiable. Como mejoras cabría la integración del software desarrollado con el que se actualmente se emplea en el registro de otras variables y la protección del sensor frente a salpicaduras o eventuales derrames del líquido nutricio.

RESUM

El present treball fi de grau s'emmarca en l'àmbit de recerca del grup BIO-ITACA de la Universitat Politècnica de València que, al costat d'altres grups, participa en treballs amb models experimentals de cor aïllat d'animals orientats a l'estudi de la fisiologia, fisiopatologia i farmacologia cardíques. Aquests treballs es basen en el Sistema Langendorff, encarregat de mantenir l'activitat electromecànica del cor aïllat de l'animal mitjançant la perfusió retrògrada de líquid nutrici que substitueix la sang. Això s'aconsegueix canulant l'aorta a aquest sistema perquè proporcione el líquid a temperatura i pressió hidrostàtica constant. La perfusió inversa del líquid provoca el tancament de les vàlvules aòrtiques aconseguint així la seva circulació a través de la vascularització coronària. De manera que la pressió juga un paper important en el procés per la qual cosa és important conèixer el seu valor a fi de garantir la necessària reproductibilitat experimental. Actualment, al sistema disponible al laboratori, es monitoritza mitjançant una columna de pressió. Encara que no es qüestiona la seva fiabilitat, deixa de tenir validesa amb la incorporació de sistemes de registre electro-òptics que requereixen l'absència de llum ambient durant l'experimentació. Addicionalment, amb la columna tampoc és possible el registre d'aquesta variable al llarg de l'experiment, qüestió aquesta de interès. D'altra banda els sistemes comercials específics basats en transductors són molt cars i es precisa la seva integració amb la resta d'instrumentació disponible al laboratori. Així doncs, per donar solució als problemes apuntats, l'objectiu del present treball ha estat el desenvolupament d'un sistema de registre de la pressió de perfusió en un sistema Langendorff basat en un transductor de pressió, una targeta d'adquisició de dades, i un programari de registre i monitorització en temps real basat en LabView. Bàsicament, el sistema a dissenyar havia de: i) adaptar-se a models experimentals de diferents espècies animals la pressió estaria compresa entre els marges de 60 a 120 mmHg, ii) integrar-se amb la instrumentació existent en el laboratori, i iii) proporcionar alarmes en cas d'estar fora de marges acceptables. S'ha desenvolupat el sistema, s'ha comprovat el seu funcionament durant la realització d'un experiment, obtenint mesures entre 60 i 70 mmHg. Els resultats han estat satisfactoris en tant que compleix plenament els objectius plantejats: els requeriments exigits, és senzill, econòmic i fiable. Com a millores cabria la integració del programari desenvolupat amb el qual es actualment s'empra en el registre d'altres variables i la protecció del sensor davant esquitxades o eventuals vessaments del líquid nutrici.

ABSTRACT

This final degree project was carried out as part of the research undertaken by the BIO-ITACA group of the Polytechnic University of Valencia which, together with other groups, is involved in work with experimental models of isolated animal hearts oriented to the study of physiology, physiopathology, and cardiac pharmacology. This work is based on the Langendorff system that keeps the electromechanic activity of the animal isolated heart by retrograde perfusion of the nutritive liquid that substitutes blood. This can be achieved by cannulating the aorta to the system that provides the liquid at constant temperature and pressure. The inverse perfusion of the liquid causes the closing of the aortic valves making possible its circulation through the coronary vasculature. Pressure plays an important role in the process so it is important to know its value in order to ensure the necessary experimental reproducibility. In the laboratory where it is currently working, it is monitored by a pressure column. Although its reliability is not in doubt, it is no longer valid with the addition of electro-optical registration systems that require the absence of ambient light at the laboratory. Additionally, with the pressure column is not possible to register this variable throughout the experiment. Moreover, specific commercial systems based on transducers are very expensive and their integration with other instrumentation available in the laboratory is required. In order to solve these problems, the objective of this project was the development of a registration system for perfusion pressure in a Langendorff system based on a pressure transducer, a data acquisition card and a registration and real-time monitoring software based on LabVIEW. Basically, the new system should be adapted to experimental models of different animal species (pressure values between 60 and 120 mmHg depending on the heart presented in the test), it should integrate with the existing instrumentation available at the laboratory and provide alarms in case the pressure values are outside the acceptable margins. The system was developed, its correct functioning was tested at the laboratory with the other components and the values obtained were between 60 and 70 mmHg. The results have been satisfactory in that the objectives and requirements have been achieved. Moreover, the system is economical and reliable. Further improvements, such as a cover to protect the transducer from fluid spills or integrating the software with that already used in the laboratory, can still be developed.

ÍNDICE

1.	Introducción	1
1.1.	Contexto y motivación	1
1.2.	Fisiología del corazón	3
1.3.	Técnica Langendorff	5
1.4.	La presión en el sistema	7
1.5.	Condicionantes presentes	7
1.6.	Recursos disponibles	8
-	Tarjeta de adquisición MCC.....	8
-	Software de configuración InstaCal.....	9
-	Entorno de programación: LabVIEW	9
2.	Objetivos	11
3.	Métodos	11
3.1.	Planteamiento general	11
3.2.	Implementación del software en LabVIEW	12
	Configuración de rango de la tarjeta	14
	Bloque de lectura de la señal de entrada	14
	Bloque de adaptación de la señal	15
	Bloque de lectura de la señal de referencia	16
	Bloque de cálculo de las presiones máxima y mínima	17
	Bloque de gráfica y alarma	17
3.3.	Transductor de presión	19
	Presión máxima	19
	Método de medida de presión	19

Compatibilidad con el medio	19
Conversión de la presión	19
Tensión de alimentación.....	19
3.4. Configuración de la tarjeta mediante software.....	20
3.5. Conexionado del transductor	20
3.6. Tarjeta del transductor.....	21
4. Resultados	23
4.1. Funcionamiento del software.....	23
4.2. Comprobación del sistema. Medida de presión.....	25
5. Discusión y conclusiones	27
6. Bibliografía	29
6.1. Multimedia	29
6.2. Documentación	29
6.3. Información técnica de fabricantes	30
6.4. Normativa.....	30
7. Anexo	33
7.1. Presupuesto.....	33
7.2. Información complementaria relativa a la presión.	34
Conversión de unidades	34
Métodos de medidas de presión	34
7.3. Material e infraestructuras empleadas	35
Simulación práctica de la presión	35
Infraestructuras	36

7.4. Programas auxiliares	37
Programa de evaluación de la tarjeta.....	37
Programa de evaluación de adquisición de datos	38
Programa de configuración	39
7.5. Transductores considerados durante la elaboración del trabajo.....	40
ESI [11].....	40
Epcos [12]	40
Gems Sensors [13].....	40
Succo [14]	40
Freescale [15]	40
7.6. Hoja de características del transductor MPX5050GP.....	41
7.7. Comentarios adicionales sobre la realización del trabajo y redacción de la memoria 42	
Normativa de aplicación.....	42
Empleo del Cuaderno de campo.....	42
Concepción inicial y naturaleza del trabajo	42
Estructura y contenidos de la memoria.....	43

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto y motivación

La mayor parte de las muertes súbitas en el mundo desarrollado son de origen cardíaco y están desencadenadas por arritmias malignas, básicamente fibrilación ventricular. La investigación de los mecanismos básicos implicados en dichas arritmias resulta indispensable para poder desarrollar estrategias encaminadas a su prevención o interrupción eficaces. En ese sentido los estudios electrofisiológicos experimentales con corazones aislados de origen animal contribuyen al avance en este terreno. El sistema de Langendorff permite el estudio directo del corazón aislado y perfundido aplicando diversas técnicas tanto sin someter al corazón a un trabajo como con una carga controlada.

El grupo de investigación BIO-ITACA de la Universitat Politècnica de València (UPV), junto con el grupo GRELCA de la Universitat de València, realiza trabajos en dicho campo con corazones de conejo, o cerdo. Estos experimentos se están desarrollando en el Laboratorio de Fisiología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València.

El presente Trabajo de Final de Grado surgió como respuesta a unas necesidades planteadas por los grupos de investigación. El grupo emplea sistemas Langendorff durante sus estudios, este sistema está diseñado para perfundir Tyrode (solución fisiológica carbogenada y con glucosa) a un corazón aislado, manteniendo la presión entre ciertos límites. Actualmente en el laboratorio donde se ha realizado el trabajo, durante los protocolos experimentales, se monitoriza la presión mediante una columna de Tyrode.

La monitorización de las condiciones de presión mediante la columna en experimentos con registro óptico no es operativa, en cualquier momento puede caer la presión como consecuencia de haberse obturado los filtros o producirse una desconexión de los conductos por sobrepresiones en el circuito de Tyrode. Además es necesario conocer de forma instantánea cualquier contingencia en el circuito de Tyrode, como la obturación de filtros o desconexión accidental de tubos que se manifiestan en forma de caídas de presión. En caso de mantenerse esta circunstancia, aceleraría el deterioro de la preparación, de ahí la importancia de disponer de una alarma.

Por otro lado, no se dispone de sistemas comerciales que resuelvan de forma satisfactoria el problema planteado, adquirir un sistema comercial resultaría excesivamente caro y no estaría plenamente adaptado a los requerimientos planteados. Por esto, el grupo ha optado por desarrollar un sistema de bajo coste.

1.2. Fisiología del corazón

El corazón es el músculo que se encarga de mantener el flujo sanguíneo, generando una presión y un caudal de modo que la sangre llegué a todo el cuerpo aportando los nutrientes y el oxígeno necesario para su correcto funcionamiento.

Cuatro cavidades son las que componen el corazón, éstas vienen diferenciadas en derecha (almacenan sangre carente de oxígeno) e izquierda (almacenan sangre oxigenada). Como puerta de acceso a las diferentes cavidades, existen cuatro válvulas. (Figura 1)

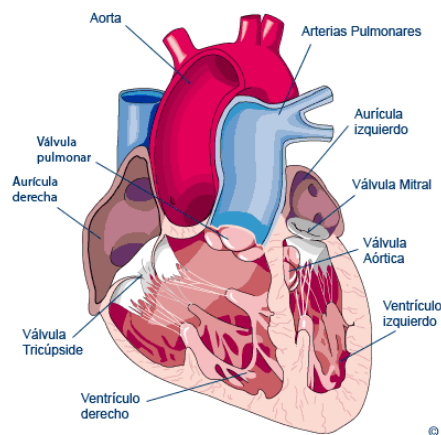


Figura 1. Esquema general de las cavidades y las válvulas que componen un corazón.

