

Design and Evaluation of Pressure and Eelectrocardiographic Modules Embedded in a Cardiac Hemodynamic Monitor

L. P. Córdoba, M. A. G. López, C. B. Goy and M. C. Herrera.

Abstract— This work presents the design and the implementation of a two-channels recording system and its adaptation to a FPGA-based acquisition system. The recorded signals are Electrocardiogram (ECG) and Intraventricular Pressure (IVP). Elements and circuits needed to incorporate the newly developed recording system to a previously developed FPGA-based Conductance Catheter System (SCC) are also presented. The result is a fully integrated system, in which the evaluation of each channel is carried out. ECG amplifier is evaluated by means of frequency response and common mode rejection ratio. Filter frequency response and two calibration methods, over 0-150 mmHg and 150-300 mmHg ranges, are used to evaluate PIV channel. Finally analogical to digital conversion and communication between two-channels recording system and FPGA-based acquisition system are tested. Satisfactory results are obtained.

Keywords— IPV, ECG, FPGA, Conductance Catheter System.

I. NOMENCLATURA

FPGA: Field Programmable Gate Array
 ECG: Electrocardiograma
 PIV: Presión intraventricular
 VIV: Volumen intraventricular
 SCC: Sistema Catéter de Conductancia
 SCCD: Sistema Catéter de Conductancia Digital
 SdA: Sistema de Adquisición
 RRMC: Relación de Rechazo en Modo Común
 IC: Insuficiencia Cardíaca
 DPV: Diagramas presión-volumen
 AHA: American Heart Association
 CI: Circuito integrado
 PC: Personal Computer
 CAD: Conversor analógico-digital
 CDA: Conversor digital-analógico

II. INTRODUCCIÓN

LA Insuficiencia Cardíaca (IC) es una afección crónica y prolongada que tiene diferentes estadios. El resultado

Este trabajo ha sido financiado por el Consejo de Investigadores de la Universidad Nacional de Tucumán, Programa 26/E422 y fondos generales de INSIBIO-CONICET.

L. P. Córdoba, foocor@hotmail.com
 M. A. Gómez López, mgomezlopez@herreria.unt.edu.ar
 C. B. Goy, FACET-UNT, carla_goy@hotmail.com
 M. C. Herrera, FACET-UNT, mherreria@herreria.unt.edu.ar

final es una serie de trastornos que desencadenan la incapacidad de bombeo y afectan al corazón provocando su dilatación y consecuente aumento de volumen. La evaluación clínica y el manejo de pacientes con IC -en especial, aquellos que presentan un aumento del volumen corporal y/o cardíaco- no han sido resueltas al día de hoy por la Cardiología Moderna. El objetivo es determinar un inicio prematuro de la descompensación cardíaca que sigue a la acumulación de líquidos corporales mediante el monitoreo de datos hemodinámicos -presión, volumen y ECG- en forma continua.

Se presentan en la bibliografía una serie de dispositivos y/o equipos, en su mayoría implantables, que permiten evaluar la congestión previa a la descompensación con diferentes grados de éxito [1-2].

A. De la técnica de Catéter de Conductancia

Entre los parámetros hemodinámicos a registrar se destaca la posibilidad de medir la presión y el volumen dentro del ventrículo izquierdo (PIV y VIV, respectivamente) usando la técnica de catéter de Conductancia [3-4]. Consiste en introducir dentro de la cavidad ventricular izquierda un catéter de múltiples electrodos metálicos y un transductor miniatura de presión para estimar el volumen y la presión intraventricular, respectivamente. Con estas señales se construyen -de manera "on-line"- los Diagramas Presión Volumen (DPV) para cada latido cardíaco lo que permite estudiar el funcionamiento del corazón como bomba.

Además, el registro simultáneo de una señal de ECG establece una correlación exacta entre el funcionamiento de la parte eléctrica y mecánica del corazón. Este tipo de equipos se denomina Sistema de Catéter de Conductancia (SCC).

El primer SCC para uso experimental del Departamento de Bioingeniería (FACET-UNT, Argentina) se desarrolla en la década del '80 [5] incluyendo circuitería discreta-analógica para la adquisición, acondicionamiento, procesamiento y control de la señal VIV. En etapas posteriores, se desarrolla un sistema de calibración de volúmenes [6]. Tratándose de una técnica invasiva, el SCC se ha restringido a procedimientos quirúrgicos o que requieren cateterismo; por esto, en el año 2001 y con el objetivo de aplicar la técnica al diagnóstico y/o evaluación de patologías cardíacas en pacientes crónicos, el grupo trabaja en el desarrollo de una patente (aún en trámite) de un SCC implantable para el monitoreo continuo de la

función cardíaca [7]. Con esta visión, se desarrolla un SCC digital (SCCD) basado en tecnología FPGA [8] incorporando un módulo de comunicación inalámbrica para recoger señales del sistema implantado en el paciente [9].

