

Adquisición y procesamiento de registros de señales cardiogénicas de presión y flujo

Ingenieri Bosch Roberto

Directores

**Dr. Gustavo Javier Meschino
Dra. Adriana Gabriela Scandurra**

Proyecto final- Ingeniería electrónica

2015



Universidad Nacional de Mar del Plata

Facultad de Ingeniería



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Contenido

Resumen.....	3
Resumen.....	4
Motivación.....	5
Motivación.....	6
Consideraciones teóricas.....	7
Señales respiratorias.....	8
Señales respiratorias en ventilación mecánica.....	9
Ondas de pulso de la arteria pulmonar.....	11
Diseño e implementación de hardware.....	14
Placa principal.....	15
Convertor serie/USB.....	18
Sensor de flujo.....	18
Sensor de presión.....	20
Circuito de adquisición de Electrocardiograma.....	21
Montaje.....	23
Software de procesamiento.....	26
Software del microcontrolador.....	27
Adquisición y almacenamiento en la computadora.....	28
Procesamiento en la computadora.....	29
Resultados.....	34
Pruebas en quirófano.....	35
Posibles mejoras futuras.....	37
Conclusiones.....	39
Conclusiones.....	40
Referencias.....	41

Resumen

Resumen

Las señales respiratorias son de interés debido a la gran cantidad de información que poseen acerca del estado del sistema respiratorio del paciente. En gran cantidad de intervenciones quirúrgicas se requiere que el paciente esté con ventilación mecánica por lo que estas señales son medidas y controladas de manera precisa. Esto implica que dichas señales deben estar fácilmente disponibles y es deseable que la adquisición de las mismas no requiera un procedimiento invasivo extra al necesario para la intubación.

En el presente proyecto se diseñó y construyó un sistema de adquisición de señales biomédicas, en este caso de presión y flujo respiratorios y electrocardiograma, basado en un microcontrolador y software implementado en computadora. La motivación del proyecto es el propósito futuro de lograr un método no invasivo de estimación indirecta de variables hemodinámicas, como alternativa a los métodos invasivos tradicionales. Esto requiere las señales que se obtienen con el dispositivo realizado, que en esta etapa preliminar se utilizarán con fines de investigación para lograr avanzar en sucesivas etapas hacia el objetivo final.

El dispositivo desarrollado obtiene las señales biomédicas del paciente mediante sensores y las envía a una computadora a través de un cable que además le proporciona la energía para su funcionamiento. El software de la computadora muestra las señales adquiridas en tiempo real y las almacena en un archivo para su posterior procesamiento y análisis.

Las señales almacenadas son luego filtradas con el fin de extraer de ellas las denominadas oscilaciones cardiogénicas, que son componentes de baja amplitud presentes en las señales de la vía aérea, que contienen información sobre la actividad cardíaca y cuya obtención es el objetivo final del presente trabajo.

Se obtuvo un dispositivo confiable y preciso, junto con un método de procesamiento eficiente que permitirá la continuación y profundización de la investigación de las oscilaciones cardiogénicas, en dirección a la obtención de un instrumento no invasivo de diagnóstico y monitoreo de variables hemodinámicas y respiratorias, el cual al día de hoy no existe como tal en el mercado y constituye un sistema de gran interés clínico.

Motivación

Motivación

Las oscilaciones cardiogénicas (COS, por su acrónimo en inglés, *Cardiogenic Oscillations*) son ondas de baja amplitud que tienen su origen en los latidos del corazón, las cuales se encuentran superpuestas sobre las señales de presión y flujo en las vías aéreas. Tradicionalmente se asume que son originadas por el íntimo contacto físico que existe entre el corazón y los pulmones. Investigaciones recientes sugieren que estas oscilaciones son transmitidas a través del flujo sanguíneo pulmonar y demuestran también que existen aun cuando el corazón y los pulmones se hallan separados mediante una maniobra. Debido a esto se tiene como hipótesis que el análisis de las COS puede aportar información relevante acerca del estado hemodinámico de un paciente [1].

Se han estudiado abundantemente las COS en el ámbito de la instrumentación médica. Sin embargo, la mayoría de estas investigaciones está orientada al filtrado de las COS para su eliminación de las señales respiratorias, ya que producen problemas en los controles automáticos que poseen los respiradores mecánicos[2,3]. También representan una incomodidad para el profesional médico, ya que dificultan la visualización de la dinámica respiratoria, y además la información cardíaca que contienen no es apreciable a simple vista. Es decir, la mayoría de las investigaciones tienen como objetivo eliminar la información que justamente pretende obtener el presente trabajo.

Se han llevado a cabo investigaciones con el propósito de establecer correlaciones entre ciertas condiciones pulmonares y las amplitudes de las COS, pero no se ha estudiado en profundidad la posibilidad de obtener información hemodinámica. Además usualmente se han registrado las COS con resoluciones de amplitud que permiten determinar su existencia, pero no su morfología con un alto nivel de detalle. Otro inconveniente que presentan las investigaciones mencionadas es el uso de llaves y válvulas extra que debieron agregarse a los circuitos de respiración mecánica, y la necesidad de realizar maniobras no habituales durante cirugías de rutina para aislar las COS físicamente[4].

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un dispositivo capaz de adquirir las señales de presión y flujo respiratorias y de electrocardiograma, en pacientes de cirugía con respiración mecánica, y el posterior procesamiento de dichas señales para aislar las COS, con una gran resolución temporal y en amplitud, a fin de conseguir una herramienta útil y precisa que permita el avance de las investigaciones sobre este tema y su potencial uso como método no invasivo de monitoreo y diagnóstico.

Consideraciones teóricas

En esta sección se dan fundamentos de las señales respiratorias en condiciones ideales. Se presentan las características necesarias de los equipos de adquisición y las condiciones en que las señales deben ser registradas. Se menciona también la característica de la onda de pulso de la arteria pulmonar que da origen a las oscilaciones cardiogénicas.

Señales respiratorias

Durante una respiración normal, las señales de flujo respiratorio, tomadas a la salida de la cavidad bucal, están afectadas, entre otros motivos, por los movimientos involuntarios de la glotis y del diafragma. Además, el volumen de aire inspirado y espirado puede variar ampliamente entre un ciclo respiratorio y otro. Esta falta de uniformidad ciclo a ciclo dificulta la obtención de un ciclo respiratorio patrón y por ende la extracción de las COS. Además, las variaciones de flujo respiratorio debidas a los movimientos de la glotis tienen amplitudes mayores que las COS y por lo tanto las ocultan. En la Figura 1 se observan varios ciclos típicos de una señal de flujo respiratorio normal. Se puede apreciar la irregularidad de los mismos.

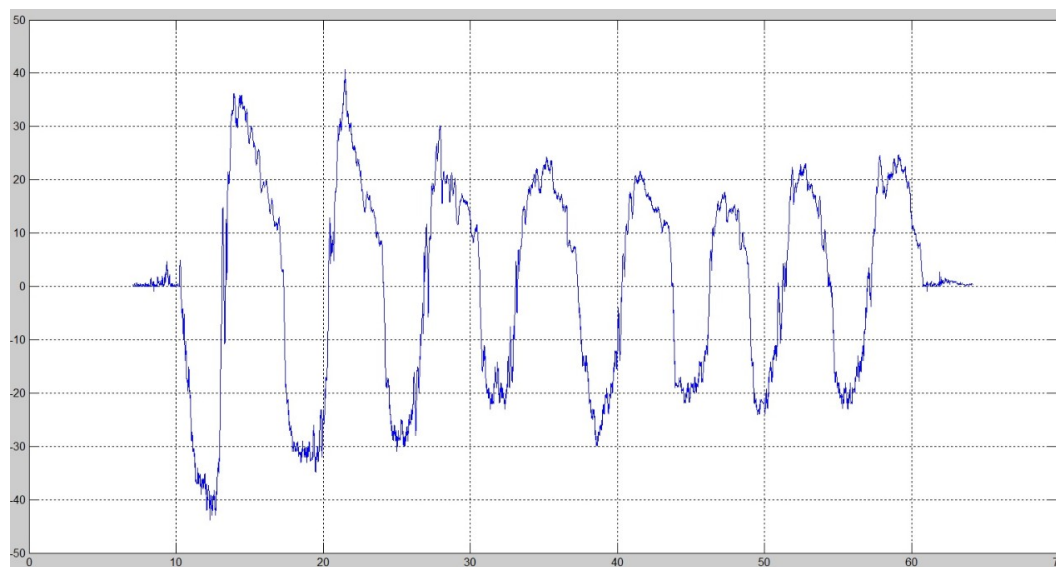


Figura 1. Ciclos típicos de flujo aéreo durante respiración normal en [l/min] vs. tiempo [s]. Se aprecian las irregularidades propias de la respiración normal, no controlada artificialmente.

Si se mide la presión del aire a la salida de la boca, se obtiene prácticamente una gráfica constante, ya que el conducto donde se monta el sensor posee una resistencia al flujo aéreo despreciable por lo que se puede considerar que el sensor se encuentra abierto a la atmósfera y la única presión medida es precisamente la atmosférica. No es posible, por lo tanto, realizar mediciones de presión en estas condiciones.

Señales respiratorias en ventilación mecánica

Las dificultades mencionadas en la sección anterior se solucionan cuando se realizan mediciones de presión y flujo en condiciones de intubación con ventilación mecánica. Durante este procedimiento la mecánica respiratoria es producida por una máquina que controla con gran precisión el ingreso y egreso aéreo del paciente: el respirador mecánico. El aspecto de los equipos de respiración mecánica de diferentes marcas puede observarse en la Figura 2.



Figura 2. Equipos de ventilación mecánica de diferentes marcas.

El equipo (a) provee monitoreo de curvas de presión, volumen y curvas presión-volumen en un monitor. El equipo (b) está concebido para su traslado y configuración de forma rápida. El equipo (c) contiene además la administración de anestesia.

En los respiradores mecánicos los gases son transportados a través de un conducto plástico que se introduce más allá de la glotis del paciente. De este modo se pueden obtener ciclos respiratorios sumamente uniformes ya que se evitan los movimientos involuntarios. Todo el circuito queda cerrado e independiente de la atmósfera por lo que se pueden obtener las curvas de presión. Cuando un paciente se encuentra con respiración asistida mecánicamente, sus curvas de presión y flujo respiratorios en función del tiempo tienen la morfología que se aprecia en la Figura 3[5]. Sin embargo estas curvas son ideales y difieren de las obtenidas empíricamente, en las que se observan otros fenómenos, entre los cuales los más notorios son los provocados por la actividad cardíaca. La Figura 4 muestra las curvas de flujo y presión reales obtenidas de un paciente.

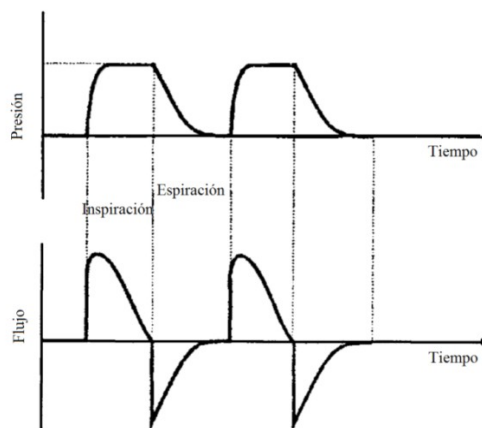


Figura 3. Curvas de presión y flujo respiratorios ideales durante respiración mecánica. Representan a grandes rasgos la mecánica respiratoria prescindiendo de otros fenómenos de menor amplitud como las oscilaciones cardíacas entre otros.