El proceso completo de bombeo de sangre se denomina ciclo cardíaco y se compone de varias etapas. (Figura 2)

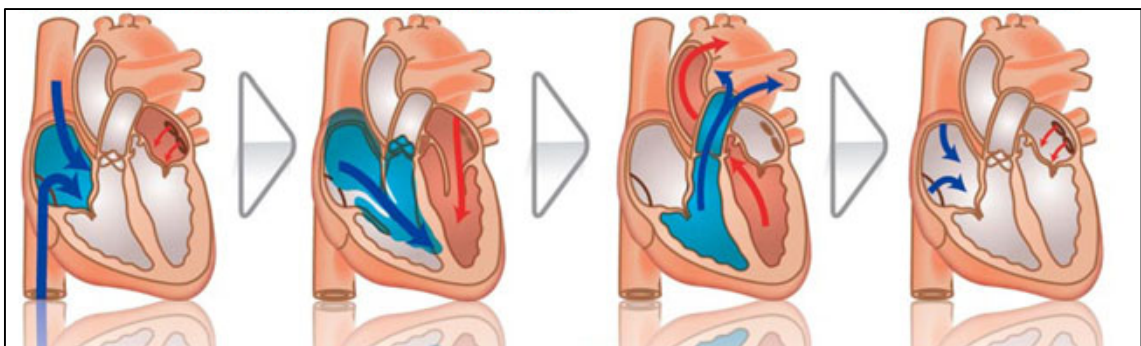


Figura 2. Etapas de las que se compone un ciclo cardíaco.

Diástole: Ambas aurículas se llenan de sangre, la sangre no oxigenada llega por el lado derecho desde las venas principales del cuerpo, y la sangre oxigenada regresa al lado izquierdo después de pasar por los pulmones.

Sístole auricular: Las válvulas mitral y tricúspide se abren y, en la contracción sistólica auricular, la aurícula fuerza a la sangre a entrar en las cámaras inferiores del corazón (ventrículos).

Sístole ventricular: Los ventrículos se contraen a la vez, bombeando sangre no oxigenada a través de la válvula pulmonar, que la transporta a los pulmones. A su vez, la sangre oxigenada es llevada por la válvula aórtica hacia las vías circulatorias del cuerpo, incluyendo las arterias coronarias del propio corazón (Figura 3).

La aurícula se relaja de nuevo al recomenzar la diástole y se llena una vez más con sangre, para reanudar el ciclo.[2]

En el corazón se distinguen tres capas de tejido: Pericardio, miocardio y endocardio.

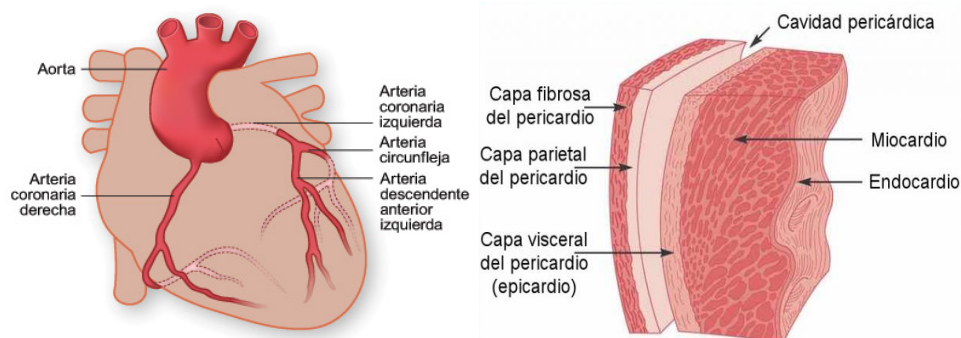


Figura 3.Arterias coronarias (izquierda). Capas del corazón (derecha).[5]

El miocardio es un músculo compuesto por células excitables que se contraen al ser estimuladas. Al igual que el resto de músculos del cuerpo, el miocardio necesita ser alimentado con los nutrientes y el oxígeno que la sangre aporta, por ello, dispone de las arterias coronarias (Figura 3), cuya función no es otra que la de suministrar sangre al propio corazón para su propia supervivencia.[4]

1.3. Técnica Langendorff

Oscar Langendorff describió su técnica en 1895. Antes que él, Carl Ludwig en 1846 y Elias Cyon en 1866 perfundieron corazones de rana. Gracias a ellos, se han logrado grandes avances en la comprensión de la fisiología cardíaca.

El principio básico de ésta técnica consiste en perfundir las arterias coronarias del corazón mediante la aplicación de un sustituto de la sangre (Tyrode¹) que ejerce una presión retrógrada en la aorta. Una vez alcanzada la presión adecuada la válvula aórtica se cierra y el flujo de nutriente fluye hasta las arterias coronarias, irrigando el miocardio y proveyendo al corazón de la alimentación necesaria para que siga latiendo. Finalmente, el líquido de perfusión es drenado al exterior por el propio sistema venoso cardíaco a través de la arteria pulmonar. En estas condiciones el corazón recupera su automatismo intrínseco a través del nodo sinusal manteniendo su actividad eléctrica y contráctil aunque en vacío. (Figura 4)

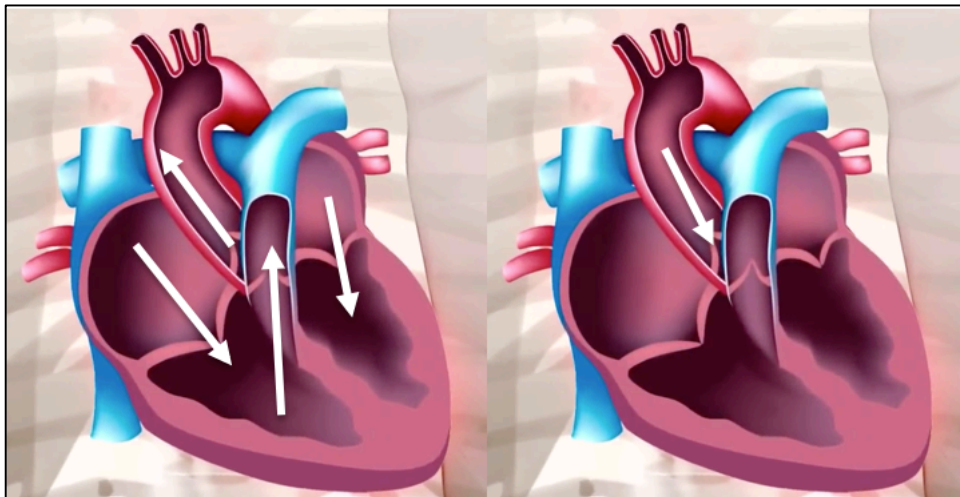


Figura 4. Flujo natural de la sangre (izquierda) y presión retrógrada de Tyrode (derecha).[1]

Aunque los modelos animales nunca se asemejan completamente a la realidad observada en la clínica, sí que permiten obtener información directa de determinados fenómenos.[7]

¹ A lo largo de la historia, la perfusión se realizaba con suero de la especie del corazón o incluso de otras especies, en la actualidad se utilizan líquidos nutricios artificiales (solución de Tyrode, solución de Krebs-Henseleit, etc) que se oxigenan con una mezcla de O₂ (95%) y CO₂ (5%). Estos fluidos contienen las proporciones adecuadas de electrolitos y glucosa. La perfusión se realiza a temperatura basal 37 °C

El sistema Langendorff dispone de un tanque en el que se oxigena y se bombea un líquido nutritivo (Tyrode) hasta la aorta mediante una bomba peristáltica, la cual aplica la presión de perfusión. En su camino, pasa por un filtro y un sistema de control de temperatura basado en un intercambiador de calor tubular. El sistema de estimulación eléctrica y el sistema de adquisición de datos complementarían el setup experimental como se muestra en la Figura 5.[6]

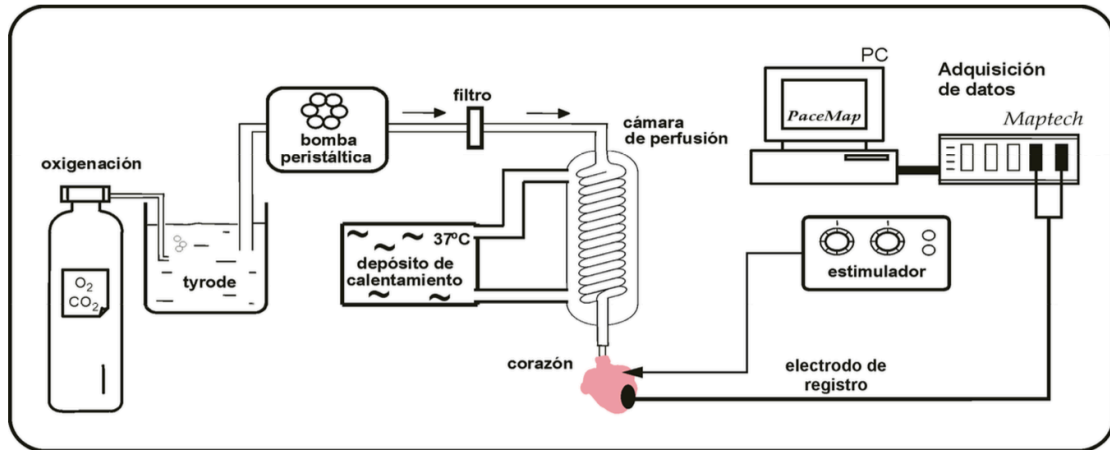


Figura 5. Esquema del sistema Langendorff.

Las principales ventajas de este tipo de modelos son la posibilidad de utilizar controles y de fijar las condiciones que podrían modificar los resultados al variar uno o varios factores. Como modelo de órgano aislado, se pueden medir variables en la ausencia de factores de confusión derivados de la acción reguladora extrínseca, por ejemplo, la circulación sistémica, los factores neurohumorales y las células sanguíneas.

Entre las limitaciones se encuentran las diferencias existentes entre la enfermedad humana y la inducida experimentalmente, producidas, entre otras causas, por diferencias en los mecanismos de regulación genética o en los factores que determinan las funciones cardíaca y vascular.

1.4. La presión en el sistema

Hay que tener en cuenta que esta preparación se deteriora rápidamente, requiriendo estricto control de la temperatura y la presión de perfusión para ser viable, desarrollar una función contráctil adecuada y no falsear la interpretación de la información registrada.

Como se ha comentado en el apartado 1.1, la presión de perfusión hace posible la irrigación sanguínea a través de las arterias coronarias, y de aquí, al miocardio. Una irrigación miocárdica inapropiada deriva en isquemia, uno de los efectos de la isquemia es el cambio en los potenciales de reposo y acción, lo que genera inestabilidad eléctrica y arritmias[9]. Por ello, es de gran importancia mantener una monitorización constante de la presión.

1.5. Condicionantes presentes

De todo lo expuesto, se tiene que un sistema que satisfaga las exigencias relativas a la medida de presión de aplicación en el sistema Langendorff en el Laboratorio de Fisiología, debería cumplir los siguientes requisitos:

- Debe estar diseñado para trabajar adecuadamente con el rango de presiones optimas para los corazones de conejo y de cerdo (entre 60 y 120 mmHg respectivamente).
- El programa diseñado debe disponer de una gráfica donde se almacene la información recogida del transductor de presión de modo que se visualicen los valores de la misma a lo largo del tiempo.
- Adicionalmente deberá de disponer de un sistema de alarma configurable entre el 5% y el 10% del valor óptimo de presión, de modo que la señal se aprecie claramente en entornos de poca luminosidad.
- En la medida de lo posible se aprovecharán los elementos y recursos disponibles.

1.6. Recursos disponibles

Los elementos presentes en el laboratorio que han tenido aplicación en el desarrollo de este trabajo son los que se detallan a continuación.

- Tarjeta de adquisición MCC

Se emplea el uso de una tarjeta de adquisición de datos PMD-1208 LS MCC con conexión USB. La tarjeta consta de entradas (AI) y salidas (AO) analógicas, conexiones de entrada/salida (I/O) digitales y un contador de eventos externo. El dispositivo se alimenta a 5 voltios por medio de la conexión USB. No se requiere de alimentación externa.

