

Tensiómetro Digital

Juan P. Casasco; Sebastián Eaton; Facundo López; Emilio Piacentino

kahuna_surf@hotmail.com

sebastian.eaton@gmail.com

faculopez22@hotmail.com

emiliopiacen@gmail.com

UTN – Facultad Regional Buenos Aires

Resumen—En este documento se desglosan los conocimientos teóricos y prácticos que han sido necesarios para el diseño y la confección del un Tensiómetro Digital. Se inicia con el concepto de presión sanguínea, tipos de medición de la presión sanguínea y luego se comentan los circuitos, curvas características, diagramas de bloques, obtención de constantes, problemas encontrados en el desarrollo, calibración y demás puntos de interés en el entendimiento del proyecto.

I. INTRODUCCIÓN

Para la medición de la presión sanguínea existen dos métodos definidos, estos son métodos directos y métodos indirectos.

Los métodos directos, también llamados métodos invasivos, básicamente se tratan de métodos que miden la presión directamente en los puntos, por ejemplo introduciendo un sistema en una arteria.

Los métodos indirectos, tiene la ventaja de no ser invasivos pero son subjetivos en la interpretación, y no permiten obtener fácilmente la forma de onda de la presión. Estos métodos suelen basarse en el empleo de un esfigmomanómetro.

En nuestro caso usaremos el método Oscilométrico, no invasivo, el cual se basa en detectar las fluctuaciones de presión de aire dentro de un brazalete conforme incide la onda de pulso.

Este método, oscilométrico, es empleado por la mayoría de los dispositivos de medición no invasivos.

Un miembro superior y su vasculatura son comprimidos por un brazalete inflable hasta obstruir el flujo sanguíneo (200 mmHg aproximadamente) para luego ser desinflado a razón de

aproximadamente 3mmHg/s.

El principio de funcionamiento de este método oscilométrico es una medida de la amplitud de cambio de presión en el brazalete, como el brazalete es inflado sobre la presión sistólica, la amplitud se hace más grande de repente con los descansos del pulso a través de la oclusión. Esto es muy cerca de la presión sistólica. Cuando la presión del brazalete se reduce, el aumento de la pulsación en amplitud alcanza un máximo y entonces disminuye rápidamente. El índice de presión diastólica se toma donde esta transición empieza. Por consiguiente, la presión de la sangre sistólica (SBP) y la presión de sangre diastólica (DBP) se obtienen identificando la región donde hay entonces respectivamente un aumento rápido y una disminución en la amplitud de los pulsos respectivamente.

El método oscilométrico solamente brinda con exactitud el valor de la presión media. Los valores de presión sistólica y diastólica se estiman empíricamente. Por eso existe una diversidad de criterios a la hora de calcularlos. Al utilizar el criterio por altura, hay autores que han propuesto que se tome siempre las fracciones de 40% y 60% de la amplitud máxima de la señal de pulsos como criterio de selección y de esta manera tener un método oscilométrico estándar, pero otros rechazan lo anterior, planteando la diversidad de factores que afectan la amplitud de las oscilaciones, entre ellos las características de los diferentes tipos de brazaletes existentes. Los fabricantes de equipos comerciales nunca revelan la forma exacta de determinar la presión arterial y por lo tanto los valores de K_s y K_d se deben determinar en forma experimental.

Como se ha dicho, a través de análisis empíricos se ha logrado obtener los puntos característicos SBP

y DBP a través de las siguientes relaciones:

Altura de diastole = Altura max * K dias

Altura de sistole = Altura max * K sis

Donde en nuestro proyecto las constantes Kdias y Ksis tiene valores aproximados de entre 0.7 y 0.8. Estos valores se ajustaran luego para la correcta medición del equipo.

Luego se realiza una extrapolación a la curva de presiones obteniéndose las presión diastolita y sistólica respectivamente.