B. Objetivos

Dentro de este contexto, en este trabajo se propone diseñar y construir dos canales de registro, uno de ECG y otro de PIV para complementar la adquisición de volumen que fuera previamente diseñada y probada en un dispositivo FPGA (SCCD). El diagrama bloque completo del SCCD se presenta en la Fig. 1. En este trabajo se describe el desarrollo y evaluación de las partes sombreadas (Fig. 1) que incluyen: Sistema de Adquisición y Procesamiento de ECG, Sistema de Adquisición y Procesamiento de PIV y el Sistema de Conversión Analógico-Digital 2 (CAD 2). Asimismo, se propone integrar las partes previamente mencionadas, al resto de los Sistemas de la Fig. 1 (Sistema de Adquisición y Procesamiento de VIV, Sistema de Conversión Analógica-Digital 1 y Placa Controladora Altera), para conformar un equipo único en el Monitoreo Hemodinámico del corazón.

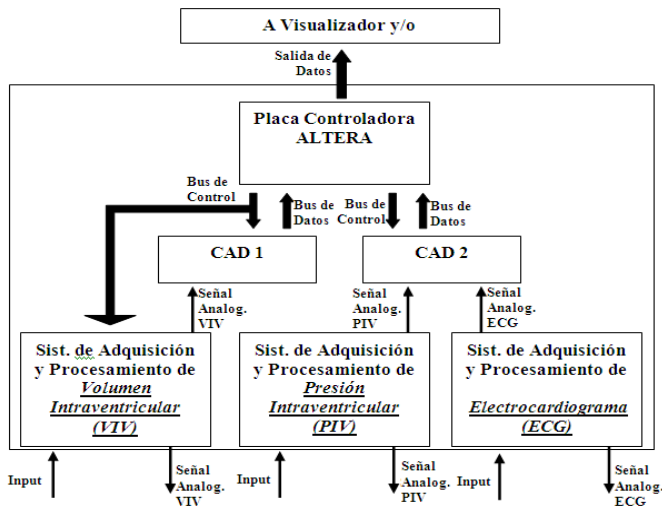


Figura 1. Diagrama en bloques del Monitor Hemodinámico (SCCD)

III. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE ECG

A. Introducción

El ECG es el registro eléctrico global de la actividad cardíaca y representa la suma algebraica de la actividad eléctrica de la masa miocárdica durante el ciclo cardíaco. Se transmite a la superficie gracias a la conductividad de los líquidos corporales. La señal presenta una amplitud de alrededor de 1(mV) -onda R-, mientras que el resto de las ondas (P, Q, S y T), tienen amplitudes del orden de los 100 (μ V). Por esta razón, se requiere amplificar las mismas para alcanzar valores del orden de los Voltios. Se propone una Ganancia de Tensión mínima de 1000 veces; se debe mencionar que el sistema cuenta con tres ganancias de tensión distintas: 1000, 2500 y 5000 veces siendo estos valores de ganancia empleados en equipos comerciales. La composición espectral de frecuencias de la señal de ECG es conocida.

Presenta una frecuencia fundamental que oscila entre 1 y 2 (Hz) mientras que ondas lentas -como la P y T- tienen un ancho de banda que va de 0 a 20 ó 30 (Hz) y ondas rápidas - como el complejo QRS- tienen armónicos que superan los 100 (Hz). Las interferencias que presenta un registro de ECG son: artefactos debidos a movimientos del paciente, registros miográficos (biopotenciales que son causados por la contracción de los músculos estriados), potenciales de contacto, ruido blanco (introducido por los mismos circuitos integrados), ruido electromagnético de alta frecuencia y el ruido de la red eléctrica, entre los más destacados. Para evitar estas interferencias se incorpora al circuito un filtro del tipo pasa-banda que sigue las recomendaciones de la American Heart Association (AHA). La frecuencia de corte inferior es de 0.047 (Hz) y permite eliminar la tensión continua que impone el potencial de contacto ó un posible mal posicionamiento de los electrodos en la piel. La frecuencia de corte superior se especifica en 125(Hz) y permite eliminar todo tipo de ruido de alta frecuencia como así también el ruido electromiográfico.

B. Descripción y Diseño

El SdA de ECG cuenta con los bloques funcionales mostrados Fig. 2 con las siguientes especificaciones: 1) poseer elevada impedancia de entrada, 2) rechazar las tensiones de modo común, 3) amplificar, 4) filtrar, 5) aislar el elemento biológico y 6) digitalizar la señal analógica de ECG.

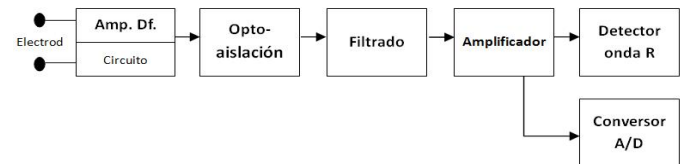


Figura 2. Diagrama de Bloques del SdA de ECG.

Amp. Df. (Fig. 2) es un amplificador diferencial que además de amplificar, impone alta impedancia de entrada y rechaza las tensiones de modo común. Se diseña con una ganancia de 7 veces de manera de no amplificar el ruido agregado al ECG y no saturar el amplificador. Se implementa con un CI AD620 (Analog Devices); este bloque incluye el circuito de manejo de pierna derecha que atenúa las tensiones en modo común mediante una realimentación negativa usando un CI LF356 (National Semiconductor).