Las entradas analógicas de la tarjeta son configurables para 8 entradas *single-ended* de 11 bits o para 4 entradas diferenciales de 12 bits. Cada canal digital se puede configurar individualmente como entrada o salida [10].

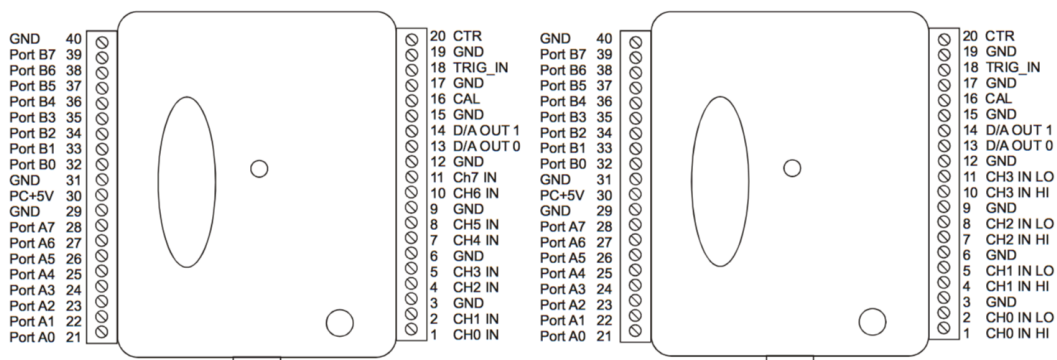


Figura 6. Esquema de la tarjeta en modo 8 canales de entrada *single-ended* (izquierda) y en modo 4 canales de entrada diferenciales (derecha)

Los terminales ubicados en los laterales de la tarjeta proveen las siguientes conexiones: (Figura 6)

- Ocho canales de entrada analógica (CH0 IN a CH7 IN)
- Dos canales de salida analógica (D/A OUT 0 a D/A OUT 1)
- Un disparador externo (TRIG_IN)
- Un contador de eventos externo (CTR)
- Diez conexiones de tierra (GND)
- Un terminal de calibración (CAL)
- 16 puertos I/O digitales (PortA0 a Port A7, y Port B0 a Port B7)
- Una conexión de alimentación (PC+5 V)

- **Software de configuración InstaCal**

InstaCal es un completo programa de instalación, calibración y testado para dispositivos adquisición de datos y placas de control del fabricante MCC.

Todas las opciones de configuración de la PMD-1208LS son controladas mediante software. Se pueden configurar algunas de las opciones usando InstaCal, como el modo de entrada analógico (*single-ended* o diferencial) y el número de serie de un dispositivo conectado.

- **Entorno de programación: LabVIEW**

LabVIEW es un lenguaje de programación gráfica que utiliza iconos en lugar de líneas de texto para la creación de aplicaciones. En comparación con lenguajes de programación basados en texto, donde las instrucciones determinan la ejecución del programa, LabVIEW utiliza programación de flujo de datos, donde el flujo de los datos determina la ejecución.

En LabVIEW, se ha construido una interfaz de usuario con un juego de herramientas y objetos. La interfaz de usuario se denomina panel frontal. Entonces se añade código usando representaciones gráficas de funciones para controlar los objetos del panel frontal.

Los programas diseñados mediante LabVIEW se denominan *Virtual Instruments*, o Vis, porque su apariencia y su ejecución imitan a instrumentos físicos, como osciloscopios y multímetros. Cada VI usa funciones que manipulan las entradas de la interfaz de usuario o de otras fuentes y muestra la información o la desplaza hacia otros ficheros u otros ordenadores.

La versión empleada durante el trabajo ha sido la versión LabVIEW 2013.

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA MEDIDA DE LA PRESIÓN DE PERFUSIÓN DE UN SISTEMA
LANGENDORFF**

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un sistema de adquisición, visualización en tiempo real y el registro de la presión de perfusión mediante un transductor de presión y una tarjeta de adquisición de datos en un entorno LabVIEW.

Se ha propuesto construir un dispositivo que monitorice los valores de presión a lo largo de los experimentos desarrollados en el laboratorio. Dicho dispositivo estará conectado a un ordenador el cual registrará los datos recibidos y los mostrará por pantalla junto con una alarma sonora y visual configurable.

3. MÉTODOS

3.1. Planteamiento general

Se ha desarrollado un sistema basado en un transductor de presión manométrica FreeScale Semiconductor® MPX 5050 GP, una tarjeta de adquisición de datos Measurement Computing Corporation® (MCC) PMD-1208 LS y el software de National Instruments - LabVIEW®. Se han implementado características configurables de modo que el programa sea lo más versátil posible y pueda adaptarse a cualquier situación. De este modo se pueden obtener y almacenar de forma sencilla los valores de la presión de perfusión durante la realización de los experimentos.

3.2. Implementación del software en LabVIEW

El programa realizado está compuesto principalmente por un único bucle tipo *while* (representado mediante un recuadro gris en línea continua en la Figura 7) que se encarga de repetir las etapas que se explican a continuación, hasta que el usuario decida detener la ejecución del programa mediante un botón de parada.

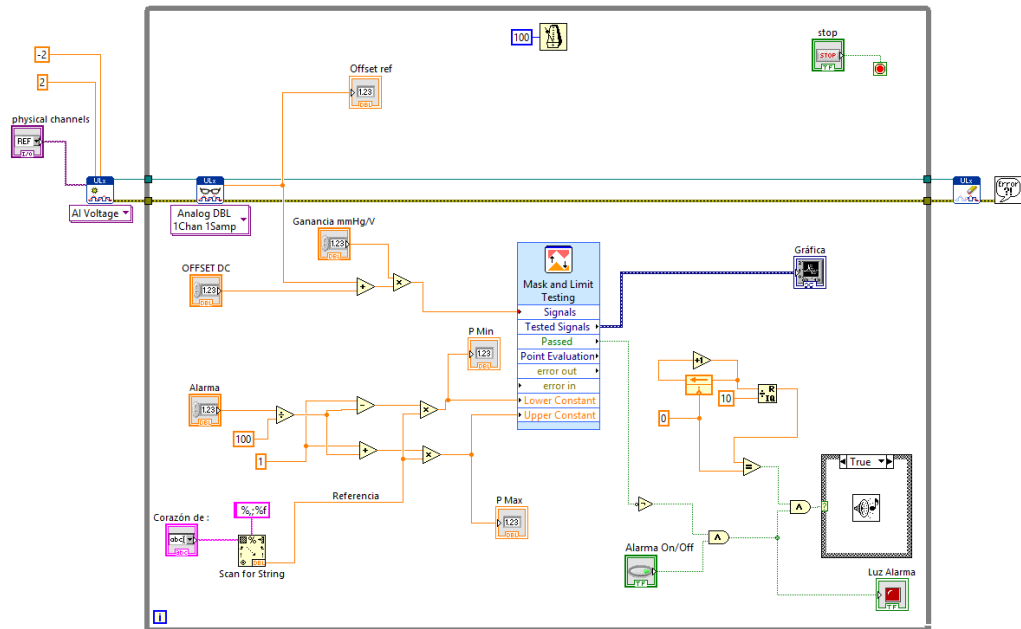


Figura 7. Estructura interna completa del programa.

Para cada iteración en el bucle, se realizan seis etapas siguiendo dos líneas de flujo de información.

Por un lado, está la lectura encargada de recoger la información procedente del transductor, adaptar dicha información para que la escala sea la adecuada a las unidades de presión con las que se trabaja en el laboratorio y finalmente dibujar la gráfica de la evolución de la presión con respecto del tiempo.

Por otro lado, está la lectura de la señal de referencia, es decir, la constante introducida por el usuario que representa el valor de presión que se desea mantener dependiendo del tipo de corazón presente en el sistema. A partir del mismo, se calculan los límites de presión máxima y mínima en función del porcentaje de error elegido por el usuario (entre el 5% y el 10%). Finalmente se encuentra una alarma que se activa cuando la presión sobrepasa los límites anteriormente definidos.

Estas dos líneas de ejecución convergen en un punto previo a la elaboración de la gráfica y la alarma (Figura 8), esto se debe a que necesitamos conocer los valores de lectura provenientes del transductor para poder activar o no la alarma. Por otro lado, se quieren mostrar los valores de presión limite en la gráfica de modo que resulte más sencillo para el usuario comprobar de forma visual el margen de error.

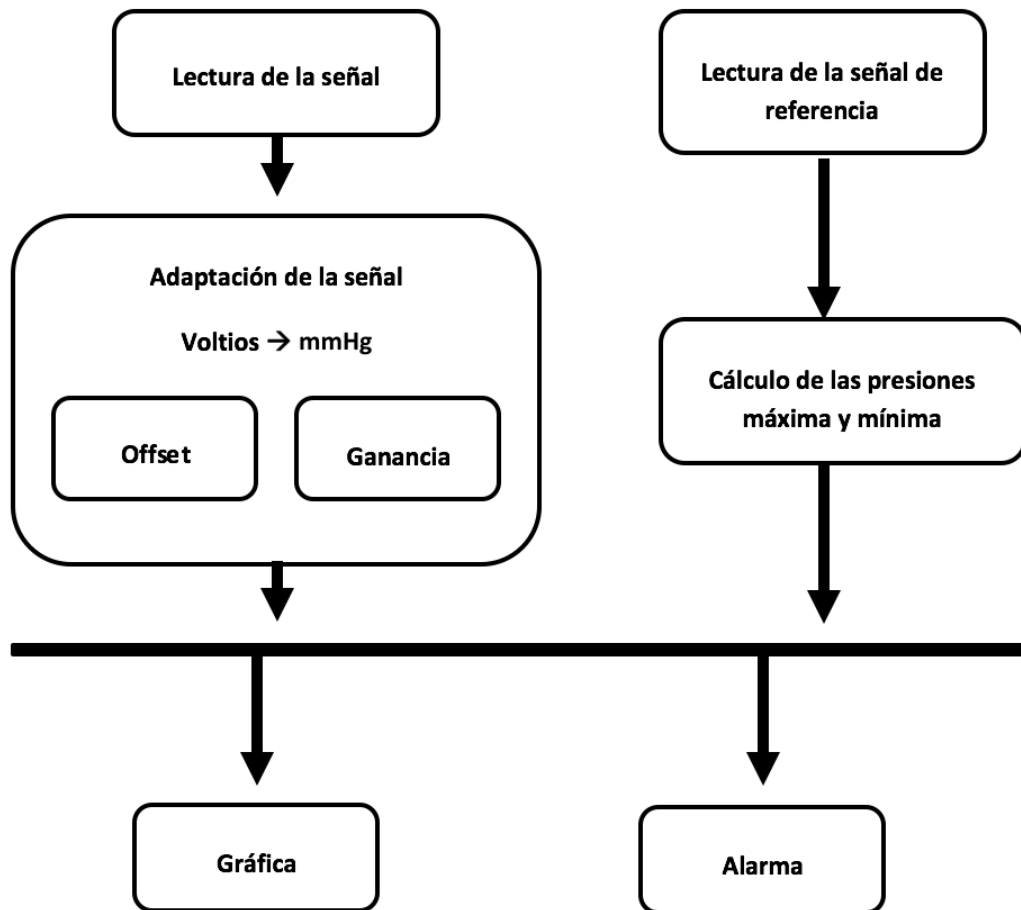


Figura 8. Diagrama de flujo con las dos líneas de ejecución convergentes.