La presión arterial media (MAP) se localiza en el punto de oscilación máxima. Fig.1

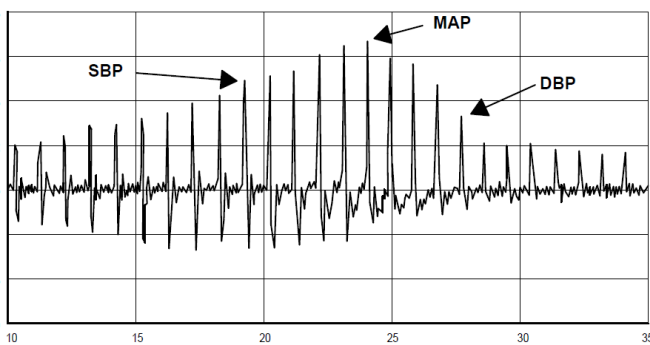


Fig 1

II. OBTENCIÓN DE SEÑALES

En base al método oscilométrico de medición de la presión sanguínea debemos tomar la presión dentro del brazalete para luego separarla en dos partes con el propósito de obtener, por una parte la presión de desinflado del brazalete relativa a la presión atmosférica y por otro las pequeñas variaciones de presión dentro del brazalete producidas por los pulsos de la sangre bombeada por el corazón.

Para obtener el valor de presión dentro del brazalete utilizamos un transductor de presión el cual hace la conversión de Valor Presión vs. Tensión eléctrica y con esta tensión se obtiene la presión del brazalete con las variaciones de amplitud dadas por la presión sanguínea, por lo que se obtendrá una curva de desinflado del brazalete

junto con las oscilaciones de amplitud. Fig. 2

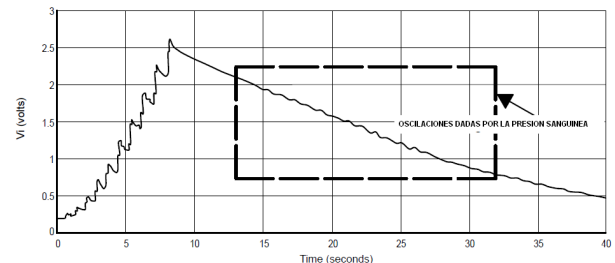


Fig. 2

El transductor de presión utilizado es el Motorola MPX5050GP de 50kPa el cual es utilizado para medir en un rango de 0 mmHg a 200 mmHg donde 1 Pa = 0.07506 mmHg

Para realizar el filtrado de la señal oscilante ($\approx 1\text{Hz}$) que se encuentra montada sobre la señal de desinflado ($\leq 0.04\text{ Hz}$) del brazalete utilizamos un filtro pasa altos con dos polos para luego ser amplificada e inyectada al convertor analógico digital.

A. Filtro

Este filtro consiste en dos redes RC que determinan dos frecuencias de corte. Estos dos polos aseguran que la señal oscilante no sea distorsionada o perdida, además de eliminar la presión de desinflado del brazalete. Fig.3

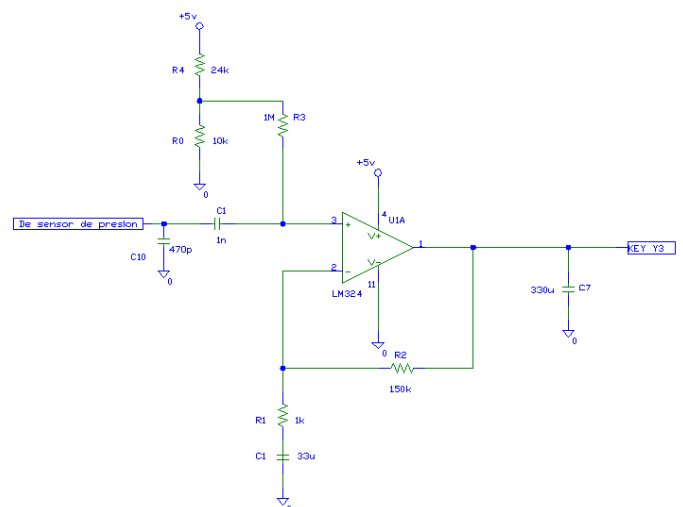


Fig. 3

Dichas redes RC poseen frecuencias de corte dadas por:

$$f_{p1} = 1 / (2\pi R_3 C_1) \quad f_{p2} = 1 / (2\pi R_3 C_2)$$

Las cuales generan la respuesta en frecuencia mostrada en la Fig 4.