Opto-aislación es la etapa que se encarga de aislar al elemento biológico de posibles "macroshock". Con esto se consigue evitar que el elemento biológico quede conectado a tierra ante una posible falla del circuito. Se encuentra alimentada con baterías de ± 12 (V) e incluye los circuitos accesorios para polarizar un Optoaislador 4N28.

La etapa de **Filtrado** es importante ya que permite que se amplifique sólo la señal de ECG con ancho de banda de 0.047 a 125(Hz). y atenúa los ruidos que puedan interferir con el registro. Se implementan dos filtros Chebyshev de 2º orden: uno pasa-alto y uno pasa-bajo por tener una zona de corte más abrupta con respecto a otros filtros (Butterworth y Bessel).

Amplificador, es la etapa donde se obtiene la ganancia

final requerida para acondicionar la señal. Se implementa con un CI LF356 con una llave selectora conectada al pin inversor que permite a la etapa configurarse con tres ganancias de 1000, 2500 y 5000 veces. A partir de aquí, la señal de ECG sigue dos procesos distintos: un indicador visual -que utiliza un led- para indicar cada vez que ocurre una despolarización del ventrículo (**Detector onda R**) y un proceso que digitaliza la señal de ECG para su posterior procesamiento y/o visualización (**Conversor A/D**).

El **Detector onda R** consta de un comparador de tensiones (LF356) seguido de un circuito temporizador (LM555, National Semiconductor) configurado para funcionar como multivibrador monoestable. Un pulso de 50 (mseg) creado por el monoestable alimenta un led que se enciende cada vez que el circuito detecta una onda R. La etapa de **Conversor A/D** se detalla en adelante.

IV. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE PIV

A. Introducción

Los fenómenos mecánicos a nivel de las cavidades cardíacas se miden con un transductor interno (catéter de MIKRO TIP (Millar Instruments, Inc., Mod. SPC-360). Se trata de un sensor miniatura colocado en la porción distal de un catéter con sus conexiones eléctricas montadas en su extremo proximal. Dentro del mismo se encuentran cables flexibles que unen el sensor con conectores eléctricos, a la vez que un conducto flexible expone el lado interior del sensor a la presión atmosférica.

B. Características de la Señal PIV

La señal generada por el transductor tiene una sensibilidad de 5 (uV/V/mmHg). Por lo tanto, como se alimenta al transductor con ± 5 (V), la sensibilidad resulta de 25(uV/mmHg). Siendo el rango de medida desde -50 a 300(mmHg), la tensión entregada por sensor varía entre -1.25 y 7.5 (mV). Considerando que estos niveles son pequeños, se requiere una amplificación de 1000 veces para que en etapas siguientes, la señal pueda ser procesada, muestreada y visualizada. El SdA de PIV se ha pensado para ser usado en corazones con patologías cardíacas; el rango de medida del transductor permite medir presiones de hasta 300 (mmHg). Se han diseñado dos escalas (hasta y superiores a 150(mmHg)). Para ello se implementa un "switch" que permite disminuir la ganancia del sistema a la mitad para poder registrar presiones superiores y no saturar posteriores etapas. El registro de ondas de PIV adquiere la señal con un ancho de banda de hasta la 20^{va} armónica de la fundamental. Es decir, para una frecuencia fundamental de 2 (Hz) el ancho de banda requerido será de 0 a 40 (Hz).

C. Descripción y Diseño

El SdA de PIV cuenta con varios bloques funcionales (Fig. 3) con las siguientes especificaciones: 1) generar una tensión de alimentación constante y precisa para el puente Wheatstone donde se encuentra el sensor, 2) poseer alta

impedancia en la etapa inicial, 3) rechazar tensiones de modo común, 4) amplificar, 5) filtrar, 6) aislar eléctricamente el elemento biológico, 7) digitalizar la señal analógica de PIV.

La tensión que alimenta el **Generador de Tensión de precisión** debe estar regulada para que las mediciones de presión sean precisas. El puente resistivo que en una rama tiene el Strain Gauge (sensor), se alimenta a partir de un regulador de tensión de precisión (LM723, ST Semiconductors). Esta etapa está aislada eléctricamente y se alimenta a baterías de ± 6 (V). Sin embargo, el CI LM723 necesita de 12 (V) para funcionar por lo que se implementa un circuito elevador de tensión.

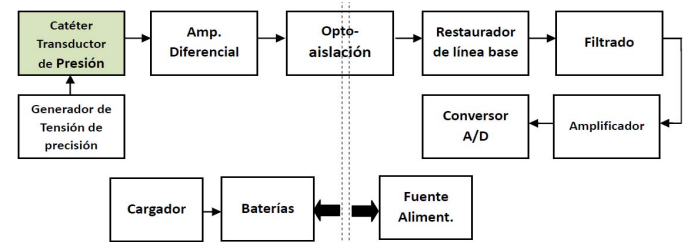


Figura 3. Diagrama de bloques del SdA de la señal PIV.