Configuración de rango de la tarjeta

Un detalle importante a tener en cuenta a la hora de diseñar el programa es definir el rango de tensiones de la señal de entrada. La tarjeta de adquisición de datos puede ser programada para diversos intervalos de modo que se pueda aprovechar al máximo su resolución, dichos rangos de entrada son: ± 20 , ± 10 , ± 5 , ± 2.5 , ± 2 y ± 1 voltios.

Para comprobar el efecto que esto supone, se ha realizado un cambio en el rango durante la adquisición de datos de presión como muestra la Figura 9. Se observa que la tarjeta es capaz de percibir cambios en la entrada de manera más precisa si se establece un rango de entrada de ± 2 , frente a un rango de entrada de ± 10 .

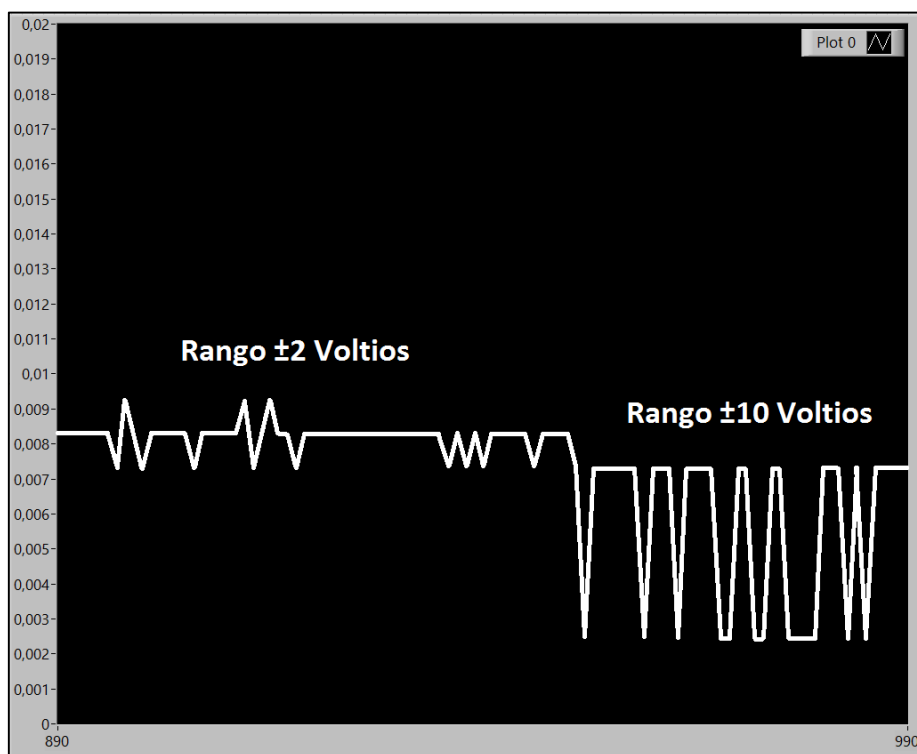


Figura 9. Prueba de comparación de rangos. Aplicando un rango de ± 2 voltios, se aprovecha mejor la resolución de la tarjeta y se pueden apreciar mejor las variaciones en la señal de entrada.

Bloque de lectura de la señal de entrada

En este bloque entran en juego dos elementos principales: Establecer un canal de entrada y recoger la información procedente de dicho canal.

Para ello disponemos de un elemento denominado *Create Channel*. Este elemento crea un canal que posteriormente definiremos como canal de entrada de tensión. Para que el usuario elija el canal al que se conecta el transductor, se añade un selector de canales físicos al puerto *physical channels* del elemento. Del mismo modo se añaden

las constantes para definir los valores máximo y mínimo que definen el rango de la señal de entrada. En el caso del presente trabajo se aplica un rango de ± 2 voltios.

Este elemento está ubicado fuera del bucle *while* ya que solo es necesario definir el canal de entrada una vez.

El siguiente elemento es el denominado *Read* (Figura 10). Este elemento es el encargado de leer la información proveniente del elemento *Create Channel* (Figura 10). Solo es capaz de interpretar un valor en cada iteración, por ello este elemento se encuentra dentro del bucle *while*. Tras la lectura de información, ya se puede manipular la misma como si se tratase de un número real variable.

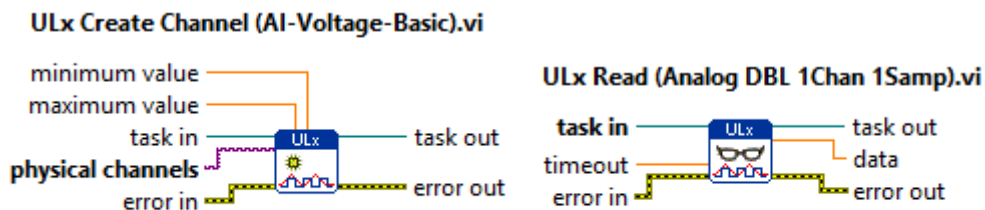


Figura 10. Elemento *Create Channel* (izquierda) y elemento *Read* (derecha) con sus respectivos puntos de configuración.

Finalmente se conectan ambos elementos siguiendo el flujo de información (canal de entrada \rightarrow lectura de canal) mediante los puertos de tarea ubicados en la parte superior de cada elemento. (Figura 11)

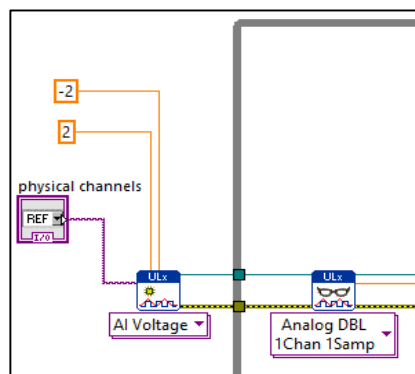


Figura 11. Bloque de lectura de la señal de entrada. Elemento *Create Channel* con sus respectivas puertos de configuración (izquierda) conectado al elemento *Read* siguiendo el flujo de información.

Bloque de adaptación de la señal

Como ya se ha mencionado, el transductor convierte la presión del Tyrode en valores tensión comprendidos entre 0 V y 5 V. Por ello es necesario aplicar una ganancia que devuelva la escala a unidades de presión (mmHg). La ganancia del transductor se puede calcular fácilmente conociendo el valor de salida a fondo de

escala². La tensión máxima de salida experimental es de 4.7 V para un valor de entrada de 50 kPa, de modo que la ganancia resultante es de aproximadamente 10.5 kPa/V. Si se desea que la presión esté en unidades de mmHg, 50 kPa se corresponden con 375 mmHg por lo que la ganancia resultante es de 80 mmHg/V. Este valor se aplica mediante un elemento multiplicador (ver Figura 12).

Durante los procesos de evaluación realizados mediante programas auxiliares³ se apreciaron errores de *offset*, por ello se ha incluido una constante para corregir dicho error mediante el uso de elemento de adición (ver Figura 12).

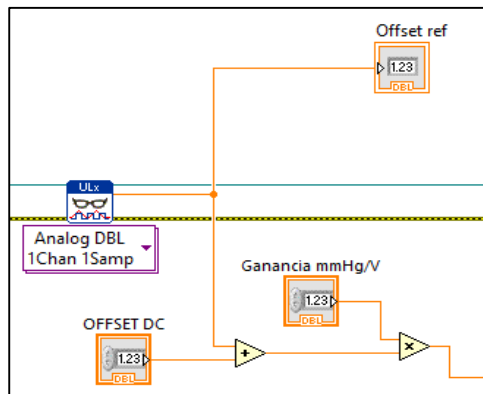


Figura 12. Bloque de adaptación de la señal en LabVIEW con las correcciones de offset y ganancia aplicadas mediante los elementos de adición y multiplicación..

Bloque de lectura de la señal de referencia

Este bloque se compone en primer lugar de un selector de presión, donde el usuario tiene la posibilidad de elegir el valor de la presión correspondiente al corazón, según la especie, y un elemento de conversión. (Figura 13)

El bloque de selector devuelve un valor tipo texto, por ello es necesario el segundo elemento, para convertir el tipo de valor a numérico y de este modo poder trabajar con él.

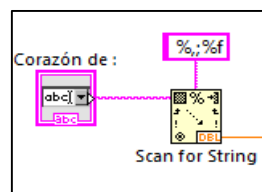


Figura 13. Bloque de lectura de la señal de referencia. Selector de presión (izquierda) y convertidor de tipo texto a tipo numérico (derecha).

² El fondo de escala es el valor máximo que puede medir el transductor, en el caso del presente trabajo 50 kPa.

³ Ver apartado 7.4 del ANEXO

Bloque de cálculo de las presiones máxima y mínima

Una vez definido el valor de referencia, primero se debe calcular el porcentaje a aplicar para obtener los valores límites de referencia. Por ejemplo, para un valor del 10% para una presión de 60 mmHg, los valores de mínimo y máximo de referencia son del 90% y 110% respectivamente, es decir, 54 mmHg y 66 mmHg respectivamente. Para ello aplicamos unos pasos de suma, resta, multiplicación y división sencillos que posteriormente y junto con el valor de presión de referencia obtenemos el resultado deseado. (Figura 14)

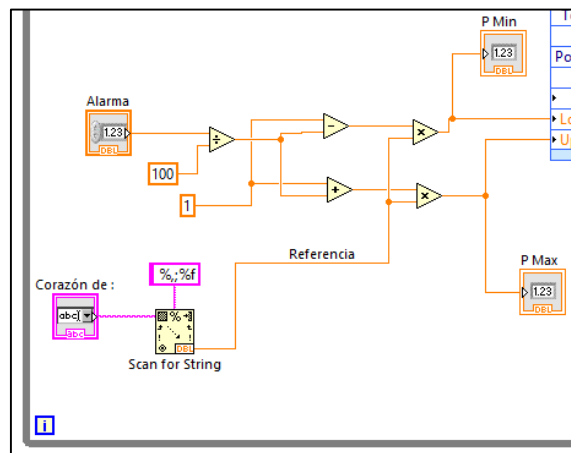


Figura 14. Bloque de cálculo de las presiones máxima y mínima. Elementos de suma, resta, multiplicación y división aplicados al valor de presión de referencia y al valor de porcentaje de alarma.

Bloque de gráfica y alarma

Una vez definidos todos los valores necesarios, utilizamos el elemento *Mask and Limit Testing* que se encarga de evaluar la señal procedente del elemento *Read*, conectada al puerto *Signals*, y compararla con los valores de alarma máximo y mínimo, conectados a los puertos *Upper Constant* y *Lower Constant* respectivamente. A continuación dibuja en la gráfica los tres valores, en distintos colores para su mejor comprensión (Figura 16), mediante la conexión del elemento *Graph* al puerto de salida *Tested Signals*.

Para decidir cuándo debe ser activada la alarma, el elemento *Mask and Limit Testing* cuenta con un puerto de salida, denominado *Passed*, de tipo binario. Este puerto cambia de valor entre 0 y 1 dependiendo de si el valor de *Signals* cruza los límites definidos en los puertos de *Upper* y *Lower Constant*.