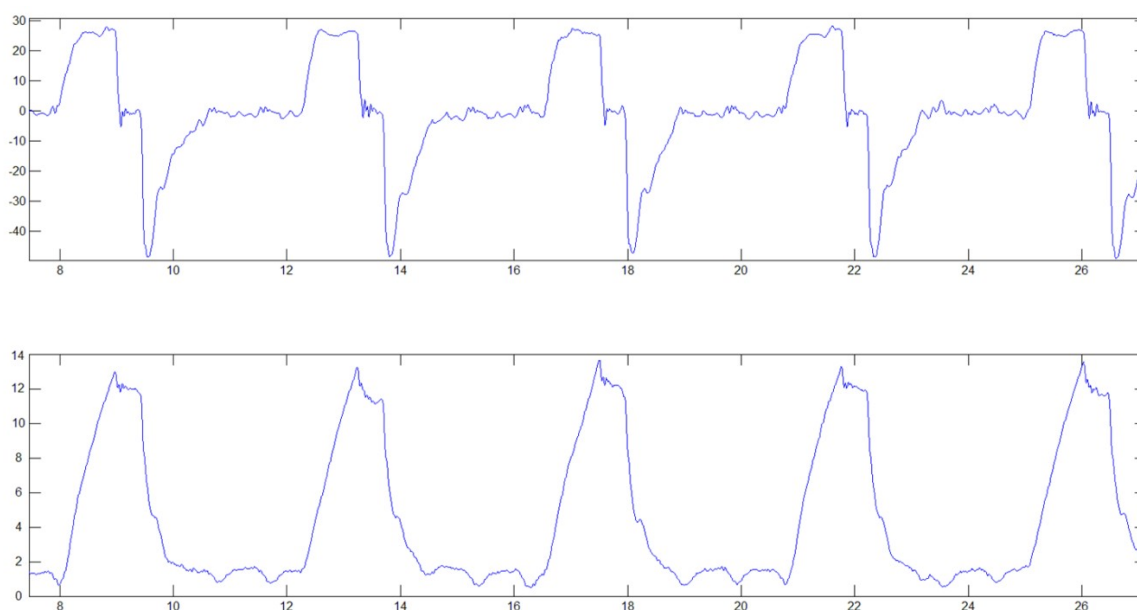


Figura 4. Curvas reales obtenidas de un paciente: Arriba, flujo [litros/minuto]; Abajo, presión [cmH2O]. Escala temporal en segundos. Se observan diferencias con respecto a las curvas ideales, siendo las más notorias las debidas a la actividad cardíaca.

En las dos curvas reales se pueden observar desviaciones respecto del caso ideal, que se producen periódicamente, y con período igual a la duración del ciclo cardíaco.

Ondas de pulso de la arteria pulmonar

Se sabe que con cada latido, se produce en el árbol arterial un pulso de presión positiva que viaja a lo largo del mismo a una gran velocidad, y que rebota en las distintas ramificaciones provocando reflexiones que vuelven hacia el corazón. Si se mide la presión en la arteria pulmonar haciendo uso de un catéter denominado *Swan-Ganz*, se obtiene una forma de pulso de presión arterial característica, como la observada en la Figura 5. El punto de reposo es la presión diastólica, al principio del ciclo.

Cuando el ventrículo izquierdo se contrae se produce un aumento abrupto de la presión arterial. El pulso viaja rápidamente y es reflejado por las arterias periféricas. Los pulsos reflejados se suman con el incidente, produciendo un pico máximo que es la presión sistólica. La presión luego comienza a descender hasta el momento del cierre de la válvula aortica donde se produce la incisura dicrota, que marca el comienzo de la diástole. Luego se produce un segundo pico de presión, producto del flujo sanguíneo retrógrado, y finalmente la curva desciende hasta el valor inicial, antes de comenzar nuevamente el ciclo.

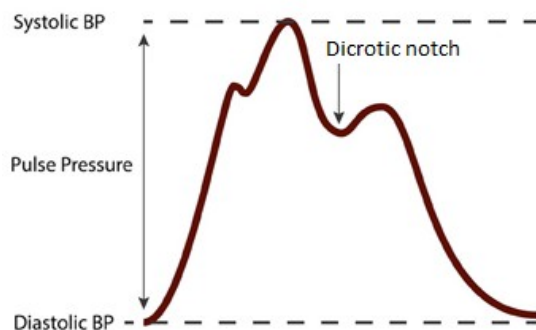


Figura 5. Onda de pulso de presión arterial característica. Se observa una pendiente positiva abrupta correspondiente a la sístole y un descenso más suave correspondiente a la diástole, que comienza al producirse la incisura dicrota. Figura extraída de [6].

La elasticidad del árbol arterial limita la velocidad a la que viajan los pulsos de presión. En las personas ancianas o con ciertos tipos de patologías, los vasos sanguíneos se vuelven más rígidos, lo que permite que los pulsos viajen a mayor velocidad. Como consecuencia, las ondas reflejadas se suman más rápidamente con las incidentes produciendo mayores picos de presión lo cual conlleva riesgos vasculares y puede provocar daños en órganos susceptibles como los riñones o el cerebro. Además, las ondas reflejadas pueden llegar al corazón antes del cierre de la válvula aortica produciéndole una carga mecánica extra [6].

Por lo dicho, conocer la morfología de la onda de pulso de presión arterial es importante ya que provee gran cantidad de información acerca del estado hemodinámico de un paciente. Sin embargo, para conocer esta curva de manera precisa se debe introducir en el paciente un catéter a través de la vena yugular que ingrese al corazón y salga del mismo hasta llegar a la arteria pulmonar, como indica la Figura 6. Este procedimiento representa serios riesgos para el paciente, tales como infecciones, lesiones en las venas o punciones del pulmón, por lo que sólo es utilizado en casos de absoluta necesidad. Se entiende entonces la gran importancia de disponer de un método no invasivo para la obtención de dichas curvas evitando los riesgos mencionados. La Figura 7 muestra el esquema del método no invasivo propuesto.

Sabiendo que las ondas de pulso de presión arterial son transducidas a oscilaciones en la presión y flujo respiratorios, surge la hipótesis de que la morfología de estas últimas debe ser similar a la de las primeras. De ser cierta esta hipótesis, se podría obtener la misma información que provee el procedimiento de cateterización pero sin invadir al paciente, midiendo las curvas presión de aire a la salida de su boca y extrayendo de ellas únicamente las oscilaciones cardiogénicas.

Adicionalmente, si a las mediciones de presión se agregan las de flujo, se puede obtener la impedancia mecánica pulmonar de salida, la cual aporta información sobre el estado general de las vías aéreas centrales y superiores.

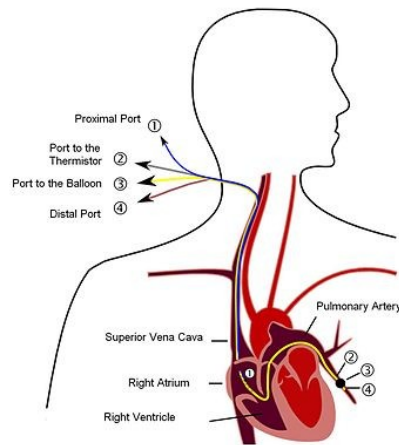


Figura 6. Catéter de *Swan-Ganz* para medir la presión de la arteria pulmonar. El catéter se introduce por la vena yugular y alcanza la arteria pulmonar pasando previamente por el corazón. Este procedimiento representa serios riesgos para el paciente por lo que su utilización se reserva para casos de absoluta necesidad.

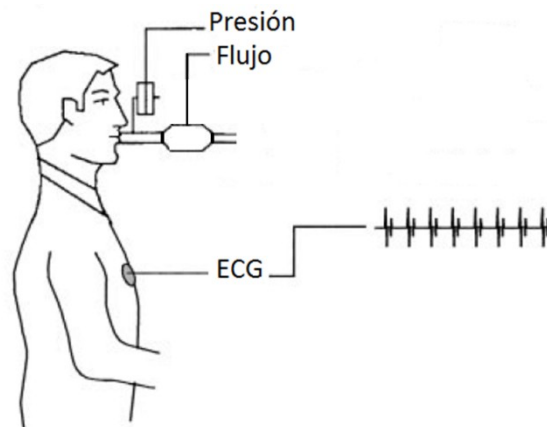


Figura 7. Esquema no invasivo de adquisición de señales biomédicas. Los sensores de presión y flujo se colocan inmediatamente a la salida de la boca mediante un tubo que los contiene. Se observan también los electrodos de ECG conectados al paciente.

Diseño e implementación de hardware

Esta sección del informe corresponde a la descripción del *hardware* desarrollado, refiriéndose a la elección, diseño, implementación y funcionamiento del mismo, y describiéndose en detalle tanto sus componentes como el sistema en su conjunto.

Placa principal

La placa principal del proyecto se muestra en la Figura 8. Se encarga de la adquisición de las tres señales biomédicas y de la transmisión de las mismas hacia una computadora.

La placa constata un microcontrolador *dsPIC33FJ128GP802* de la firma *Microchip*, que se encarga de llevar a cabo las mencionadas tareas. Para su funcionamiento se utiliza el oscilador y el *PLL* interno del microcontrolador con lo que se logra operar a 40MIPS, la máxima velocidad soportada por el mismo. La alimentación del mismo proviene del puerto *USB* de una computadora. La selección de este microcontrolador se fundó principalmente en su capacidad para operar a una elevada frecuencia, lo cual permite ejecutar un gran número de instrucciones durante el tiempo que existe entre la toma de muestras de las señales biomédicas, la gran variedad de prestaciones que ya posee integradas (convertidores *ADC* y *DAC*, temporizadores, gran cantidad de puertos digitales de entrada y salida, acceso directo a memoria *DMA*, protocolos de comunicaciones *SPI*, *I2C*, *UART*, *ECAN*, etc.). Esta amplia gama de prestaciones permitió una gran flexibilidad a la hora del diseño del sistema.

La placa se diseñó de modo que sea fácilmente modificable, previendo posibles cambios que se dieran durante el desarrollo del proyecto. Para ello se incluyeron conectores en todos los pines del *dsPIC*, los cuales facilitan su acceso; se incluyeron cuatro leds, con sus respectivos conectores que permitan conectarlos a cualquier pin del *dsPIC*; se colocaron cuatro pulsadores con la misma filosofía; se dejó espacio para un circuito integrado doble amplificador operacional previendo la necesidad de amplificar alguna señal; se colocaron diversos conectores facilitando acceso a las tensiones de alimentación de la placa. Se decidió en una etapa avanzada del proyecto realizar todo el procesamiento de las señales en la computadora y utilizar la placa principal solo para adquirirlas, por lo que las funciones de procesamiento de señales del *dsPIC* no fueron aprovechadas al máximo.

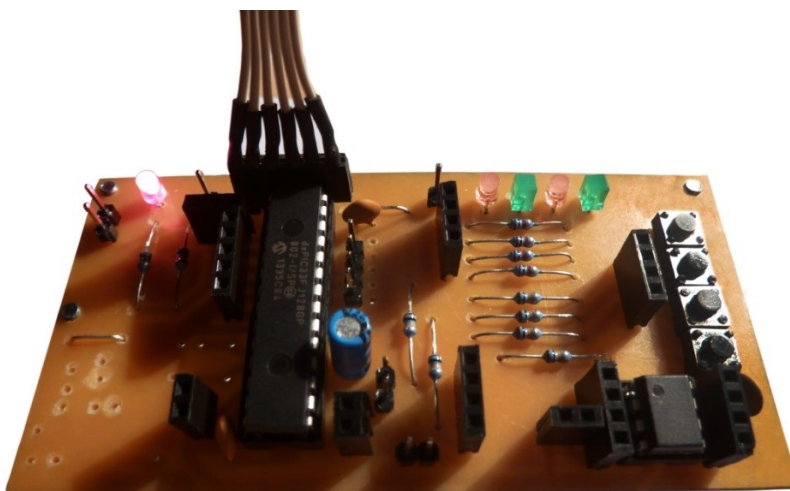


Figura 8. Placa principal. A la izquierda, el circuito integrado más grande es el microcontrolador *dsPIC*. Se observan numerosos puertos de entrada y salida para acceder a los pines del microcontrolador. A la derecha se aprecia un circuito integrado doble amplificador operacional. Los pulsadores y los LEDs fueron utilizados en la etapa de desarrollo y programación.