El bloque **Amp. Diferencial** es un amplificador diferencial que capta la señal del transductor, rechaza las tensiones de modo común, posee elevada impedancia de entrada y amplifica la señal para su posterior procesamiento. Se implementa con un CI AD620 (Analog Devices).

La etapa **Opto-aislación** de la Fig. 3 es idéntica a la etapa **Opto-aislación** de la Fig. 2.

El **Restaurador de línea base** es un bloque que elimina el nivel de continua que introduce la etapa **Opto-aislación**; se implementa con un amplificador operacional CI LF356 (National Semiconductor) configurado como diferenciador y ganancia unitaria. Este procedimiento se realiza luego de conectar el transductor al sistema y de ajustar su balance. Se deja el transductor sensando la presión atmosférica que se toma como referencia para luego ajustar un potenciómetro para la puesta a cero de la tensión de salida.

Las etapas de **Filtrado** y **Amplificación** se implementan con dos CI LF356. El primero se configura como filtro pasabajo con una frecuencia de corte de 45 (Hz). El segundo fija la ganancia a través de una llave que permite seleccionar el rango de medición de PIV. Si la llave se encuentra en ON gana 4 veces (rango de 0 a 150 (mmHg)). Si la llave se encuentra en OFF, el circuito reduce su ganancia a la mitad (rango de 150 a 300 (mmHg)).

V. CONVERSIÓN ANALÓGICA-DIGITAL

Las señales generadas por SCCD de VIV, SdA de PIV y SdA de ECG deben ser procesadas por un sistema digital (FPGA FLEX10k70RC240, Altera Corp.) [9], el mismo que implementa el SCCD que se comunica inalámbricamente con una PC. Se pretende observar en un monitor de PC las señales de ECG, PIV y VIV simultáneamente.

A. Conversión analógica-digital de ECG

En el registro de ECG, se puede considerar la onda P como la señal de menor amplitud, ya que la onda Q -que sí es la más pequeña- no siempre está presente en los registros. La amplitud de la onda P es aproximadamente un 10% de la onda R, se considera la amplitud de la onda R de alrededor 1(mV) y el rango de excursión de 10(V) por lo que resulta un ancho de palabra mínimo para digitalizar de 7 bits. Se adopta en el SdA de ECG un CI ADC0800 (National Semiconductor) de 8 bits para la conversión.

B. Conversión analógica-digital de PIV

La mínima amplitud de la señal PIV se registra cuando comienza el periodo de llenado durante la diástole. El valor de esta presión oscila entre 2 y 5 (mmHg). El SdA de PIV se calibra para que su salida entregue una tensión de 3 (V) cuando el transductor “sensa” una presión de 100 (mmHg). Por lo tanto, en la salida se tiene una variación de 30 (mV) por cada mmHg. Se considera una presión mínima para el diseño de bits de 2 (mmHg) y un rango de tensión de 5 (V) resultando un ancho de palabra mínimo de 7 bits. Se utiliza nuevamente un CI ADC0800 (National Semiconductor) de 8 bits para la conversión.

C. Control de los conversores A-D

El CI ADC0800 posee un tiempo de conversión de 40 periodos de reloj, por lo que se utiliza un reloj de frecuencia elevada.

Una vez que ejecuta la conversión, los valores se almacenan en “latches” que mantienen la salida en alta impedancia mientras sucede la conversión y sólo colocan el dato en la salida una vez que reciben un estado alto en la señal OE (“output enable”).

En este diseño el CAD es controlado por la FPGA, la misma que controla todo el sistema de Monitoreo Hemodinámico Cardíaco.

La placa Altera, que contiene a la FPGA, envía al CAD la señal de CLOCK (reloj) y las señales de control START (inicio de conversión) y OE. Por su parte, el CAD envía la señal de EOC (End of Conversión,) y los datos binarios (D0 a D7) a la placa controladora. La manera cómo funciona el CAD, puede entenderse mejor si se observa el diagrama temporal de la Fig. 4 donde se muestran los estados de las señales de control con respecto del tiempo.

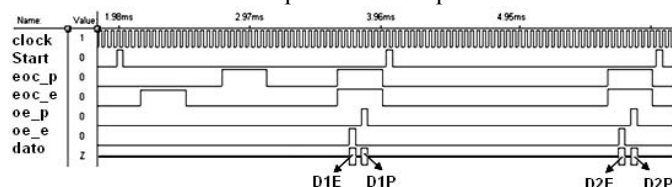


Figura 4. Diagrama temporal de las señales de ambos CAD

Una vez que START se pone en alto (START y el CLOCK se conectan a ambos CAD), comienza la conversión y al cabo de 40 periodos de reloj, los CAD colocan en alto la señal EOC (EOC_P y EOC_E), indicando fin de conversión y que

los valores binarios ya están disponibles en la entrada de los “latches”. Luego, al leer los estados de EOC, la FPGA consigue por medio de una máquina de estados, poner en alto, primero la señal de OE_E y luego la de OE_P. Con esto se evita mezclar o confundir la información de cada canal, ya que ambos CAD utilizan el mismo bus de datos. Con la señal de OE en alto, los “latches” colocan en la salida los valores binarios, los que podrán ser leídos por la placa. Una nueva conversión comenzará con el próximo pulso de START, lo que pondrá inmediatamente en bajo a las señales de EOC.