Para obtener una señal visual basta con conectar un indicador binario a la salida del puerto. Mientras que para la señal auditiva es necesario el uso de una estructura de condición, de modo que se active el sonido únicamente cuando el valor de la salida cumple la condición establecida. (Figura 15)

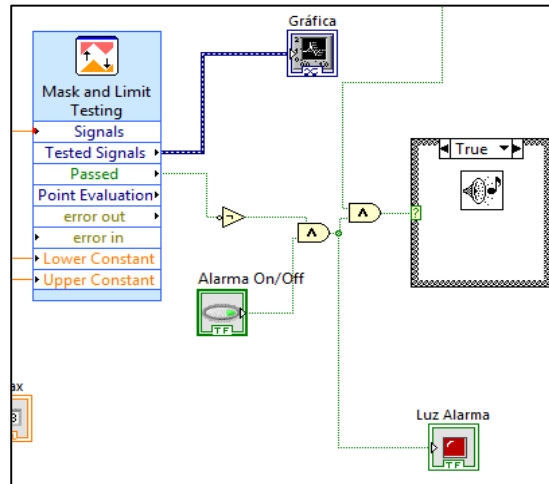


Figura 15. Bloque de gráfica y alarma. Elemento *Mask and Limits Testing* (izquierda), *Graph* (arriba), alarma visual (abajo) y alarma auditiva (derecha).

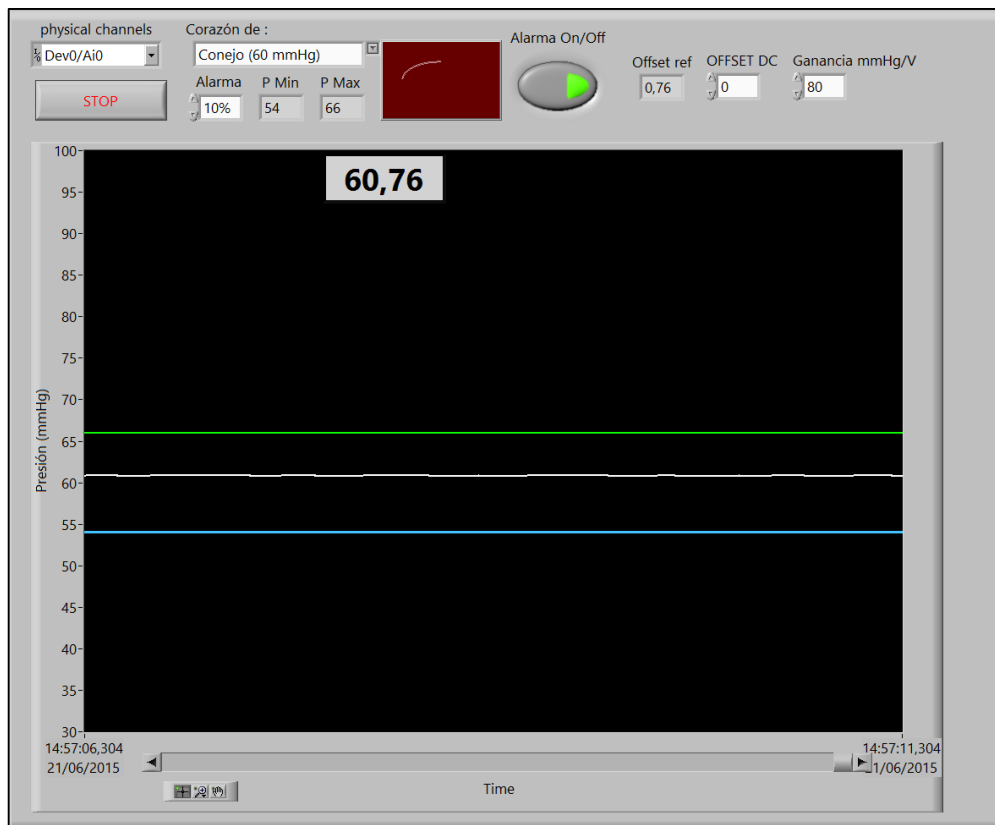


Figura 16. Interfaz de usuario completa del programa.

3.3. Transductor de presión

El transductor seleccionado de entre los considerados durante la elaboración del trabajo (ver Anexo 7.5) ha sido el MPX5050GP. Entre los criterios de selección se consideraron las siguientes características:

Presión máxima

En un primer lugar, el proyecto fue concebido únicamente para corazones de conejo (60 mmHg aproximadamente). Posteriormente se decidió ampliar el rango de presiones para que el mismo transductor fuese usado en corazones más grandes como el de cerdo (120 mmHg).

Se ha elegido una presión máxima de 50 kPa (375 mmHg).

Método de medida de presión

Dado que en la configuración disponible en el laboratorio no se dispone ni se necesita de una presión de referencia, se ha optado por una medición manométrica de la presión.

Compatibilidad con el medio

El transductor conectado directamente al Tyrode deberá soportar el contacto con el mismo sin deteriorarse.

Conversión de la presión

El tipo de conversión que utiliza el transductor es importante dado que afectará directamente al diseño de la conexión con la tarjeta de adquisición de datos y con el diseño del programa en LabVIEW.

Para simplificar el circuito y evitar diseñar un circuito de acondicionamiento de la señal entre el transductor y la tarjeta, se decide optar por una conversión presión/tensión.

Dado que la tarjeta dispone de un conversor de datos analógico/digital, es preferible elegir un transductor de tipo analógico, de este modo se obtiene mayor resolución y exactitud en la medida.

Tensión de alimentación

Al tratarse de un transductor activo, precisa de alimentación. Este valor vendrá definido por la tensión que pueda proporcionar la tarjeta al transductor dado que se

quiere diseñar un circuito lo más simple posible y para ello se han de evitar alimentaciones externas.

Para la tarjeta PMD-1208LS la tensión de alimentación es de 5 voltios, que se obtiene a través del puerto del ordenador.

3.4. Configuración de la tarjeta mediante software

Para la configuración de la tarjeta de adquisición de datos con InstaCal, se deben realizar los siguientes pasos:

1. Hacer clic en *Start > Measurement Computing > InstaCal* para iniciar el software de InstaCal.
Aparecerá una ventana de selección de placa *Plug and Play* donde se mostrará la placa conectada a su ordenador.
2. Hacer clic en el botón de OK para cerrar la ventana.
Tras esta acción, la tarjeta PMD-1208LS se añadirá a la lista en la ventana principal de InstaCal.
3. Hacer doble clic en la PMD-1208LS para abrir el panel de configuración.
4. Desplegar la pestaña de nº de canales y seleccionar el modo que se desee como configuración de entrada analógica.
5. Por último, hacer clic en el botón de OK para cerrar la ventana y finalizar el proceso de configuración

3.5. Conexión del transductor

De todas las conexiones existentes en la tarjeta de que se disponen, solo son necesarios 4: Masa (GND), la salida a 5 voltios y los canales CH0 Lo y Hi. La razón de que se utilicen esos dos entradas es porque la tarjeta está configurada en modo diferencial.

El transductor dispone de 6 patillas o pines:

- Pin 1: Tensión de salida
- Pin 2: Masa
- Pin 3: Tensión de alimentación
- Pin 4: V1
- Pin 5: V2
- Pin 6: Vex

Para nuestro trabajo solo es necesario utilizar los 3 primeros pines.

Dado que la tarjeta PMD-1208LS ha sido configurada en modo diferencial (apartado 4.1), se cortocircuita el canal CH0 Lo con Masa y con el pin correspondiente del transductor (pin 2), de este modo, la referencia utilizada por el transductor será la misma que la tomada por la tarjeta. A continuación se unen el canal de entrada CH0 Hi con el pin que nos da la información respecto de la presión (pin 1) y por último queda alimentar al transductor con la tensión necesaria uniendo el terminal de la tarjeta PC+5 V con el pin 3. (Figura 17)

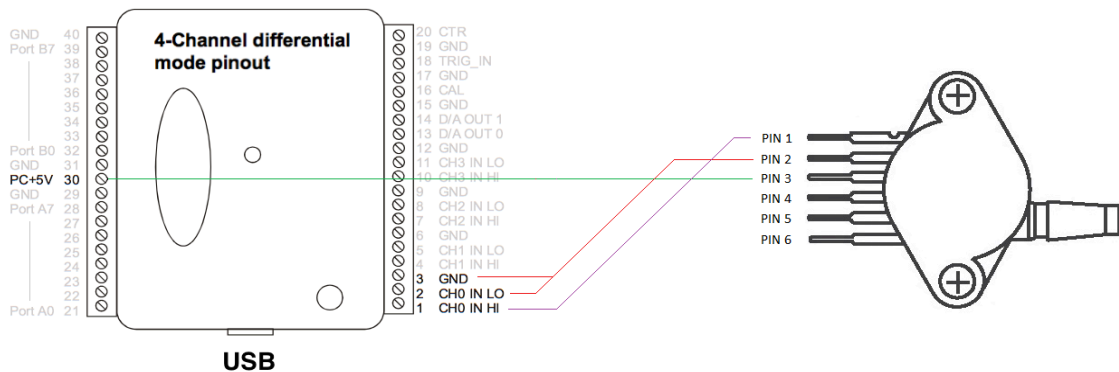


Figura 17. Conexiones a realizad entre el transductor (derecha) y la tarjeta de adquisición de datos (izquierda).

3.6. Tarjeta del transductor

La tarjeta está diseñada para servir de soporte al transductor y para la conexión del mismo, tanto eléctrica como al circuito de Tyrode a través de un tubo de silicona de 4.5x6.5 mm. El transductor de presión queda conectado a una tira de seis pines hembra acodados de modo que éste queda paralelo a la tarjeta preperforada, posibilitando incorporar dos tornillos a modo de unión entre ambos otorgándole mayor robustez. La tira de pines queda soldada y unida mediante líneas de soldadura a una regleta de conexión de tres contactos. A ésta se conecta un extremo de un cable de tres hilos que será conectado a la tarjeta de adquisición de datos mediante el otro extremo. Uno de los hilos, más concretamente el conectado al pin GND del transductor, dispone de una bifurcación en dos hilos secundarios debido a que, como explicamos anteriormente, los puertos CH0 Low y GND de la tarjeta de adquisición de datos quedan cortocircuitados. (Figura 18)

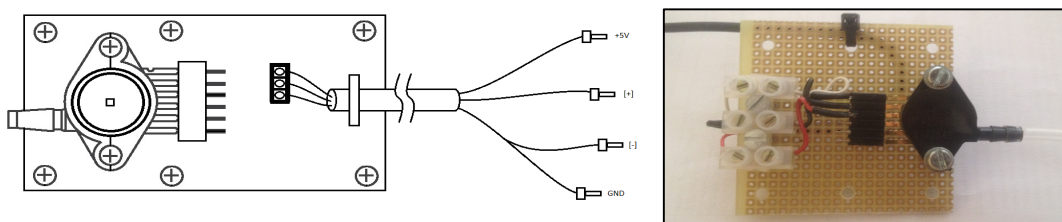


Figura 18. Representación esquemática de la tarjeta (izquierda) y su montaje (derecha).