La adquisición de las señales de presión y de ECG se lleva a cabo mediante los puertos analógicos propios del *dsPIC*, que poseen un convertor *ADC* (*Analog to Digital Converter*) de 12 bits de resolución y permite tomar muestras hasta 500.000 veces por segundo. El convertor posee pines para el establecimiento de las tensiones de referencia máxima y mínima externas. La conversión es de tipo Registro de Aproximaciones Sucesivas (*SAR*).

La señal de flujo, en cambio, se adquiere mediante la interfaz *I2C* integrada del *dsPIC*, ya que es el protocolo que utiliza este sensor. El protocolo *I2C* (*Inter Integrated Circuits*) es un bus de comunicaciones que utiliza dos líneas para la comunicación, más una tercera que es masa. Existen dos tipos de dispositivos en un bus *I2C*: maestro y esclavo (microcontrolador y sensor de flujo respectivamente en nuestro caso). Ambas líneas son de tipo drenador abierto, por lo que requieren resistencias de tipo *pull-up*. Las velocidades estándar son de 100kbps, 400kbps y 1Mbps. El dispositivo maestro es el que controla la comunicación. Para ello, él es el encargado de generar una señal de reloj para la sincronización, que se transmite por la línea *SCL* (*Serial Clock Line*). Los datos se transmiten por la otra línea, *SDA* (*Serial Data Line*). El dispositivo esclavo debe recibir la señal de reloj, y responder cuando es direccionado por el maestro. Cada dispositivo posee una dirección única de siete bits. En la Figura 9 se observan los distintos estados de una comunicación *I2C*. La comunicación comienza con el maestro generando una condición de inicio, la cual consiste en un flanco negativo de la línea *SDA* durante un semiciclo positivo de la línea *SCL*. A continuación el maestro envía un *byte* compuesto por la dirección del esclavo al que se dirige, y un bit que indica la dirección de la siguiente comunicación. Si dicho bit es $b=0$, la comunicación continúa siendo maestro a esclavo; si el bit es $b=1$, la comunicación pasa a ser esclavo a maestro. A continuación se envía el mensaje, compuesto por uno o más *bytes*. Luego de transmitido cada *byte* de un mensaje, el receptor debe indicar la correcta recepción generando una situación de reconocimiento (*ACK*). La misma consiste en llevar la línea *SDA* a un nivel bajo, luego de recibir el octavo bit. La comunicación termina con el maestro creando una situación de finalización, la cual consiste en un flanco positivo de la línea *SDA* durante un semiciclo positivo de la línea *SCL* [8].

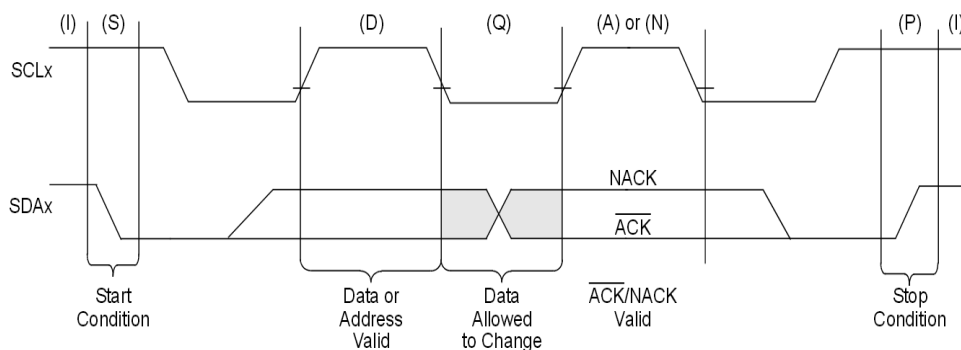


Figura 9. Estados de las líneas SCL y SDA durante las distintas etapas de una comunicación I2C. Imagen extraída de [8].

Los valores obtenidos de estas tres señales, son enviados en una misma trama, cada 2ms, a través de la UART del microcontrolador, a una tasa de 921600bps, hacia un conversor serie/USB, que es el intermediario con la computadora.

En la Figura 10 se aprecia el esquemático completo de la placa principal.

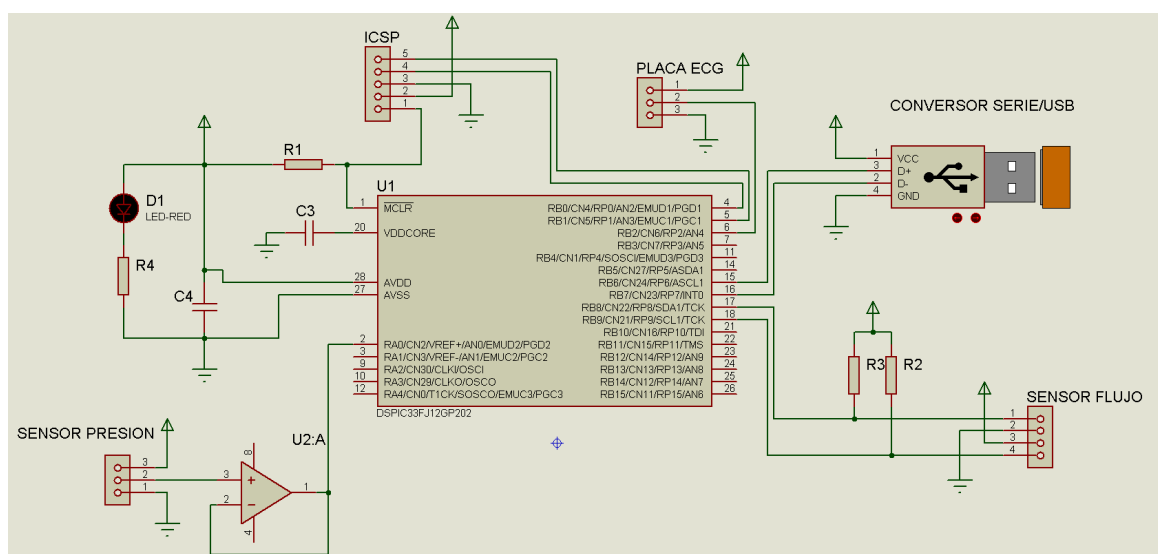


Figura 10. Diagrama esquemático de la placa principal. Microcontrolador en el centro. Puerto de entrada de señal de presión abajo a la izquierda, inyectada en un circuito seguidor de tensión antes de ingresar al dsPIC. Puerto I2C para la comunicación con el sensor de flujo abajo a la derecha. Entrada de señales ECG, y conversor serie-USB para la conexión con la computadora arriba a la derecha. Puerto de programación y LED de encendido arriba a la izquierda.

Convertor serie/USB

Este convertor, basado en un integrado de la firma FTDI, convierte las señales recibidas por su puerto serie, y las envía por su interfaz USB. En la computadora, un driver se encarga de recibir estos datos implementando un puerto serie virtual. Esto permite prescindir del uso de una computadora con puerto serie, el cual se encuentra en vías de desaparecer, y usar el omnipresente puerto USB. El circuito soporta tasas de transmisión de hasta 1.5Mbps, tiene capacidad USB 2.0 fully posee reguladores de tensión los cuales son utilizados para la alimentación de la placa de adquisición.

En la Figura 11 se observa el aspecto del convertor serie/USB. Se aprecia el conector USB y la conexión tipo tira de postes para las señales de comunicación serie y las tensiones de alimentación.

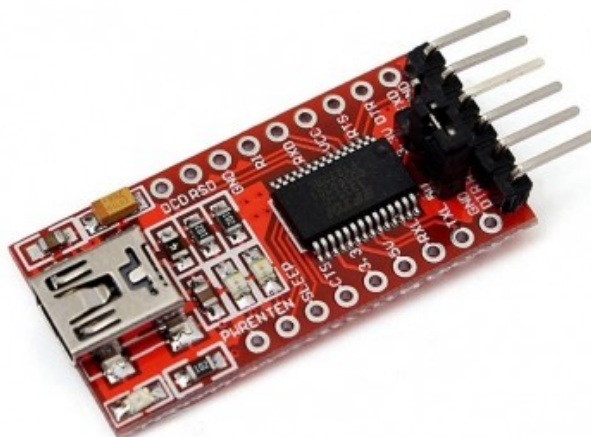


Figura 11. Módulo convertor serie/USB. A la izquierda se aprecia el conector **USB** y a la derecha la conexión tipo tira de postes para las señales de comunicación serie y las tensiones de alimentación.

Sensor de flujo

Para medir el flujo de aire, se utilizó el sensor de presión *SFM3000* de la firma suiza *Sensirion*. La elección de este sensor se basó en su rango de funcionamiento ($\pm 200\text{l/min}$), la baja caída de presión que genera ($< 1.5\text{mbar}$ a 200l/min) y su alta precisión (2% del valor medido). El rango de flujos a medir es de entre -60 y 40 litros/minuto por lo que el sensor lo cubre holgadamente. El sensor es digital y posee un convertor *ADC* de 14bits, por lo que permite medir incrementos de flujo tan pequeños como 0.024 litros/minuto proveyendo una resolución más que suficiente para registrar las *COS* que poseen amplitudes del orden de los 2 litros/minuto. Además su tasa de actualización es de 0.5ms por lo que permite obtener 2000 valores por segundo. El sensor presenta sus datos linealizados y compensados térmicamente de manera digital, lo cual facilita la adquisición y evita la dispersión que genera el ruido en una señal analógica.

Su principio de funcionamiento está basado en la técnica denominada “*hot wire*” o “hilo caliente”. Un hilo metálico ubicado perpendicular a la dirección del flujo gaseoso es calentado eléctricamente. Cualquier flujo que se produzca genera una transferencia de calor hacia dos sensores térmicos ubicados simétricamente a ambos lados del hilo como se muestra en la Figura 12. Estos sensores producen una tensión de salida del orden de 500nV , la cual es amplificada por amplificadores programables, para luego ser muestreada y digitalizada. La información es luego linealizada y compensada en función de la temperatura. Finalmente los datos son almacenados en memoria y están listos para ser transmitidos por el protocolo *I2C* cuando sean solicitados. Todo este acondicionamiento de la señal es transparente al usuario, que sólo debe encargarse de solicitar los datos cuando se los desee.

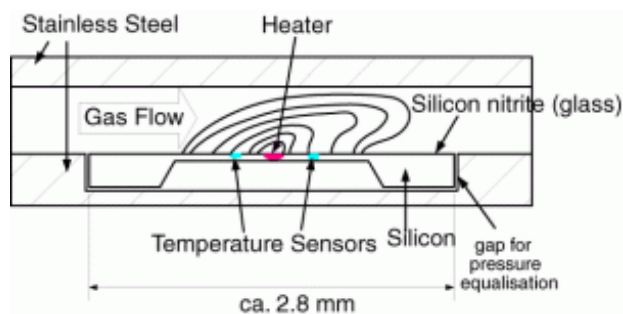


Figura 12.Esquema funcional del sensor de flujo. Se observan los sensores de temperatura ubicados junto al hilo caliente.