El CAD, después de que EOC se pone en alto, necesita por lo menos de 4 periodos de reloj para comenzar una nueva conversión. Por lo que espaciar los pulsos de START cada 44 periodos de reloj resulta óptimo.

Considerando una frecuencia máxima de 125 (Hz), resulta según el Teorema de Nyquist una frecuencia mínima de conversión de 250 (Hz). Se adopta una frecuencia de muestreo (fs) de 432 (Hz), ya que esta frecuencia es compatible para el uso del protocolo RS-232, en la comunicación “on-line” entre el sistema conversor y la computadora. Con este valor de fs se pueden enviar, a 9600 baudios, dos bytes de información (uno pertenece al CAD de ECG y el otro al CAD de PIV) por cada pulso de transmisión. Dado que ambos CAD comparten START, fs para la señal de presión se determina en 432 (Hz). Por consiguiente, la frecuencia de CLOCK mínima resulta de $44 \cdot fs = 19$ (kHz). Se adopta 44 (kHz).

Todos los circuitos electrónicos -SdA de ECG, del SdA de presión y de la conversión analógica-digital- están desarrollados en la tesina de grado del primer autor [8].

VI. EVALUACIÓN DE LOS SISTEMAS

Las mediciones de tensión fueron realizadas con el osciloscopio digital TEKTRONIK TDS 1001B y las señales provistas por el generador TOPWARD, modelo 8102.

A. Evaluación del SdA de ECG

Para evaluar el SdA de ECG se ensaya la respuesta en frecuencia, su RRMC y se realiza un registro de rutina de una señal de ECG. La Fig. 5 muestra la respuesta del filtro pasa-banda de 2° orden que posee el sistema. Asimismo se observa que no alcanza en su totalidad las características para las que fue diseñado, ya que la atenuación típica (aproximadamente -45 dB por década) de un Chebyshev de 2° orden, no es conseguida; en cambio se tiene una atenuación un poco superior a los 30 dB. Por otro lado, también se observa que la frecuencia de corte inferior no se encuentra en 0.047 (Hz), como fue diseñada, sino en 0.6 (Hz); lo mismo ocurre con la frecuencia de corte superior, ya que ésta se encuentra en 200 (Hz). Este tipo de desajuste puede deberse a la tolerancia que presentan los elementos reales que conforman el filtro.

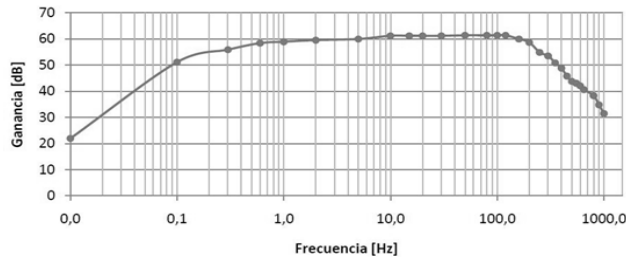


Figura 5. Respuesta en frecuencia del SdA de ECG.

La RRMC se calcula considerando un ganancia diferencial medida. La ganancia de modo común se calcula cortocircuitando los electrodos de entrada y conectado en ese punto una señal senoidal de 4 (Vpp) y 30 (Hz). A continuación, se mide 2 (mVpp) en la salida de la primera etapa del SdA de ECG resultando una ganancia en modo común de 0.0005. Finalmente, la RRMC se calcula en 80(dB), valor que cumple con los estándares de AHA. En la Fig. 6 se muestran dos registros de ECG realizados con el SdA y que fueron tomados de una misma persona.

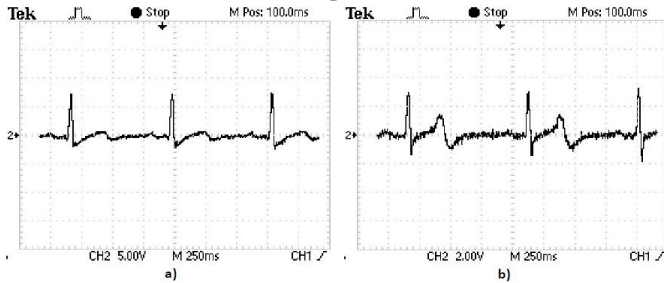


Figura 6. Registro de ECG. En a) derivación DII; en b) derivación DI.

B. Evaluación del SdA de PIV

Del mismo modo, se realiza la respuesta en frecuencia para el filtro del SdA de PIV y se llevan a cabo dos calibraciones, una para el rango de 0 a 150 (mmHg) y la otra para el rango de 150 a 300 (mmHg). En la Fig. 7 se observa la respuesta en frecuencia del SdA de PIV correspondiente al filtro pasa-bajo. Tiene una atenuación de aproximadamente 17 (dB) por década y su frecuencia de corte se encuentra en 90 (Hz). Se hace notar que posee un “ripple” -de aproximadamente 3(dB)-en las frecuencias próximas a 30 (Hz). La calibración del SdA de PIV se realiza en dos etapas. Para el rango de 0 a 150 (mmHg), el transductor se coloca en la base de una columna de agua variable por medio de una jeringa. Se realiza la conversión 1 (mmHg)=1.36 (cmH₂O).