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA MEDIDA DE LA PRESIÓN DE PERFUSIÓN DE UN SISTEMA
LANGENDORFF**

4. RESULTADOS

4.1. Funcionamiento del software

En este apartado se muestra la apariencia de la interfaz del programa desarrollado.

Ésta es la pantalla principal de ejecución del programa en la que se dispone de un selector para el valor de presión de referencia, un selector para los canales utilizados por la tarjeta de adquisición de datos, unos selectores para la calibración del transductor, selector de cota cero y selector de ganancia, y la gráfica donde se monitoriza la señal recibida del transductor. (Figura 19)

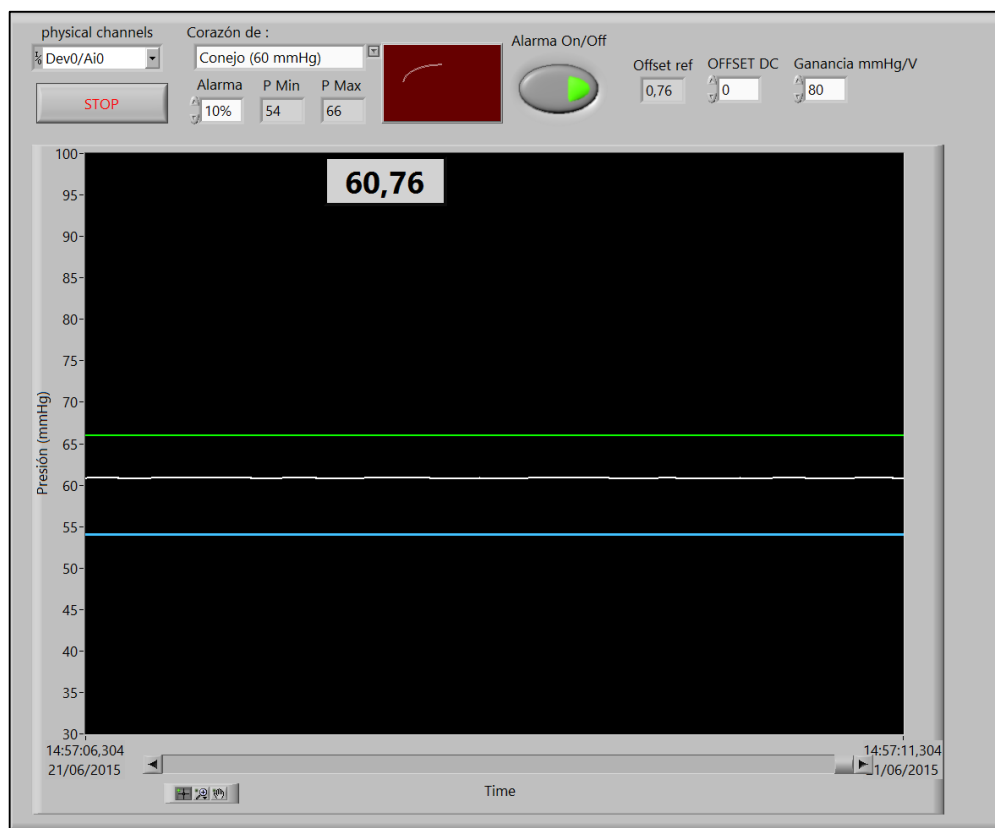


Figura 19. Aspecto de la interfaz de usuario completa del programa.

El selector *Physical channels* nos facilita una lista de los dispositivos de adquisición de datos conectados al ordenador y de los canales disponibles en cada uno, solo es necesario seleccionar el canal al cual se ha conectado el transductor y el respectivo dispositivo. (Figura 20)

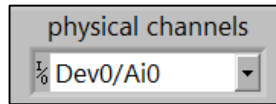


Figura 20. Selector de dispositivo y canal de adquisición de datos.

El selector *Corazón de* nos muestra una lista predefinida con los tipos de corazón con los que se trabaja en el laboratorio (conejo, cerdo...) y el valor de la presión correspondiente. Esta será la presión de referencia para la señal de alarma. (Figura 21)

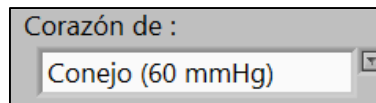


Figura 21. Selector de tipo corazón y presión de referencia.

El selector *Alarma* es utilizado para seleccionar los rangos de activación de la alarma. Este selector dispone de dos displays donde se muestran los valores máximo y mínimo de modo que el usuario sea consciente de los rangos establecidos. (Figura 22)

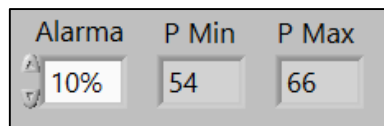


Figura 22. Selector de rango de alarma y displays de valores de presión máxima y mínima.

El botón de *Alarma On/Off* nos permite desactivar la señal acústica de la alarma, en caso de que ésta no se vuelva molesta, dejando siempre activada la señal visual. (Figura 23)

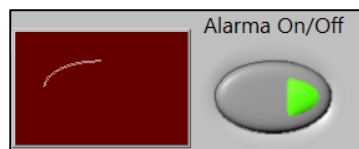


Figura 23. Botón de activación/desactivación de alarma sonora (derecha) e indicador de alarma luminosa (izquierda).

El display *Offset ref* nos muestra los valores de lectura previos a la calibración de la señal. Aplicando una presión cero al transductor, se puede visualizar el error de offset que se pueda generar en el sistema y se puede corregir fácilmente.

Los selectores de *Offset DC* y *Ganancia* tienen por finalidad corregir los posibles errores de offset y ganancia generados por el sistema. Realizar una calibración previa al estudio de laboratorio es una buena forma de evitar falsas lecturas que deriven en problemas mayores. (Figura 24)



Figura 24. Display de lectura de error de offset (izquierda) y selectores de calibración de offset (centro) y ganancia (derecha).

Por último, para finalizar el programa se hará uso del botón *Stop*, el cual terminará con la ejecución del sistema. (Figura 25)



Figura 25. Botón de finalización de programa.

4.2. Comprobación del sistema. Medida de presión.

Una vez desarrollado el software y la tarjeta, se conectó al Sistema Langendorff del laboratorio y se realizó una comprobación de su funcionamiento (Figura 26). Para una obtener una medida fiable, se debe realizar un purgado en el circuito del fluido del sistema, lo que implica la extracción de todo el aire presente en el mismo.

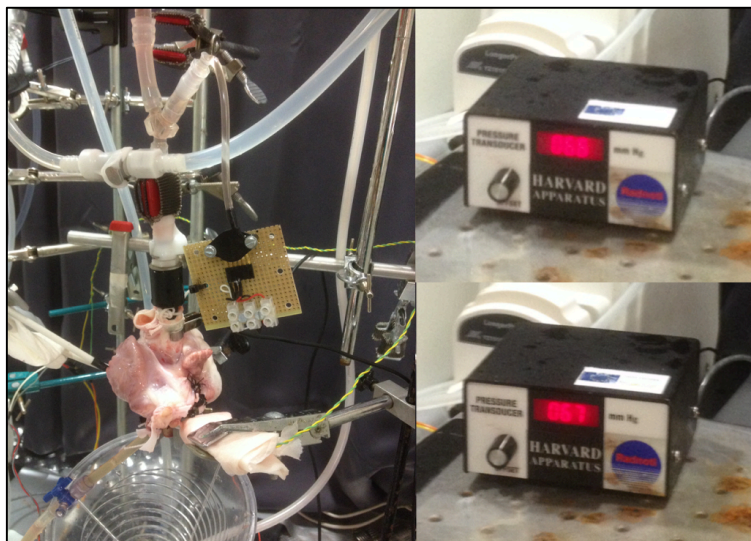


Figura 26. Tarjeta con el transductor conectada al Sistema Langendorff (izquierda) y medida de presión realizada mediante un transductor comercial con resultados de 66 y 67 mmHg (derecha).

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA MEDIDA DE LA PRESIÓN DE PERFUSIÓN DE UN SISTEMA LANGENDORFF

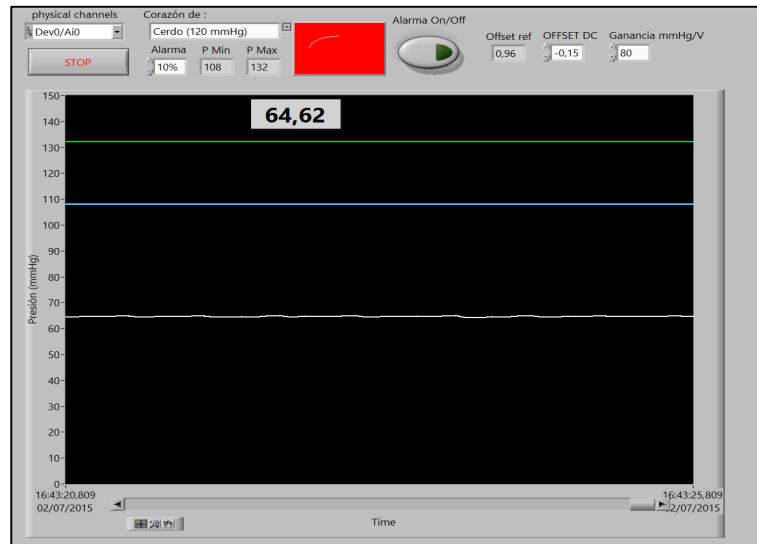


Figura 27. Medida obtenida mediante el software y el hardware desarrollados durante el trabajo.

Como se puede comprobar, las medidas obtenidas mediante el uso de un transductor comercial están en el rango de 60-70 mmHg, y las obtenidas mediante el uso del sistema desarrollado durante el trabajo son de 64 mmHg. Las diferencias entran dentro del margen de tolerancia admisible. (Figura 27)

Las discrepancias con un modelo de sistema comercial del fabricante Harvard Apparatus orientado a la medida de presión sanguínea fueron inferiores a 4 mmHg lo que supone una diferencia inferior al 6%.

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Llegado este punto se puede decir que se han conseguido los objetivos establecidos al principio del trabajo, los de desarrollar un software capaz de registrar las señales de presión, acondicionarlas y representarlas. Un software útil e intuitivo con las características establecidas para el ámbito experimental. Se ha montado también la tarjeta con el transductor para el funcionamiento conjunto con el software de forma similar a un medidor de presión comercial pero con un coste real muy inferior.

Se ha dado solución de forma satisfactoria a un problema planteado por los equipos mediante su diseño y realización.

Como mejoras cabe desarrollar un soporte específico, una protección frente a salpicaduras, para proteger al transductor de posibles derrames en el fluido nutricional, e implementar el software desarrollado en el ya utilizado en el laboratorio.

Mediante este Trabajo de Fin de Grado he podido integrarme en un grupo de investigación BIO-ÍTACA de la UPV y tener contacto con trabajos de investigación de la Universitat de València. Esta experiencia me ha permitido comprender el funcionamiento y la labor desempeñada por estos grupos. Además, este trabajo me ha ayudado a aprender a trabajar de una forma más autónoma y a encontrarme en una situación de continuo aprendizaje. También he potenciado notablemente la capacidad para redactar con rigor documentos técnicos en formatos estándar, como la presente memoria, o para comunicar de forma clara y concisa mediante las diapositivas a emplear durante el acto de defensa del trabajo. Además de tener la oportunidad de gestionar cuestiones prácticas derivadas de la compra, transporte y disponibilidad de los materiales necesarios en el desarrollo del trabajo.