El sensor reconoce cuatro comandos de 16 bits. El comando codificado en hexadecimal como 0x1000 ordena al sensor comenzar a tomar mediciones. Estas mediciones son solicitadas por el maestro enviando un encabezado con la dirección del sensor (predeterminada en 64) y el octavo bit en alto, indicando que se aguardarán datos. El sensor enviará el valor actual de flujo codificado en dos bytes. El primer byte deberá ser reconocido por el maestro mediante *ACK*. El segundo byte puede o no ser reconocido. En el caso de reconocerlo, el sensor enviará un código de redundancia cíclico (*CRC*), el cual puede ser utilizado por el receptor para detectar errores en la transmisión. No se consideró necesaria la implementación de esta característica ya que no se observaron errores de transmisión en ningún momento. Además hubiera requerido un esfuerzo extra por parte del *dsPIC* para el cálculo y detección de errores. El comando 0x2000 se denomina *Soft Reset*, y ejecuta un reseteo total del sensor sin necesidad de interrumpir su alimentación. Es utilizado de manera preventiva al iniciar la ejecución del código del *dsPIC*, para asegurar que el sensor responda cuando se comience la medición. Los otros dos comandos que reconoce el sensor no fueron usados en este caso. Uno solicita un código de error al sensor, y sólo debe ser usado en caso de mal funcionamiento. Y el último comando es una solicitud de identificación del chip interno del sensor, la cual no es requerida para el caso.

En la Figura 13 se aprecia el aspecto real del sensor de flujo.



Figura 13.Sensor de flujo Sensirion SFM3000. Al aire circula a través del conducto tubular que posee filtros en ambos extremos. En la parte superior se puede observar el espacio donde se introduce el conector.

El sensor de flujo se intercala en el circuito respiratorio de modo tal que todo el flujo que ingrese y egrese del paciente circule también por el mismo, de modo análogo a la manera en que un amperímetro se conecta en serie para medir una corriente eléctrica.

Sensor de presión

Para la medición de la presión se utilizó un sensor *ASDXRRX001PDAA5*, de la marca *Honeywell*. Su rango de operación es de $\pm 70.4\text{cmH}_2\text{O}$ y posee una banda de error de $\pm 2\%$ del fondo de escala. El rango de presiones a medir es de entre 0 y $30\text{cmH}_2\text{O}$. Su elección se basó principalmente en su disponibilidad, ya que otros modelos del catálogo de la marca poseen rangos más adecuados, pero hubieran requerido ser importados.

El sensor mide la presión diferencial que existe entre sus dos puertos de entrada, y entrega una tensión proporcional a dicha diferencia. Es por lo tanto un sensor de salida analógica. Su elemento sensible consiste en un puente de 4 resistencias grabadas químicamente sobre un diafragma de silicio. Los valores de dichas resistencias varían en proporción al esfuerzo mecánico aplicado sobre ellas debido al efecto piezoeléctrico. Las diferencias de tensión producidas por las variaciones de las resistencias son amplificadas y luego calibradas y compensadas en función de la temperatura y las alinealidades del propio sensor, por un circuito integrado interno. Los valores de son actualizados a una tasa de 1kHz.

La señal del sensor fue aplicada a un seguidor de tensión, implementado con un amplificador operacional, con el fin de evitar cargar su salida. La señal luego ingresa directamente a la entrada analógica del microcontrolador.

El puerto positivo de presión es conectado mediante un pequeño tramo de manguera a un adaptador de modo tal de poder censar la presión lo más cercano posible a la boca del paciente. El puerto de presión referencia queda libre a la atmósfera, ya que las presiones a medir son relativas a la presión atmosférica.

En la Figura 14 se aprecia el aspecto real del sensor de presión.



Figura 14. Sensor de presión *Honeywell*. El sensor devuelve una tensión proporcional a la diferencia de presión existente entre los dos conductos de entrada de aire. Otros modelos de sensores similares tienen un solo conector para medir presión siempre relativa a la atmosférica, pero en este caso se utilizó esta versión más genérica.

Circuito de adquisición de Electrocardiograma

Para la obtención de la señal electrocardiográfica se utilizó el circuito extraído de [7], que se reproduce en la Figura 15 y fue implementado en una placa *PCB (Printed Circuit Board)* mostrada en

la Figura 17. El autor del circuito fue consultado para conocer detalles de implementación y funcionamiento del mismo adicionales a los encontrados en el trabajo publicado respectivo.

El circuito se basa en la clásica configuración de amplificador instrumental, implementado con tres amplificadores operacionales. La ganancia de dicho amplificador queda determinada por la

ecuación: $A = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)$ y fue reducida del valor propuesto $A=1001$ a $A=101$ adoptando los valores $R_3 = 440\Omega$ y $R_4 = 22k\Omega$ ya que de este modo se obtuvieron mejores resultados. Previamente al amplificador de instrumentación se observa una red de acople en alterna que evita que se amplifiquen las pequeñas tensiones creadas en las interfases electrodo-piel. Se observa luego una realimentación compuesta por un integrador cuyo propósito es el de rechazar las bajas frecuencias para evitar la amplificación de las tensiones de offset que pueden aparecer a la entrada de los amplificadores operacionales. Además esta etapa agrega un nivel de continua para centrar la señal en el valor medio del rango del convertor ADC. La etapa final consiste en un filtro pasabajos con un polo doble en 150Hz para limitar el ancho de banda del sistema. El circuito también muestra una etapa de realimentación denominada *DRL (Driven Right Leg)* por sus siglas en inglés) que se conecta mediante un electrodo a la pierna derecha del paciente a modo de referencia y con el propósito de cancelar la tensión de modo común. Se prescindió de esta última etapa ya que los resultados obtenidos sin ella fueron ampliamente satisfactorios para el fin propuesto. Por lo tanto el terminal de referencia E3 se conectó a masa del circuito.

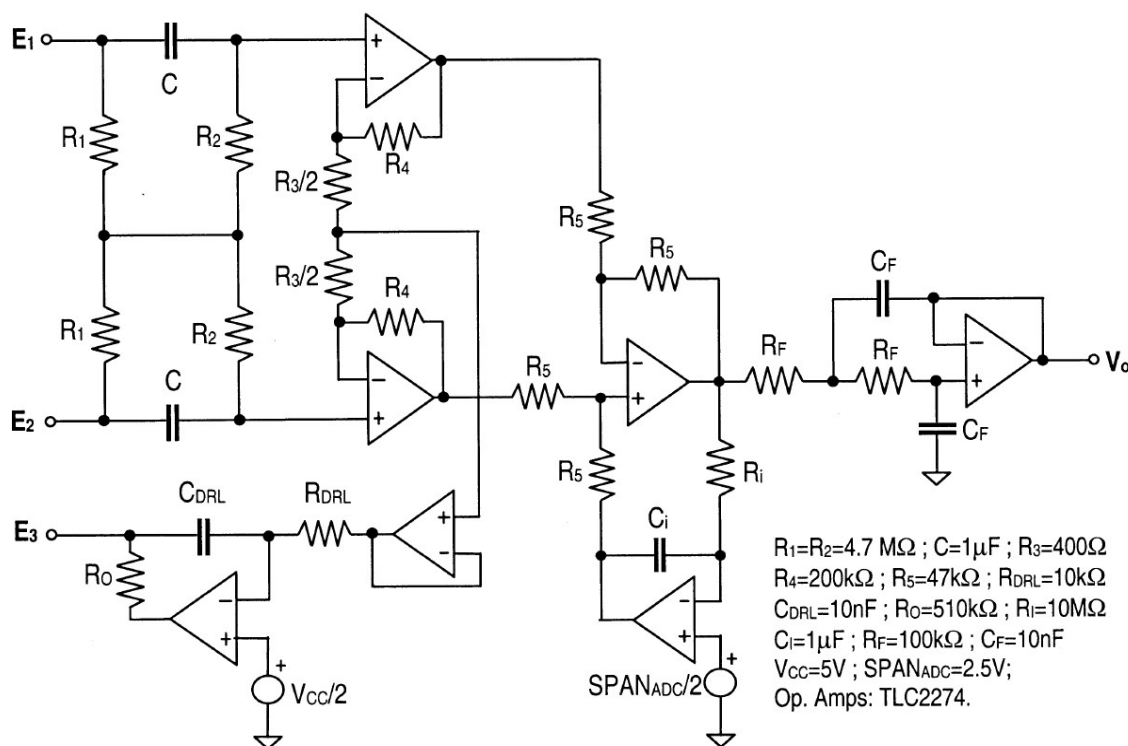


Figura 15. Esquemático del circuito ECG utilizando la versión clásica de amplificador de instrumentación. Los terminales E1, E2 y E3 se conectan al paciente mediante electrodos. La salida V_{o} es ingresada al *dsPIC* para su medición.

Los terminales se conectaron a los pacientes del modo indicado en la Figura 16:

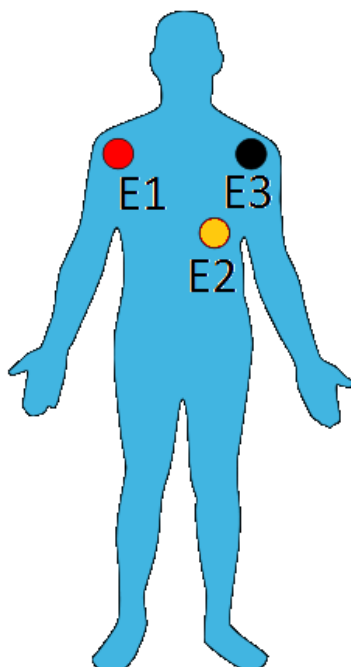


Figura 16. Esquema típico de conexión de electrodos de electrocardiograma para monitoreo.

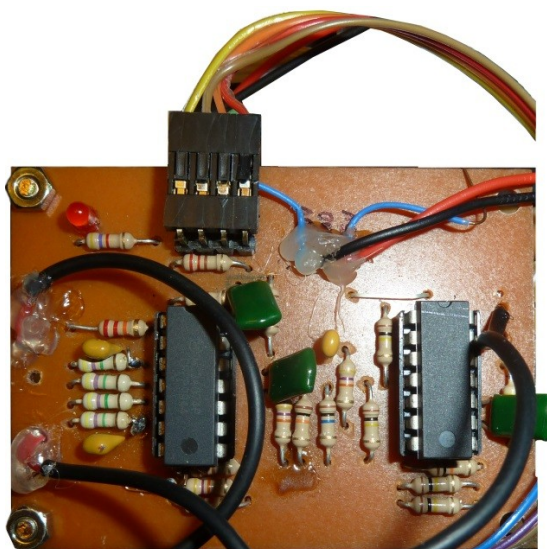


Figura 17. Aspecto de la placa de adquisición del electrocardiograma. En ella se adquiere la señal y se la amplifica hasta obtener una tensión final adecuada para su conversión a digital.

Montaje

La placa adquisidora y la placa ECG, junto con el conversor *FTDI* fueron montadas dentro de un gabinete plástico, proveniente de un módem de internet, elegido por la practicidad de su tamaño, la disponibilidad de puertos, la calidad de su confección y su estética.



Figura 18.Placas montadas en su gabinete.



Figura 19.Gabinete cerrado. Se observa que el gabinete es compacto y permite su ubicación en las cercanías del paciente intervenido, sin interferir el trabajo normal del anestesiólogo.

Las placas montadas y fijadas dentro del gabinete pueden verse en la Figura 18. El aspecto del producto final puede observarse en la Figura 19.