El procedimiento de calibración consiste en medir, por medio del osciloscopio, las tensiones de salida del SdA de PIV. La columna de agua se construye a partir de una manguera de goma adosada a un mástil. La manguera se rellena con agua por medio de una jeringa. Finalmente, la columna se gradúa en mmHg. Las presiones con que se testea el equipo se establecen en saltos de 10 (mmHg), desde 0 y hasta 150 (mmHg).

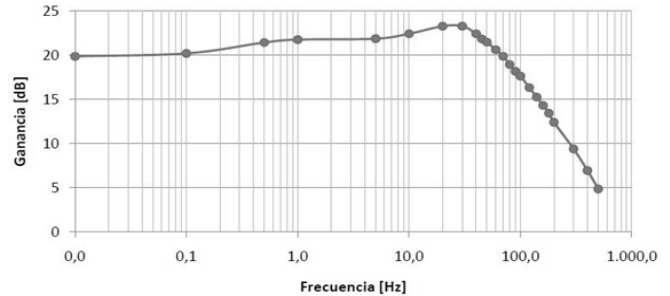


Figura 7. Respuesta en Frecuencia del SdA de PIV.

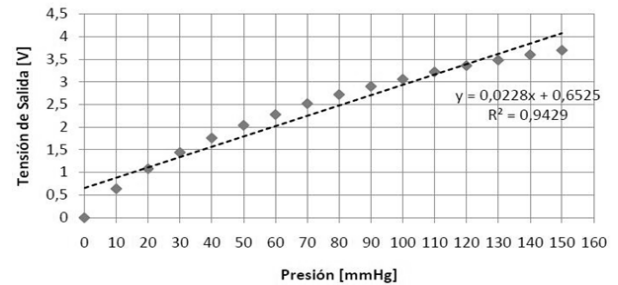


Figura 8. Calibración del SdA de PIV – Escala: 0-150(mmHg).

Los resultados de la primera calibración se muestran en la Fig. 8; la regresión lineal de los puntos obtenidos tiene un coeficiente de regresión R²= 0.9429 que no es el óptimo.

Cabe destacar que el fabricante del transductor indica que sólo se obtiene una calibración lineal en un rango de 20 a 120(mmHg). La calibración obtenida en ese rango se aprecia en la Fig. 9; en este caso, el índice R² resulta 0.9784. Se observa una mejora en R² cuando se respeta el rango recomendado por el fabricante. En el rango de 150 a 300(mmHg), la calibración del SdA de PIV se realiza con otro procedimiento. Las presiones sobre el transductor se establecen por medio de un manguito de goma que insufla aire dentro de una botella de vidrio que contiene agua. En su parte inferior, posee una abertura que permite poner en contacto el sensor de presión con el agua. Las presiones del recipiente fueron medidas con un manómetro CORONET, de sensibilidad igual a 2 (mmHg) y alcance de 300 (mmHg). Se fijaron saltos de 10 (mmHg), desde 150 hasta 300 (mmHg). Las tensiones de salida se miden con osciloscopio.

La calibración se aprecia en la Fig. 10. El índice de regresión lineal es de R²=0.9781 indicando respuesta lineal del transductor. Resumiendo, las rectas de calibración resultan:

$$y_1 [V] = 0,0223 * x \left[\frac{V}{mmHg} \right] + 0,834 [V] \quad \text{de 20 a 120 (mmHg)}$$

$$y_2 [V] = 0,0049 * x \left[\frac{V}{mmHg} \right] + 1,3814 [V] \quad \text{de 120 a 300 (mmHg)}$$

donde X se expresa en mmHg e Y en V.

C. Evaluación del Sistema de Conversión Analógica-Digital

La prueba evaluación del sistema de conversión analógica-digital consiste en reconstruir -por medio de un CDA- las señales digitalizadas por los CAD, para luego comparar, si se corresponden a las introducidas a los CAD.

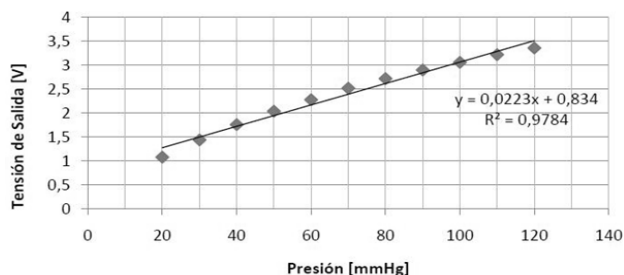


Figura 9. Calibración del SdA de PIV – Escala: 0-120 (mmHg).