En definitiva, con la realización del presente trabajo he mejorado en muchos aspectos lo que sin duda me permitirá afrontar con más garantías de éxito los retos que se presentarán tanto en mi futuro profesional o en el proceso de formación continua que comienza a partir del momento de mi graduación.

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA MEDIDA DE LA PRESIÓN DE PERFUSIÓN DE UN SISTEMA
LANGENDORFF**

6. BIBLIOGRAFÍA

6.1. Multimedia

[1] *Fisiología del corazón*

CuentaAgenciasimcom

<https://www.youtube.com/watch?v=HuwcgaU26sQ>

[2] *El corazón*

Rosii MC

<https://www.youtube.com/watch?v=Auu5SSivfUQ>

6.2. Documentación

[3] *ULx for NI LabVIEW manual*

National Instruments

http://www.mccdaq.com/PDFs/manuals/QS_ULx_for_NI_LabVIEW.pdf

[4] *Anatomía y fisiología del corazón*

Grupo Médica Sur

http://www.medicasur.com.mx/es_mx/ms/ms_cor_Anatomia_y_Fsiologia_del_Corazon

[5] *Las arterias coronarias*

Texas Heart Institute

http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/coroea_sp.cfm

[6] *Cuantificación de la complejidad de la fibrilación mediante el aislamiento espacio temporal de frentes de activación miocárdica*

Xavier Ibañez Catalá

https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/13812/tesina_xavier_%20ibañez.pdf?sequence=1

[7] *Isolated heart perfusion according to Langendorff - Still viable in the new millenium. (2006)*

Monika Skrzypiec-Spring, Bartosx Grotthus, Adam Szelag, Richard Schulz.

Department of Pharmacology, Mediaci University Wroclaw, Wroclae, Poland

[8] *Fundamentos de medidas de presión*

National Instrumenrs

<http://www.ni.com/white-paper/13034/es/>

[9] *Fisiopatología de la enfermedad coronaria*

Escuela de medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile

http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/tercero/IntegradoTercero/mec-231_Clases/mec-231_Cardiol/Cardio3_17.html

[10] *Manual de usuario PMD-1208LS (2004)*

Measurement Computing Corporation

6.3. Información técnica de fabricantes

[11] *ESI – LP1000 Series*

http://www.esi-tec.com/datasheets/ESI_LP1000.pdf

[12] *Epcos - AK2 Series*

<http://en.tdk.eu/inf/57/ds/ak2.pdf>

[13] *Gems Sensors – 3500 Series*

http://www.gemssensors.com/~media/GemsNA/CatalogPages/3500_Series_Pressure_Transducers-2014.ashx

[14] *Succo - 067X Series*

http://www.suco-tech.com/docs/Pressure_Transmitter_0675_0680_0690_sml.pdf

[15] *Freescale – MPX5050GP*

<https://www.jameco.com/Jameco/Products/ProdDS/321314MOT.pdf>

6.4. Normativa

[16] *Real Decreto 43/2015*, de 2 de febrero, por el que se modifica el Real Decreto 1393/2007, de 29 de octubre, por el que se establece la ordenación de las enseñanzas universitarias oficiales, y el Real Decreto 99/2011, de 28 de enero, por el que se regulan las enseñanzas oficiales de doctorado (Artículo 12.3).

Referencia: BOE-A-2015-943 www.boe.es/diario_boe/txt.php?id=BOE-A-2015-943

[17] *NORMATIVA MARCO DE TRABAJOS FIN DE GRADO Y FIN DE MÁSTER UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA*. Texto refundido de los acuerdos de Consejo de Gobierno de 7 de marzo de 2013, 21 de enero de 2015 y 28 de mayo de 2015 <http://www.upv.es/entidades/EPGS/admin/U0691104.pdf>

[18] *PROCEDIMIENTO PARA LA TRAMITACIÓN Y DEFENSA DEL TRABAJO FIN DE GRADO EN LA ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR INGENIERÍA DEL DISEÑO*. Aprobado en la Permanente de la Junta de Escuela el 9 de diciembre de 2013 y ratificado en la Junta de Escuela el 18 de diciembre de 2013. <http://www.etsid.upv.es/wp-content/uploads/2013/secretaria/Normativa%20Marco%20de%20TFG%202013UPV.pdf>

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA MEDIDA DE LA PRESIÓN DE PERFUSIÓN DE UN SISTEMA
LANGENDORFF

7. ANEXO

7.1. Presupuesto

A continuación se detalla el presupuesto del desarrollo del software y la placa realizados en el presente trabajo, en el supuesto de haberse realizado en un contexto industrial. Es evidente que el coste real en el contexto de este trabajo ha sido considerablemente inferior.

El presupuesto está desglosado en capítulos. El primer capítulo de realización del programa, el de diseño e implementación de la placa perforada, y por último el capítulo de pruebas del sistema.

Capítulo del software			
Diseño e implementación del software de LabVIEW			
Concepto	Cantidad	Precio unitario	Total
Ingeniero Electrónico	150 h	23,00 €	3.450,00 €
Licencia de NI LabVIEW Completa	1 u	3.310,00 €	0,00 €*
*Cedido por la Universidad Politécnica de Valencia			3.450,00 €

Capítulo de la placa específica			
Diseño y realización de la placa perforada			
Concepto	Cantidad	Precio unitario	Total
Placa perforada personalizada	1 u	10,00 €	10,00 €
Transductor de presión Freescale MPX5050GP	1 u	14,53 €	14,53 €
Tira de pines hembra acodado 40 pines paso 2.54 mm	1 u	2,93 €	2,93 €
Regleta conexiones de 3 contactos	1 u	0,46 €	0,46 €
Ingeniero Electrónico	3 h	23,00 €	69,00 €
Técnico Electrónico	3 h	18,00 €	54,00 €
			150,92 €

Capítulo de prueba del sistema			
Prueba del transductor de presión y del sistema completo			
Concepto	Cantidad	Precio unitario	Total
Ingeniero Electrónico	2 h	23,00 €	46,00 €
Técnico Electrónico	3 h	18,00 €	54,00 €
			100,00 €

Resumen	
Capítulo	Importe
Capítulo 1 Software	3.450,00 €
Capítulo 2 Placa específica	150,92 €
Capítulo 3 Prueba del sistema	100,00 €
Presupuesto de ejecución	3.700,92 €
6% de beneficio industrial	222,06 €
Suma	3.922,98 €
21% IVA	823,82 €
Total	4.746,80 €

7.2. Información complementaria relativa a la presión.

Conversión de unidades

Debido a la dispersión en el uso de unidades de medida según el país de procedencia, se debe conocer la relación entre todas ellas. En la Tabla 1 se relacionan los valores de las distintas unidades en comparación con la presión atmosférica.

Tabla 1 – Relación entre las diferentes unidades de medida de presión.

Unidades	Símbolo	Equivalente a 1 atmósfera
Atmósfera	atm	1 atm
Milímetros de Mercurio	mmHg	760 mmHg
Pascal	Pa	101326 Pa
Kilopascal	kPa	101.326 kPa
Bar	bar	1.01325 bar
Milibar	mb	1013.25 mb
Onzas por pulgada cuadrada	psi	14.7 psi

En este trabajo se trata la presión en unidades de milímetros de mercurio(mmHg) por ser la unidad más utilizada en ámbitos médicos.

Métodos de medidas de presión

La medida absoluta está relacionada con la presión en forma aislada, mientras que las medidas manométrica y diferencial están relacionadas con otra presión como la atmosférica ambiental o la presión en un contenedor adyacente respectivamente.

El transductor empleado realiza una medición tipo manométrica dado que la presión que se mide en el laboratorio tiene como referencia la presión presenta en la sala, es decir, la presión atmosférica.

En la Figura 28 se explica de forma esquemática los diferentes tipos de medida mencionados.[8]

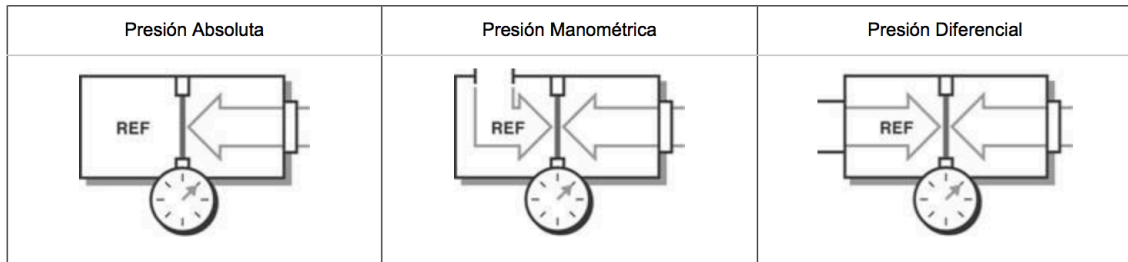


Figura 28. Diagramas de transductores de presión para los diferentes tipos de medidas.

7.3. Material e infraestructuras empleadas

Simulación práctica de la presión

Durante la elaboración del trabajo no se pudo disponer de acceso libre al laboratorio de fisiología de la Universitat de València ni mucho menos disponer de un corazón activo para realizar pruebas con el transductor de presión por lo que se optó por elaborar una simulación del sistema.

La simulación se realizó mediante el uso de una botella, una llave de paso y un tubo conectado a la botella como se representa en la Figura 29.

Llenando la botella de agua y abriendo la llave de paso, retirando previamente el tapón para que permita la entrada de aire, se purga el tubo de presencia de aire. Una vez purgado se procede a la conexión del tubo al transductor. Cuando el sistema está completamente conectado no debe haber pérdidas de líquido por ningún lado.

Finalmente solo queda ubicar la botella a una altura por encima del transductor, generando así la presión deseada.

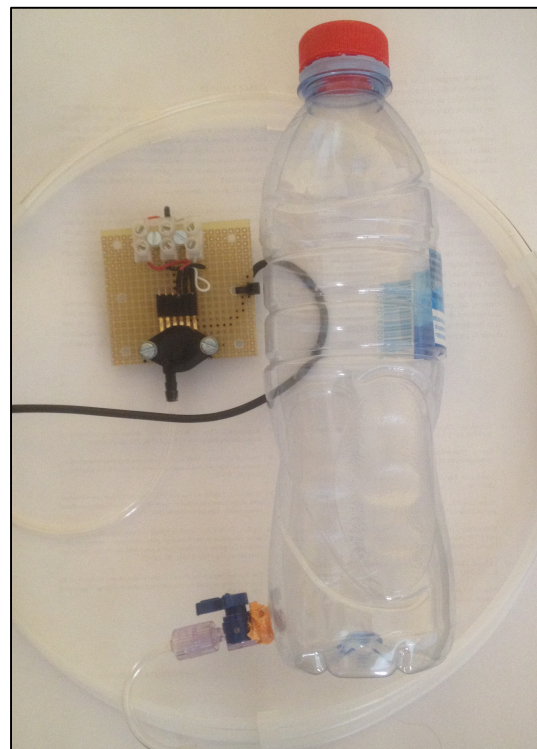


Figura 29. Sistema de simulación práctica de presión.