Se aprovechó la salida *USB* del gabinete para conectar la placa con la computadora. Se agregaron tres fichas *RCA* para la conexión de las derivaciones del *ECG* y se utilizó además el conector *RJ45* blindado para conectar la placa de adquisición con los sensores de flujo y presión, que fueron montados en conjunto en un gabinete plástico pequeño, con un adaptador que facilita su conexión con la vía aérea del respirador mecánico. Para la conexión de ambos sensores con la placa adquisidora se utilizó un cable *UTP* categoría 5e de 30cm de largo, el cual posee 8 pares trenzados y un blindaje externo de aluminio, lo cual reduce las interferencias externas. De este cable solo se utilizaron 5 líneas: +5V, masa, *SDA* y *SCL* del sensor de flujo y una para la señal analógica del sensor de presión.

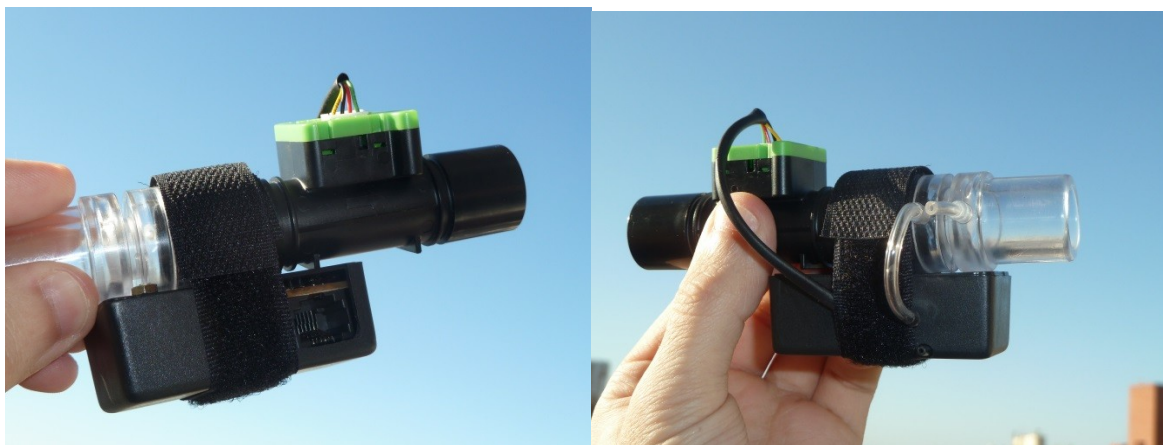


Figura 20. Conjunto sensores-adaptador. El sensor de presión se colocó dentro del pequeño gabinete negro, junto con una placa que conecta las salidas de los sensores con la ficha RJ45 para que ambas señales se transmitan por un mismo cable de 8 pares trenzados. Se aprecia la pequeña manguera transparente que se conecta al sensor de presión.

En la Figura 20 se muestra el conjunto sensores-adaptador y se aprecia la pequeña manguera transparente que se conecta al sensor de presión. Por último en la Figura 21 se visualiza el sistema completo desarrollado.

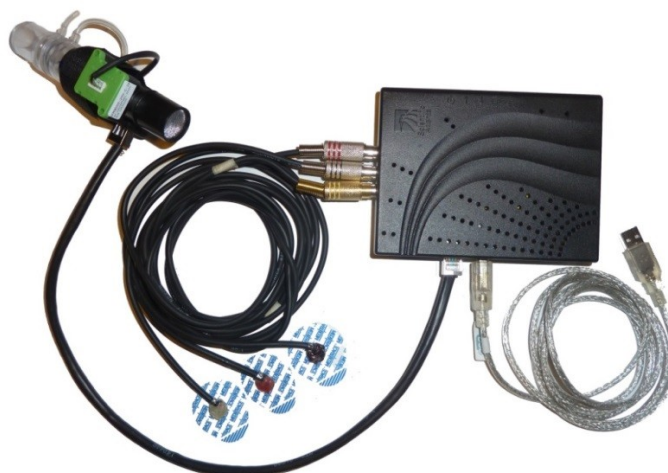


Figura 21. Sistema de adquisición completo. Ensamble de sensores (arriba a la izquierda), conectado a la placa principal (derecha). Se observan los tres electrodos de ECG también conectados a la placa y el cable USB listo para ser conectado con la computadora.

Software de procesamiento

En esta sección se describen los algoritmos implementados para el funcionamiento del *hardware* y el post procesamiento de las señales adquiridas.

Software del microcontrolador

El código del microcontrolador fue escrito en lenguaje C y se utilizó el compilador CCS. Se utilizó un programador *PICKit 2* de *Microchip* y su respectivo *software* para grabarlo. Esta elección responde a la simplicidad de uso del mencionado lenguaje, junto a su versatilidad y la gran cantidad de bibliografía y ejemplos disponibles *on-line*.

El programa consiste en un bucle infinito dentro del cual no se realizan tareas. Un temporizador (*timer*) es configurado para generar una interrupción cada 1ms. La subrutina invocada por la interrupción se encarga de obtener el valor de las tres señales biomédicas en ese instante y transmitirlos. En primer lugar envía por el puerto *I2C* una solicitud al sensor de flujo, el cual responde con el dato compuesto por dos bytes. Ambos bytes son combinados en una sola variable de tipo “*long*” de 16bits, y son enviados por el puerto serie del *dsPIC*. El puerto serie envía el dato, descomponiendo el valor numérico en 5 cifras (ya que el máximo valor que adopta una variable de 16 bits es 65535) y utilizando el código *ASCII* (*American Standard Code for Information Interchange*) de cada una de ellas. Luego se procede a leer las entradas analógicas correspondientes al sensor de presión y al *ECG* y a enviar estos dos valores también por el puerto serie, en este caso utilizando 4 cifras para cada uno, ya que al provenir de conversores *ADC* de 12 bits, su máximo valor es 4095. Al final de la subrutina, se vuelve a configurar el *timer* para que la interrupción sea generada nuevamente luego de otro intervalo de 1ms. Se finaliza la transmisión enviando los caracteres *CR* y *LF* (retorno de carro y salto de línea respectivamente). Por lo tanto cada trama enviada consta de 15 bytes, es decir, 120bits, los cuales implican 130us a la tasa de 921600bps utilizada. La tasa de transmisión puede parecer excesiva comparándola con el período de repetición de la interrupción, pero significa un ahorro de tiempo en el otro extremo de la comunicación, es decir la computadora, el cual es aprovechado para adquirir, graficar y almacenar los datos. El tiempo del bucle fue medido utilizando un osciloscopio, ya que este incluye el tiempo de ejecución de las instrucciones C que no es conocido. Para ello una de las salidas digitales del microcontrolador se pone en nivel alto al momento de ejecutarse la interrupción y en bajo cuando ésta finaliza. Se produce por lo tanto en esta salida una onda rectangular, cuyo período fue medido utilizando los cursores de un osciloscopio digital y obteniendo un valor de 2.07ms. Por lo tanto la frecuencia de muestreo obtenida es $f_s=483\text{Hz}$.

La etapa inicial del programa, previa al inicio del bucle infinito, configura el *hardware* a ser utilizado por el microcontrolador (reloj del microprocesador, puertos analógicos, interfaz *I2C*, interrupciones, *timer*, etc.). También se utiliza un temporizador denominado *WatchDogTimer* (perro guardián), encargado de reiniciar el *dsPIC* en caso de tildarse. Esto es necesario ya que en ocasiones, el puerto *I2C* puede permanecer infinitamente en espera de un dato si este se perdió en el camino o si no se alcanzó a leerlo a tiempo. Además, durante la etapa de configuración, se envía al sensor de flujo un comando de reseteo, para inicializarlo, y luego un comando que le ordena comenzar las mediciones.

Adquisición y almacenamiento en la computadora

El *software* implementado en la computadora es el encargado de la recepción de los datos adquiridos por la placa adquisidora, su presentación en pantalla y su procesamiento y almacenamiento. Se eligió el entorno *Matlab* para su desarrollo debido principalmente a su versatilidad y su capacidad de cálculo.

El programa muestra en pantalla, en tiempo real, las tres señales biomédicas adquiridas en función del tiempo, como se aprecia en la Figura 22. Éstas se muestran en una ventana que contiene los tres gráficos, alineados en el eje temporal, que tiene un ancho de 5 segundos. Alcanzados estos 5 segundos, la señal comienza a graficarse nuevamente, sobrescribiendo los valores anteriores, al estilo de los monitores cardio-pulmonares comerciales.

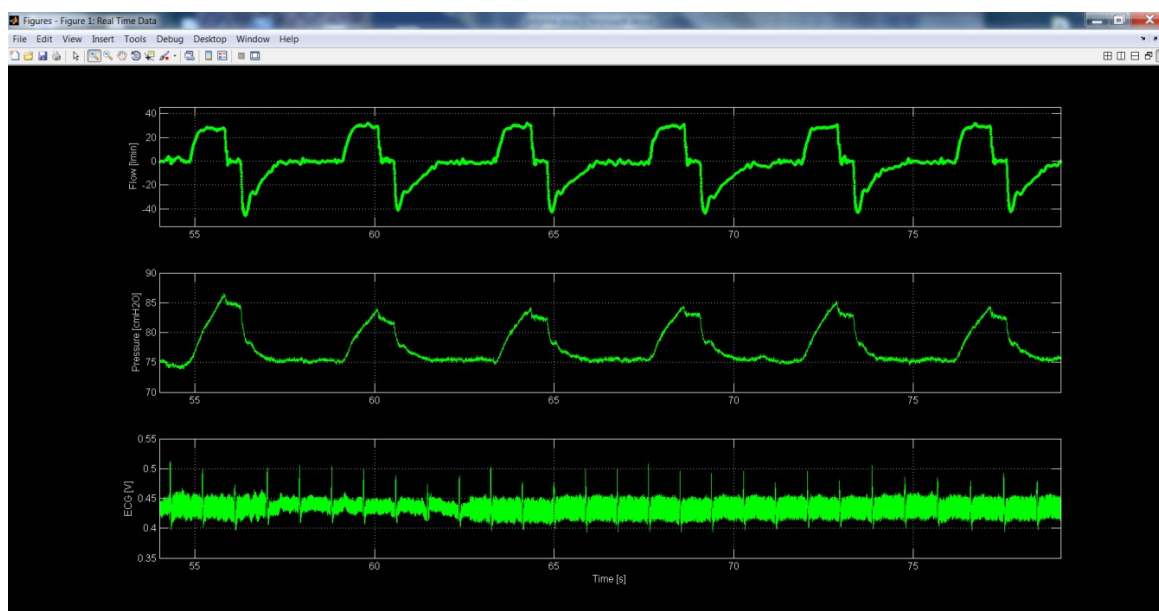


Figura 22. Pantalla de visualización. Señales de flujo, presión y ECG mostradas en tiempo real. El color verde de las señales sobre el fondo negro facilita la visualización de las mismas en las condiciones de iluminación del quirófano. Conforme va pasando el tiempo, las señales se desplazan hacia la izquierda.

Los valores de las 3 señales adquiridas, así como el valor de tiempo relativo, son almacenados en un archivo de texto con formato. Estos cuatro valores adquiridos en cada muestra, aparecen en el archivo separados por comas, siguiendo un esquema habitual de almacenamiento de datos, precisamente denominado CSV (*CommaSeparatedValues*). Este tipo de archivos puede ser leído por diversos programas tales como *Excel* o el mismo *Matlab* entre otros. Se comprobó empíricamente que el archivo crece a razón de 1MB por minuto, por lo que cualquier computadora promedio es capaz de almacenar fácilmente un archivo correspondiente a una intervención quirúrgica extensa.