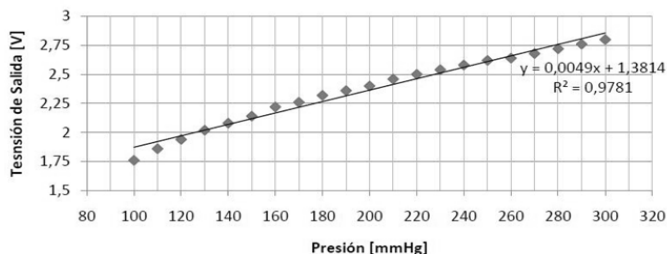


Figura 10. Calibración del SdA de PIV – Escala: 150-300 mmHg.

Como CDA se utiliza el convertor digital-analógico R-2R, que es versátil y de fácil armado. A la salida del CDA se coloca un capacitor de 1(uF), para mantener el nivel de continua alcanzado en la conversión, logrando un trazado continuo de la señal reconstruida. Las Fig. 11 y Fig. 12 muestran registros en el osciloscopio de las señales reconstruidas junto con sus señales de entrada correspondientes. Los registros son del CAD de ECG y del CAD de presión. El convertor que digitaliza la señal de presión, se evalúa con una señal senoidal de 5 [Hz] de frecuencia y de 2 [Vpp] de amplitud.

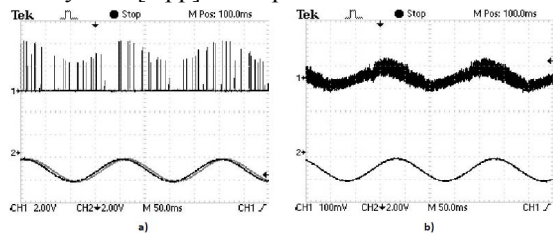


Figura 11. Señal del CDA R-2R, a partir del CAD de Presión (simulada). Arriba: señal reconstruida. Abajo: señal analógica que ingresa al CAD. En a) tensiones de salida del CDA sin el capacitor en la salida; en b) tensión de salida del convertor con el capacitor en la salida.

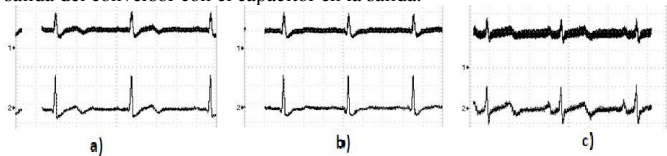


Figura 12. ECG reconstruidas por medio del CDA R-2R, datos del CAD ECG. Arriba: señal reconstruida. Abajo: señal analógica que ingresa al CAD. a) DII; b) DIII; c) DI.

VII. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los SdA y Conversión que fueron diseñados y construidos, cumplen satisfactoriamente los objetivos de complementar la información del SCCD, previamente desarrollado. Gracias a

estos dispositivos se podrá registrar una señal de ECG, que permita sincronizar y obtener DPV. El desarrollo electrónico se realizó con componentes de fácil acceso comercial en la ciudad de Tucumán, lo cual posibilita su reproducción y la rápida reposición de los elementos, en caso de dañarse alguna parte del sistema. En base a la baja linealidad que presenta el sensor de presión, para presiones inferiores a 20 (mmHg), deberá considerarse ajustar la calibración a una curva de tendencia del tipo polinómica o, en su defecto, llevar la calibración para este rango, a un método “look up table”. Para una completa evaluación del SdA de PIV se realizarán, en un futuro cercano, pruebas de cateterismo en animales, a fin de obtener registros de PIV reales. Con el desarrollo de este trabajo y más el aporte del equipo de volumetría, se proyecta realizar en el futuro los estudios correspondientes para la validación de la técnica de DPV en la detección temprana de la IC de tipo congestiva. Completado el diseño embebido en un dispositivo lógico, se prevé su incorporación a un sistema implantable de Monitoreo Hemodinámico.

VIII. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Programa 26/E422-3, Consejo Investigaciones de la UNT (CIUNT) y fondos generales de INSIBIO-CONICET.