Infraestructuras

El montaje de la tarjeta preperforada se realizó en el Laboratorio Tramuntana de la ETSID, las pruebas experimentales en el Laboratorio de Fisiología de la Universitat de València, parte de la programación y puesta a punto inicial de la tarjeta en el Laboratorio del grupo BIO-ITACA de la Ciudad Politécnica de la Innovación de la UPV, la mayor parte de la programación se realizó en el domicilio del alumno.

Los equipos e instrumentos utilizados han sido: un ordenador portátil con sistema operativo Windows 8.1, para el desarrollo del programa en LabVIEW, y Mac OS X Yosemite versión 10.10.4, para la elaboración de la memoria y la presentación en Microsoft Office 2011, un multímetro digital y un soldador de estaño.

7.4. Programas auxiliares

Para poder verificar el correcto funcionamiento del sistema, se optó por elaborar diferentes programas auxiliares, cada vez más complejos, de modo que se pudiese evaluar y testear las diferentes partes del mismo, hasta llegar al sistema completo final.

Programa de evaluación de la tarjeta

El primer programa es una adaptación del programa facilitado por los fabricantes de la tarjeta de adquisición de datos, de modo que se pudo verificar que el conexionado de cables era el adecuado y el correcto funcionamiento de la tarjeta. Este programa habilitaba un canal de entrada de la tarjeta y mostraba una señal sinusoidal suministrada mediante un generador de señales externo (Figura 30).[3]

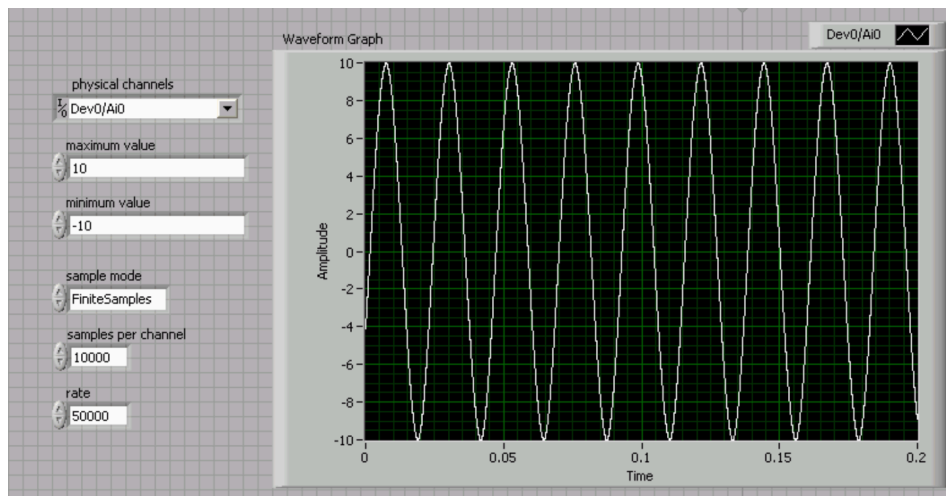


Figura 30. Resultados obtenidos tras ejecutar el primer programa auxiliar aplicando una señal de entrada sinusoidal.

Con este programa se pudo apreciar que la tarjeta generaba un error de ganancia y de *offset* que fácilmente pudo ser corregida mediante una etapa intermedia en el programa. Dicho error resultó ser constante para entradas alternas de cualquier amplitud y frecuencia.

Programa de evaluación de adquisición de datos

Este segundo programa se orientó a la adquisición de señales en continua dado que se dispone de un transductor analógico (Figura 31). Como sustituto para el transductor se utilizó un potenciómetro de 10 k Ω conectado entre los puertos +5V y GND de la tarjeta PMD, de modo que se pudiese variar a voluntad la salida del mismo conectada al canal de entrada CH-0.

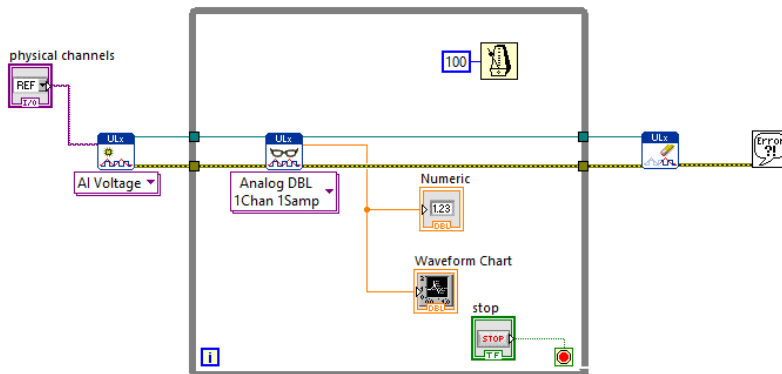


Figura 31. Estructura interna en LabVIEW del programa auxiliar para su prueba con un potenciómetro de 10 k Ω .

Con este programa se pudo apreciar igualmente un error de offset distinto al apreciado en el programa 1, que del mismo modo se pudo corregir añadiendo una etapa al programa.

Este programa ya podría ser utilizado junto con el transductor aún a falta de aplicar los elementos configurables de la interfaz de usuario.

Programa de configuración

Por último, el tercer programa es una mejora del programa 2, en el cual se han añadido los elementos configurables, como el selector de presión y selector de alarma. (Figura 32)

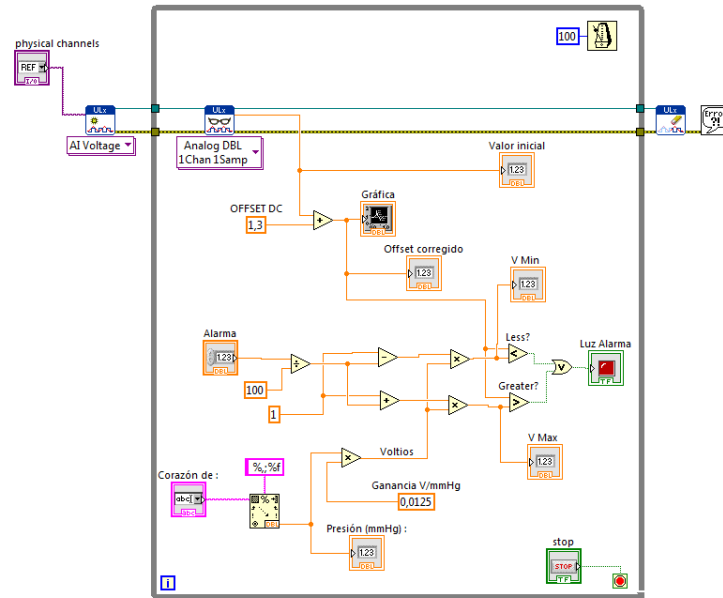


Figura 32. Estructura interna en LabVIEW del programa auxiliar con selectores de configuración.

7.5. Transductores considerados durante la elaboración del trabajo

Se han valorado distintos transductores durante el proceso de selección, siempre buscando la sencillez en el diseño, el bajo coste y la disponibilidad.

ESI [11]

LP1000 Series

Ventajas: Fácil configuración según el modelo y buena rigidez.

Desventajas: Precio elevado y gran tamaño.



Epcos [12]

AK2 Series

Ventajas: Tamaño reducido y fácil conexión al sistema.

Desventajas: Precio elevado.



Gems Sensors [13]

3500 Series

Ventajas: Rigidez.

Desventajas: Precio elevado.



Succo [14]

067X

Ventajas: Rigidez.

Desventajas: Precio elevado.



Freescall [15]

MPX5050GP

Ventajas: Tamaño reducido, precio reducido, fácil conexión tanto al sistema Langendorff como a la tarjeta DAQ.

Desventajas: Poca rigidez.



7.6. Hoja de características del transductor MPX5050GP

A continuación se muestra la hoja de características operacionales del transductor MPX5050GP, extraída de la ficha técnica proporcionada por el su fabricante Freescale.

Pressure

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 5.0$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I_o	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{off}	0.088	0.2	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSO}	4.587	4.7	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSS}	—	4.5	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	% V_{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t_R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I_{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range.

3. Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Full Scale Output (V_{FSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.

5. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

6. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.

Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.

Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure at 25°C .

TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .

TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .

Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C .

7. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

8. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.

9. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

7.7. Comentarios adicionales sobre la realización del trabajo y redacción de la memoria

Normativa de aplicación

La normativa de aplicación relativa a la realización del Trabajo Fin de Grado es la siguiente: Real Decreto 43/2015, de 2 de febrero, por el que se modifica el Real Decreto 1393/2007, de 29 de octubre, por el que se establece la ordenación de las enseñanzas universitarias oficiales (Artículo 12.3) [16], NORMATIVA MARCO DE TRABAJOS FIN DE GRADO Y FIN DE MÁSTER UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA. Texto refundido de los acuerdos de Consejo de Gobierno de 7 de marzo de 2013, 21 de enero de 2015 y 28 de mayo de 2015 [17] y PROCEDIMIENTO PARA LA TRAMITACIÓN Y DEFENSA DEL TRABAJO FIN DE GRADO EN LA ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR INGENIERÍA DEL DISEÑO. Aprobado en la Permanente de la Junta de Escuela el 9 de diciembre de 2013 y ratificado en la Junta de Escuela el 18 de diciembre de 2013 [18].

Empleo del Cuaderno de campo

Siguiendo las indicaciones marcadas por los tutores, en la realización de este trabajo, desde el principio y de forma rutinaria, se ha hecho uso de un Cuaderno de campo. Se ha reflejado en el mismo de forma secuencial toda aquella información relevante que ha ido apareciendo en el desarrollo del trabajo. Se ha escrito de manera que cualquier persona podría continuar el trabajo desde el punto en que se dejó, con diseños, fuentes o referencias bibliográficas, esquemas, proveedores, precios, decisiones motivadas... También se han incorporado las comunicaciones con los tutores y el resultado de las reuniones. Esta herramienta ha facilitado la redacción de la Memoria y ha permitido trazabilidad de la información.

Concepción inicial y naturaleza del trabajo

La propuesta del presente trabajo la efectuaron los tutores, quedó definida a través del título, objetivos y plan de trabajo. El contexto en el que se ha realizado es el del grupo de investigación al que pertenecen los tutores (BIO-ITACA). El trabajo da respuesta a un problema técnico concreto previamente planteado que en dimensión y profundidad, siempre a criterio de los tutores, se ajusta a las competencias adquiridas por el alumno con anterioridad, se entiende pues que es original y profesional.

Estructura y contenidos de la memoria

La estructura empleada en la redacción de la memoria de este trabajo fue la sugerida por los tutores. Dicha estructura corresponde con la estándar de trabajos de investigación que facilita la localización de contenidos. Ello no ha sido inconveniente para dejar de incluir apartados como el Presupuesto que precisa el trabajo por su carácter práctico aplicado, efectivamente se ha optado por incluirlo como Anexo. Así mismo, otros contenidos tales como planos, esquemas, flujogramas, listados de programa, etc., dependiendo de su extensión y grado de detalle, en aras a mejorar la comprensión de la memoria, bien se incluyen en la propia memoria o como Anexo. Se considera que se ha incluido la información necesaria para reproducir el trabajo realizado o retomar el mismo en aras a la incorporación de mejoras. Se ha preferido referenciar toda aquella información que no tuviera una relación directa y relevante con el trabajo.