El código, en primer lugar, configura la ventana con sus tres gráficos y sus respectivos ejes, títulos y etiquetas, así como el puerto serie virtual a ser utilizado. Luego comienza un bucle infinito. Dentro de este bucle, se reciben y grafican 100 datos de cada señal, provenientes de la placa de adquisición por vez. Esto significa que el gráfico se actualiza aproximadamente cada 200ms. Luego de recibir 25 de estas supertramas de 100 datos, (lo que equivale a 5 segundos) se alcanza el final de la

ventana de graficación y se agregan al archivo de texto estos 2500 valores, antes de comenzar la ventana siguiente.

Procesamiento en la computadora

Las señales obtenidas en la etapa de adquisición y almacenadas en archivos de texto fueron procesadas luego *off-line*, también con la plataforma *Matlab*. El aspecto típico de las señales se muestra en la Figura 23.

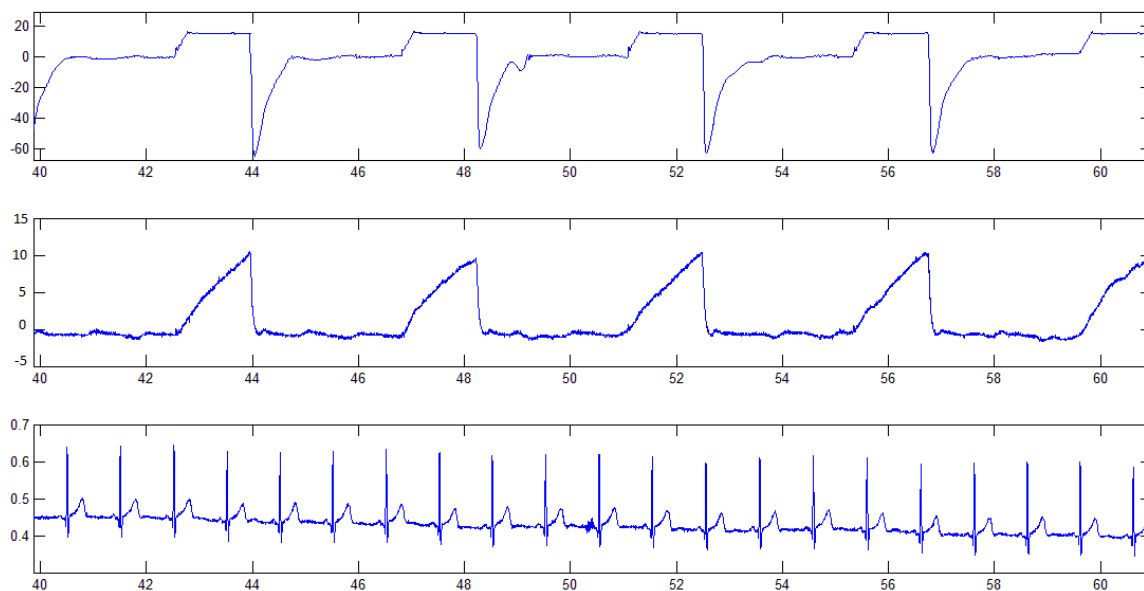


Figura 23. Señales adquiridas sin procesar, de arriba hacia abajo: flujo [l/min], presión [cmH₂O] y ECG sin calibración.

En primer lugar las señales fueron filtradas. Se aplicaron filtros pasabajos de tipo Butterworth de orden 10 y frecuencia de corte $f_c = 20\text{Hz}$ tanto a la señal de flujo como a la de presión (Figura 24), y con $f_c = 35\text{Hz}$ a la señal electrocardiográfica (Figura 25). De este modo se eliminaron las componentes en frecuencia correspondientes a ruidos e interferencias sin comprometer las correspondientes a los fenómenos biomédicos de interés.

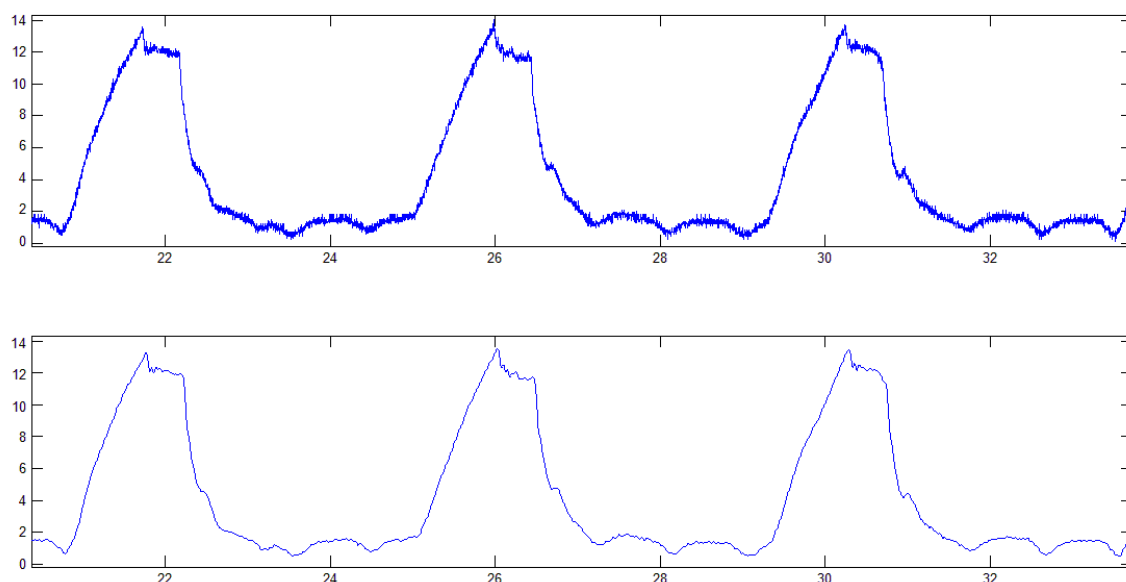


Figura 24. Señal de presión antes y después de filtro pasabajos con frecuencia de corte 20Hz de orden 10. Se aprecia la disminución del ruido inherente al sensor sin comprometer la morfología de las señales biomédicas de interés.

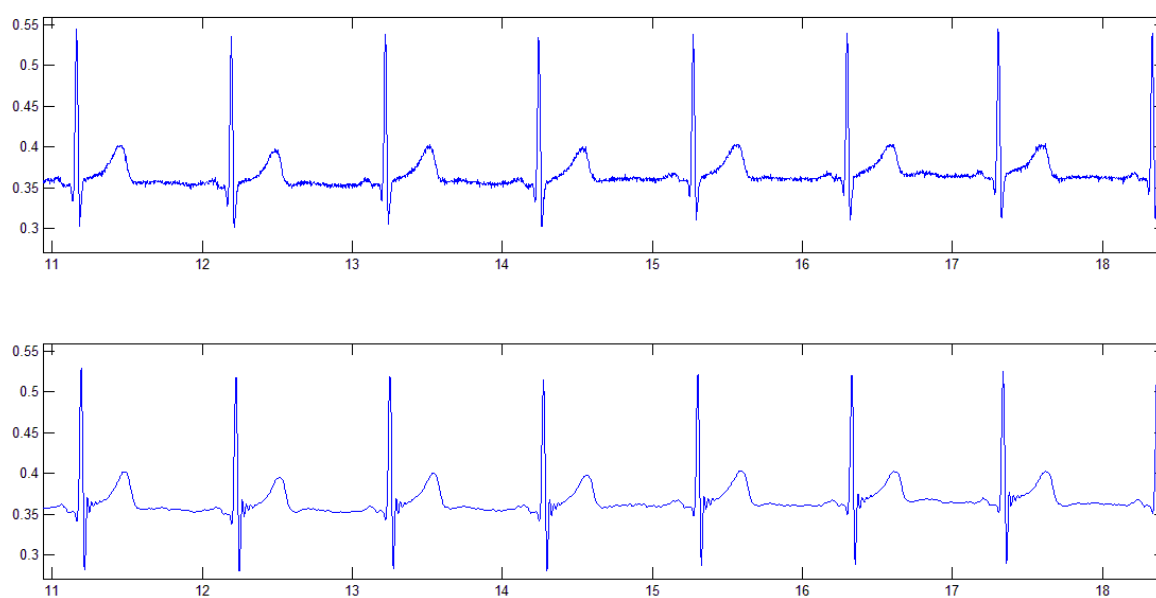


Figura 25. Señal de ECG antes y después de filtro pasabajos con frecuencia de corte en 35Hz de orden 10. Disminuye considerablemente el efecto del ruido de línea de 50Hz sin perder detalles de la morfología de los ciclos.

En la Figura 26 se muestra a modo de ejemplo cuatro ciclos típicos de la señal de flujo.

Las señales de flujo y presión fueron divididas en segmentos correspondientes a los ciclos respiratorios, y estos segmentos fueron promediados muestra a muestra para obtener un ciclo típico (Figura 27).

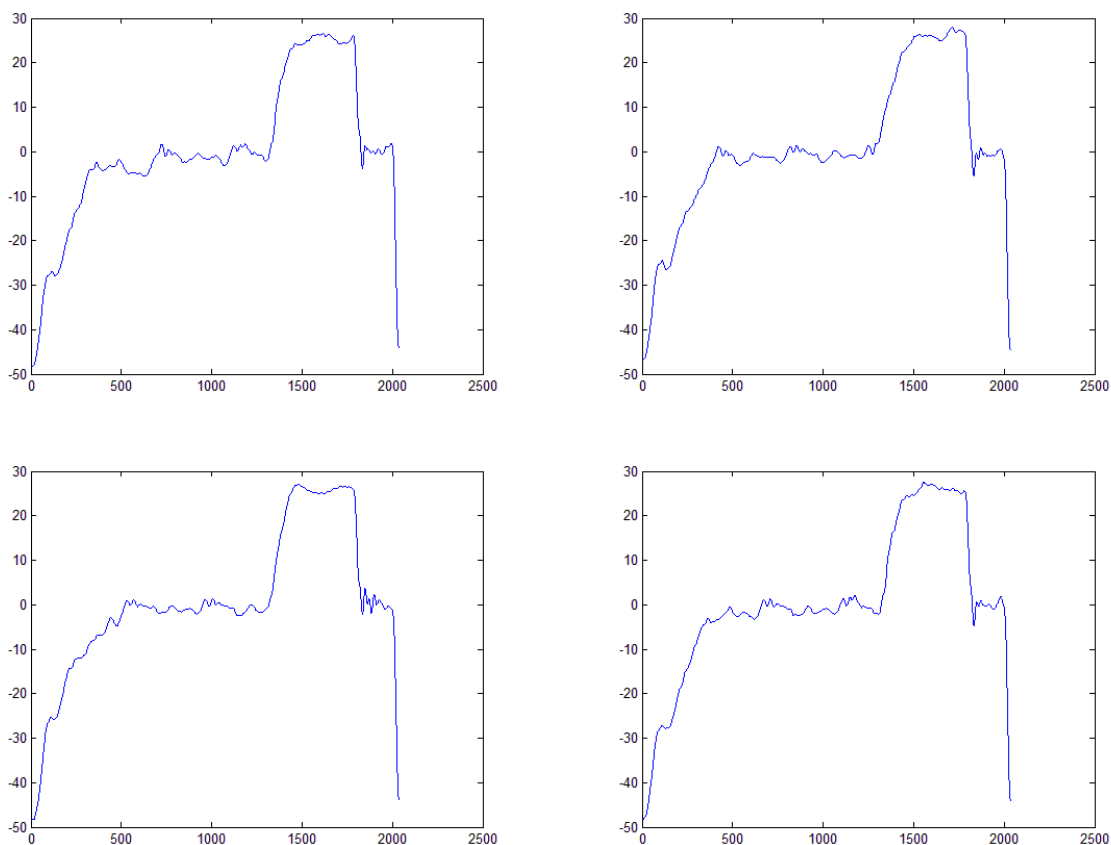


Figura 26. Cuatro ciclos típicos de la señal de flujo. Se observan las similitudes que presentan a grandes rasgos. Las principales diferencias se deben a la posición de las COS en cada caso.