IX. REFERENCIAS

- [1] S.V. Pamboukian, “The future of hemodynamic monitors”, *Future Cardiol*, Vol. 3, No. 6, p. 579-582, 2007.
- [2] C.M. Yu, L. Wang, E. Chau, R. Hon-Wah Chan, S. Kong, M. Tang, J. Christensen, R.W. Stadler and Ch. Lau, “Intrathoracic Impedance Monitoring in Patients With Heart Failure. Correlation With Fluid Status and Feasibility of Early Warning Preceding Hospitalization”, *Circulation*, Vol. 112, 841-848, 2005.
- [1] J. Baan, T. T. Aouw Jong, P. L. M. KerKhof, R. J. Moene, A. D. Van Dijk, E. T. Van der Velde and J. Koops, “Continuous stroke volume and cardiac output from intraventricular dimensions obtained with impedance catheter”, *Cardiovascular Research*, Vol. 15, p. 328-334, 1981.
- [2] J. Baan, T. T. Van der Velde, A. D. Van Dijk, P. L. M. KerKhof, B. Buis and J. Koops, “Ventricular volume measured from intracardiac dimensions with impedance catheter: theoretical and experimental aspects”. In: Kenner T., Busse R, Hinghofer-Szalkay H (eds) *Cardiovascular System -Dynamics: Model Measurements*. Plenum Published corp., 1982, pp. 569-579.
- [3] M. C. Herrera, O. E. Clavin, J. C. Spinelli, M. E. Valentinuzzi, E. I. Cabrera Fischer and R. H. Pichel, “Multichannel tetrapolar admittance meter (MY) for intracardiac volume measurements in animals”, *Med Prog Technol*, Vol. 11, p. 43-49, 1986.
- [4] M. C. Herrera, J. M. Olivera and M. E. Valentinuzzi, “Parallel Conductance determination in cardiac volumetry using dilution maneuvers: Theoretical analysis and practical implications”, *Med & Biolog Eng & Computing*, Vol. 37, No. 2, p.169-174, 1999.
- [5] M.C. Herrera, “Método y Dispositivo Implantable para determinar la Función Cardíaca en pacientes”, INPI LP030102361, Argentina, 2004.
- [6] M. de los A. Gómez López, “Equipo para mediciones en el sistema cardiovascular: Tecnología FPGA aplicada a la determinación de volúmenes cardíacos”, *Tesis de Maestría*, Departamento de Bioingeniería, FACET, UNT, Argentina, 2008.
- [7] C. B. Goy, “Evaluación tecnológica e implementación de una interfaz inalámbrica”, *Tesis de grado*, Departamento de Bioingeniería, FACET, UNT, Argentina, 2010.
- [8] L. P. Córdoba, “Sistema de adquisición y procesamiento de presión intraventricular y ECG”, *Tesis de grado*, Departamento de Bioingeniería, FACET, UNT, Argentina, 2010.

- [9] Altera Corp, 2003. FLEX 10K. Embedded Programmable Logic Device Family. Data sheet, version 4.2. <http://www.altera.com/products/devices/flex10k/fl10-index.html>.



Luis Pedro Córdoba, nació en Tucumán, Argentina, el 28 de octubre de 1985. Graduado en 2010 de Ingeniero Biomédico en la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán (FACET- UNT). Becado en 2009 por el Programa ESCALA de la Asociación de Universidades Grupo Montevideo (AUGM), para completar estudios de grado en la Universidad Federal de Minas Gerais, Brasil. Designado Tutor Estudiantil durante el ciclo académico 2010. Pasante Técnico en instalación y mantenimiento de equipos biomédicos en distintas empresas del medio. Colaboró en el área de investigaciones cardiovasculares del Dep.de Bioingeniería (FACET-UNT) desarrollando un sistema de adquisición de señales.



María de los Angeles Gómez López, nació en San Miguel de Tucumán, Tucumán, Argentina, el 30 de noviembre de 1972. Recibió su grado de Ingeniero Eléctrico, en la Universidad Nacional de Tucumán, en 1998. Desde 1999 es Profesor Adjunto del Departamento de Electricidad, Electrónica y Computación de la Universidad Nacional de Tucumán en el área de electrónica: técnicas digitales. En 2008, concluyó al Maestría en Bioingeniería en el Dep. de Bioingeniería (FACET-UNT). Desde 2000 es investigador del Consejo de Investigadores de la Universidad Nacional de Tucumán (Argentina) en proyectos relacionados con la tecnología biomédica aplicada a la insuficiencia cardíaca.



Carla Belén Goy, nació en Saenz Peña, Chaco, Argentina el 6 de octubre de 1986. Recibió su título de grado en Ingeniería Biomédica en la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán en el año 2010. Fue becaria de grado del Consejo de Investigaciones de la UNT (CIUNT) de 2009 a 2010. Desde el 2008 se desempeña como docente en el Dpto. de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Computación en la cátedra de Materiales Eléctricos y Dispositivos Electrónicos. A partir del 2011 es becaria del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Argentina trabajando en el Proyecto de Investigación 26/E422 del CIUNT.



Myriam C. Herrera es Ing. Electricista (Or. Electrónica) y Dr. en Bioingeniería, UNT. Profesor Titular (UNT) en el Dep. de Bioingeniería (FACET), docente del Doctorado en Ciencias Exactas e Ingeniería (FACET, UNT). Es actualmente Directora del Departamento de Ciencia y Técnica (FACET). Investigador Cat I, Programa de Incentivos-SPU. Ha publicado numerosos trabajos en revistas científicas nacionales e internacionales, varios capítulos de libros y ha desarrollado 2 patentes. Recibió Mención Especial en el Premio "Nuevas Ingenierías 1999", Colegio de Ingenieros de Bs As y Agencia de Promoción Científica y Tecnológica. Ha desarrollado actividades como docente invitado en Universidades de Latinoamérica. Ha dirigido 4 tesis de posgrado y 22 tesinas de grado. Es evaluador de CONEAU y ha sido evaluador de numerosos proyectos de investigación en SECYT y Agencia de Promoción Científica y Tecnológica. Director de la carrera de Ingeniería Biomédica (FACET) 2002-2006. Miembro asesor del Comité de Bioingeniería de la Federación Argentina de Cardiología. Sus Áreas de interés: Mecánica cardiovascular, desarrollos tecnológicos biomédicos, impedancimetría intracardiaca, evaluación de la salud vascular por técnicas no invasivas e ingeniería clínica.