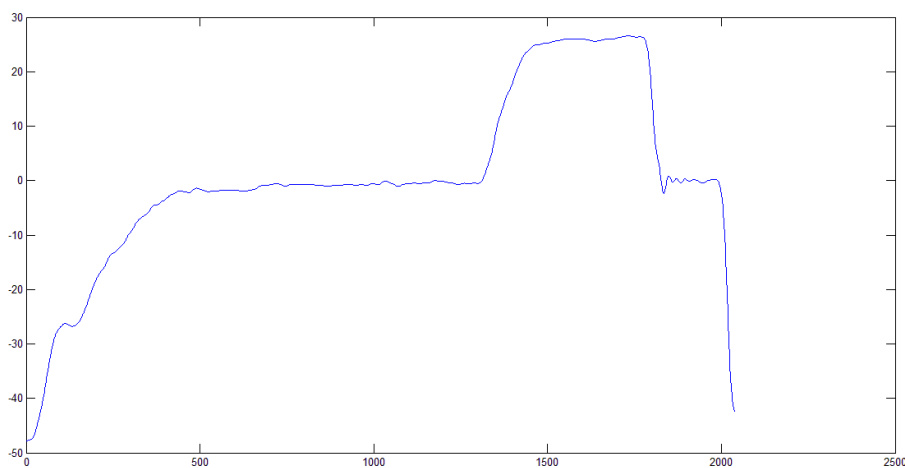


Figura 27. Ciclo promedio de señal de flujo. Se observa la desaparición de las COS. La curva se asemeja así a las ideales mostradas anteriormente.

El ciclo promedio, tanto de la señal de flujo como de la señal de presión, fue sustraído de cada uno de los ciclos en que se descompuso la señal y se obtuvieron de este modo, como residuo, las oscilaciones cardiogénicas, las cuales fueron re ensambladas para conformar la señal completa, que se aprecia en la Figura 28.

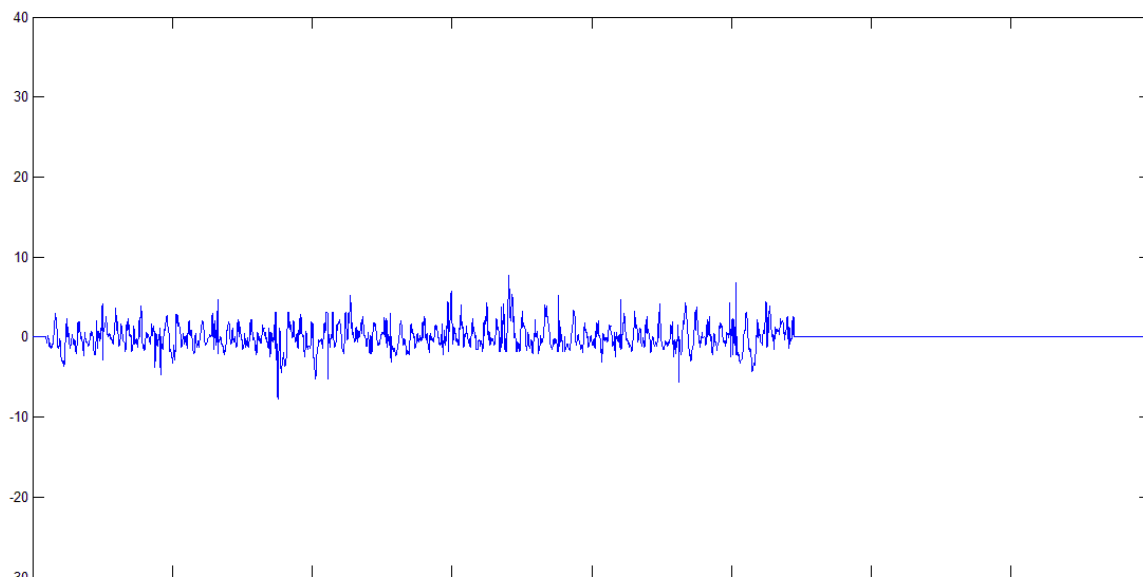


Figura 28.Ensamble de las oscilaciones extraídas de todos los ciclos. Se eliminaron las señales correspondientes a la mecánica respiratoria y como residuo quedan las COS.

Esta señal obtenida fue segmentada a su vez en tramos correspondientes a los ciclos cardíacos, utilizando la señal ECG como referencia (Figura 29). Finalmente se procedió una vez más a promediar los ciclos obtenidos y se obtuvo un ciclo promedio de las oscilaciones cardiogénicas, tanto de flujo como de presión (Figura 30).

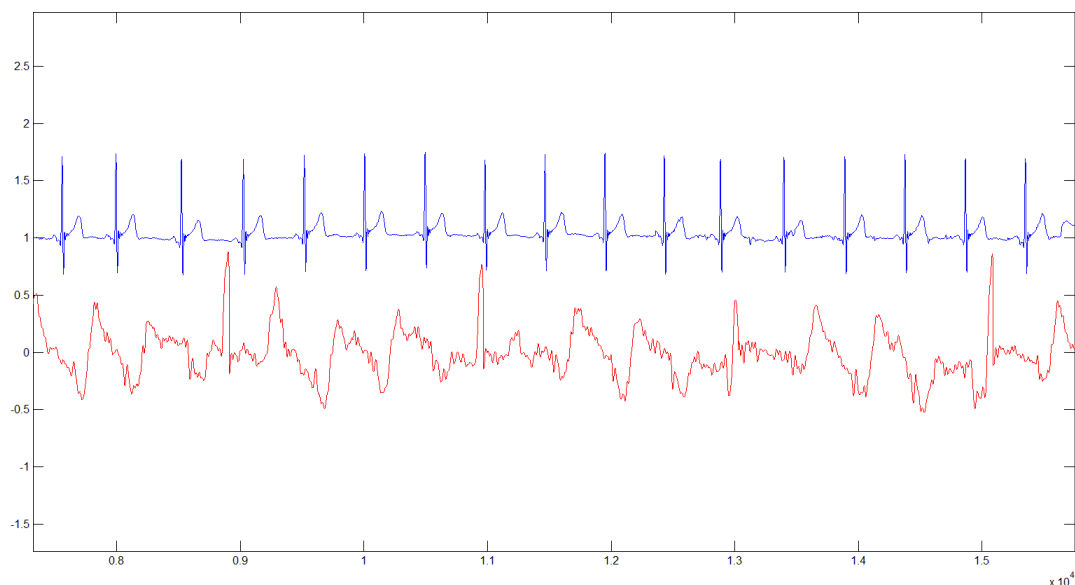


Figura 29.Oscilaciones de presión obtenidas (en rojo) y ECG superpuesto (en azul). Se puede observar que luego de cada pico del ECG se produce un pico de presión luego de un tiempo correspondiente al retardo entre el impulso eléctrico y la contracción muscular del corazón.

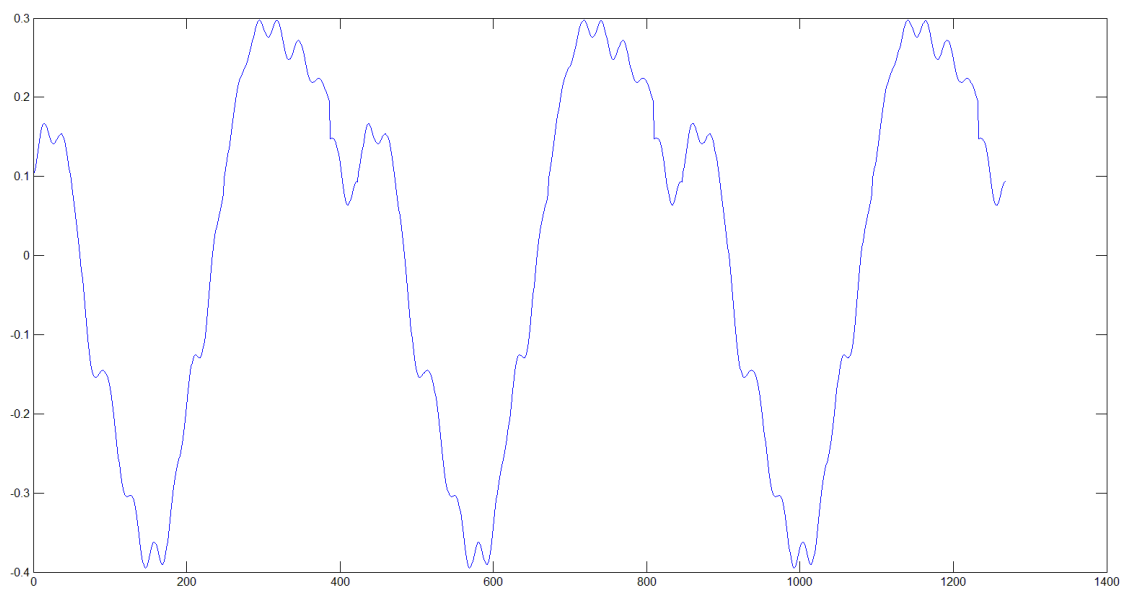


Figura 30.Tres ciclos promedio de oscilaciones cardiogénicas de presión. Se aprecia la gran similitud que presentan con las ondas de pulso de presión arterial características mostradas anteriormente.

Resultados

Pruebas en quirófano

El sistema fue probado en condiciones reales en pacientes de cirugías de diferentes características, con anestesia general y respiración mecánica. El procedimiento es absolutamente no invasivo para el paciente, puesto que los sensores se ubican entre el paciente y el respirador.

Durante las mediciones se observó la presencia de distintos factores que las afectaron en el ambiente del quirófano. Se registraron interferencias por inducción electromagnética en la señal ECG en los momentos en que se utilizaron diversos instrumentos médicos tales como el electrobisturí. También se observaron artefactos en todas las señales debido a los movimientos del paciente efectuados por el personal médico. Por ello se realizaron varias adquisiciones para cada paciente, a fin de seleccionar la que tuviera la menor cantidad de perturbaciones. Habiendo seleccionado la mejor adquisición para cada paciente, se realizó el procesamiento descrito previamente y se obtuvieron los ciclos promedio para las oscilaciones cardiogénicas de presión y flujo de cada uno, que pueden observarse desde la Figura 31 hasta la Figura 36.

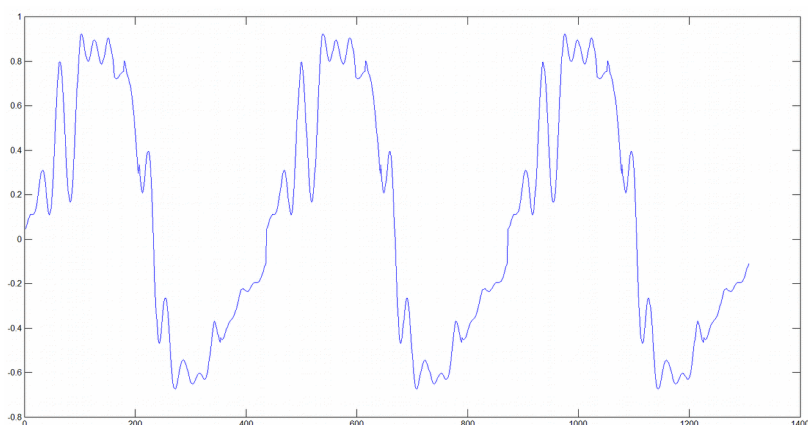


Figura 31.Tres ciclos promedio de flujo paciente A.

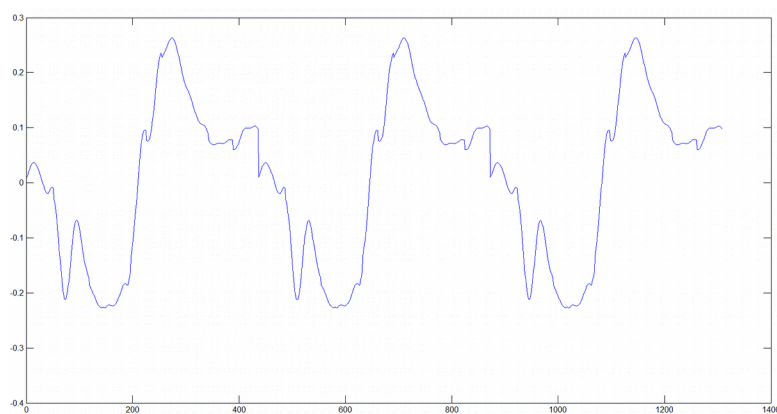


Figura 32.Tres ciclos promedio de presión paciente A.

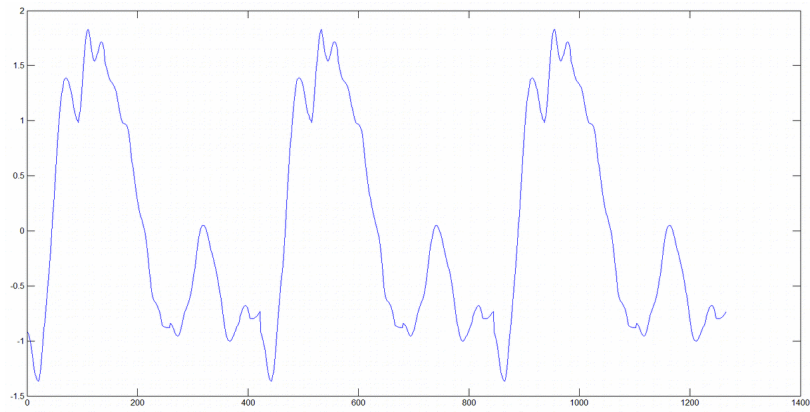


Figura 33. Tres ciclos promedio de flujo paciente B.

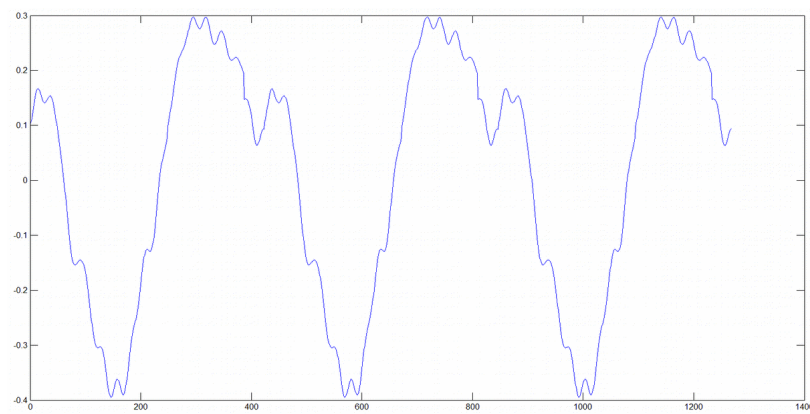


Figura 34. Tres ciclos promedio de presión paciente B.

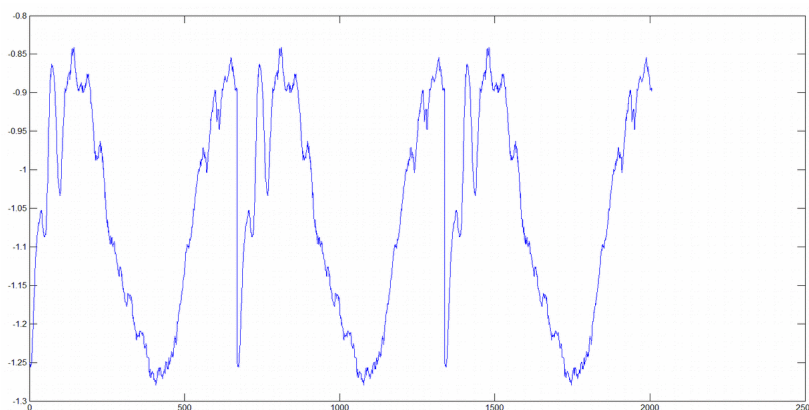


Figura 35. Tres ciclos promedio de flujo paciente C.

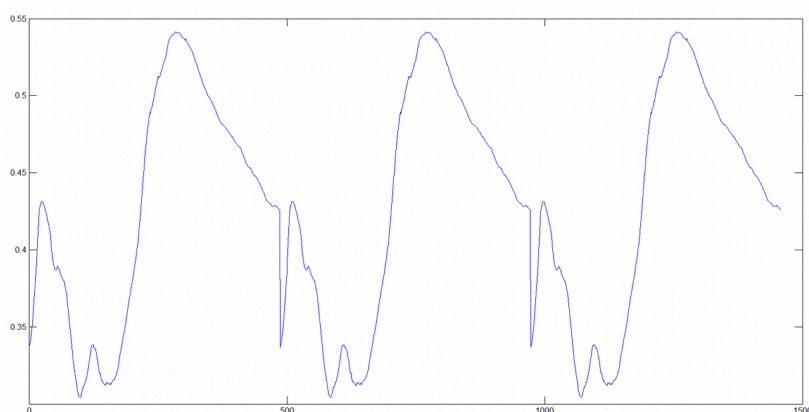


Figura 36. Tres ciclos promedio de presión paciente C.

Se puede observar en los ciclos de oscilaciones cardiogénicas promedio de presión gran semejanza con la morfología de la onda de pulso de presión arterial expuestas anteriormente. Se observan subidas abruptas de presión al comienzo del ciclo cardíaco, y descensos más suaves. Incluso se puede observar la incisura dicrota que indica el comienzo de la diástole. Se logró el objetivo de aislar las COS de presión y flujo con suficiente resolución para observar sus características principales en detalle. Alcanzado este punto, resulta trivial realizar mediciones sobre las COS, las cuales podrán ser utilizadas a futuro para contrastarse con valores obtenidos mediante los métodos tradicionales y establecer la confiabilidad y precisión del método no invasivo propuesto.

Posibles mejoras futuras

A continuación se proponen posibles mejoras a realizarse sobre el sistema obtenido, que pueden servir como guía para trabajos futuros.

Sería recomendable que la construcción de los circuitos fuera realizada mediante procesos industriales en lugar de realizarse manualmente, preferentemente con componentes de montaje superficial, a fin de reducir el tamaño de los mismos y mejorar sus características de ruido. Se puede utilizar un microcontrolador con funciones *USB* integradas para eliminar la necesidad del conversor serie-*USB*. En cuanto al sensor de presión, convendría disponer de uno con menor rango de operación

de presiones, para aprovecharlo más eficientemente y poder medir las COS de presión con mayor resolución.

También sería recomendable que el sensor fuera digital para reducir los errores introducidos por interferencias que puede captar el cable de conexión. El circuito de *ECG* debería incluir en sus terminales protecciones contra altas tensiones, como diodos y lámparas de neón, para protegerlo de los efectos del electrobisturí, y también podría incluir optoacopladores o amplificadores de aislación para mantener al paciente aislado eléctricamente del equipo. El *software* de adquisición y de procesamiento podría ser unificado y compilado de modo de prescindir de la instalación de la plataforma *Matlab*.

Conclusiones

Conclusiones

Se diseñó y construyó un dispositivo capaz de adquirir las señales de flujo y presión respiratoria y de electrocardiograma con suficiente resolución tanto en amplitud como en tiempo, y transmitir las en tiempo real a una computadora.

En la computadora se graficaron y almacenaron las mencionadas señales también en tiempo real. Una etapa de procesamiento posterior logró aislar las COS de presión y flujo, sincronizándolas con la señal de ECG, y mostrarlas con el nivel de detalle suficiente para su posterior análisis y uso en investigación. El método representa un gran avance en la obtención de este tipo de señales ya que no requiere ningún tipo de maniobra extra (como la realización de pausas inspiratorias, espiratorias o desconexiones) por parte de los profesionales médicos, que no ven afectada su labor de rutina.

La similitud observada entre las COS de presión y las curvas características de presión arterial presenta un panorama optimista para la obtención de un método no invasivo eficaz y preciso de monitoreo y diagnóstico del estado hemodinámico y respiratorio de pacientes de cirugía, que proveerá a los profesionales médicos de información de vital importancia, de la cual usualmente carecen debido a los riesgos que implica su obtención.

Se obtuvo un equipo confiable, relativamente sencillo y preciso, para la adquisición y procesamiento de oscilaciones cardiogénicas de presión y flujo, el cual reviste un gran potencial como instrumento de monitoreo y diagnóstico cardio-pulmonar, con capacidad de brindar información valiosa, de la cual los profesionales a cargo de una operación quirúrgica usualmente carecen debido al riesgo que implica su obtención.

En etapas posteriores inmediatas se espera contar con una base de datos de señales cardiogénicas de pacientes en diferentes condiciones, con el fin de investigar sus potenciales aplicaciones como medio no invasivo de monitoreo, para aprovechar la información que estas señales ofrecen.

El equipo desarrollado constituye una herramienta de gran valor para el avance del conocimiento sobre la dinámica de la arteria pulmonar en conjunto con las señales provenientes de la vía aérea. Se espera que este proyecto constituya un aporte incremental pero de importancia, que apunte a mejorar la calidad de vida a partir de un aporte a los sistemas de salud.

Referencias

- [1] Tusman G., Suarez-Sipman F., Peces-Barba G. (2009) Pulmonary blood flow generates cardiogenic oscillations. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. Volumen 167(3):247-254.
- [2] Arbour R. (2009) Cardiogenic oscillation and ventilator autotriggering in brain-dead patients: a case series. *American Journal of Critical Care*. Volumen 18 (5), 496 y 488-95.
- [3] Marks R., Sidi A. (2000) Elimination of cardiogenic oscillations in the capnograph by applying low positive end-expiratory pressure (PEEP). *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. Volumen 16 (3): 177-81.
- [4] Bijaoui E, Bacconier P.F., Bates J.H.T. (2001) Mechanical output impedance of the lung determined from cardiogenic oscillations. *Journal of Applied Physiology*. Volumen 91: 859-865.
- [5] Bronzino J.D. (2000), *The biomedical engineering handbook*. 2nd Edition, Capítulo 82.
- [6] Van Vliet B.J., Roger J. M., Rennenberg W., Reutelingsperger C.P., Kroon A.A., De Leeuw P.W., Schurgers L.J. (2012) Mechanisms of arterial remodeling: lessons from genetic diseases. *Frontiers in Genetics*. Volumen 13.
- [7] Spinelli E.M., Pallàs-Areny R., Mayosky M.A. (2003) AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Volumen 50 (3): 391-395.
- [8] PIC Manual Section 24: Inter-Integrated Circuit™ (I2C™), Microchip®.