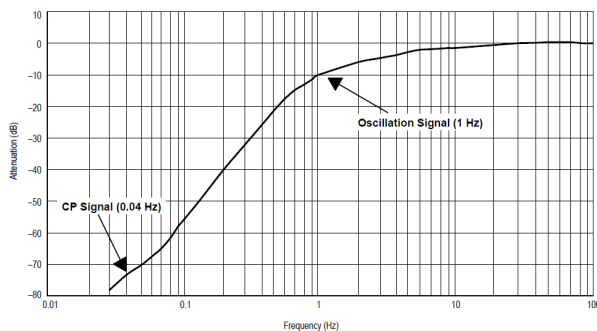


Fig. 4

B. Mediciones Preliminares

En base al circuito de la Fig 3, se realizaron mediciones preliminares mediante osciloscopio digital del cual se descargaron los datos a una PC y obteniendo así las señales de las Fig. 5. En la misma se han podido observar satisfactoriamente las curvas antes mencionadas, una del desinflado de la presión en el brazalete y la otra la curva característica de las pulsaciones tal como lo adelantábamos en la Fig 1.

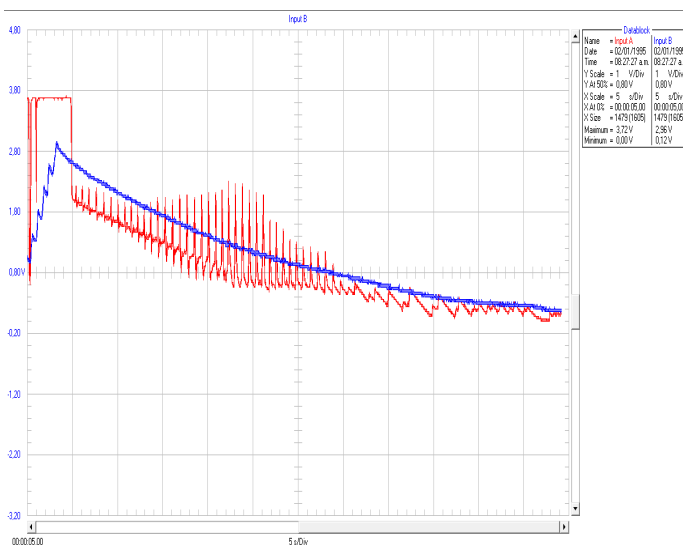


Fig. 5

III. DIAGRAMAS DE BLOQUE

El equipo medidor de presión sanguínea esta compuesto por:

- El elemento sensor, según lo visto en ítems anteriores MPX5050GP.
- Por una etapa de filtrado de ruido para evitar el ruido blanco, el ruido de tipo flicker noise o ruido de parpadeo (1/f) y el ruido producido por la fuente de alimentación.

NOTA: El ruido blanco es el resultado del flujo no uniforme de portadores a través de la juntura y es independiente de la temperatura.

El segundo, flicker noise, es el resultado de defectos cristalinos y del proceso de la oblea, este ruido es proporcional a la inversa de la frecuencia y es preponderante en bajas frecuencias.

El tercero, ruido debido a la fuente, es debido a que la salida del sensor es solidaria con la fuente el voltaje y cualquier variación en el voltaje de fuente también aparecerá proporcional en la salida del sensor. No se recomienda alimentar el sensor integrado en otro voltaje que el especificado porque la compensación, coeficiente de temperatura de la compensación (TCO) y coeficiente de temperatura de ajuste del palmo (TCS) será invalidada y afectará a la exactitud del sensor. Desde un punto de vista del ruido, el desemparejamiento adecuado es importante. Un condensador de cerámica de 0.33 μF a 1 μF paralelamente a condensadores de cerámica de 0.01 μF se utiliza con este fin.

- El bloque de filtrado de señal oscilante y amplificación, como es explicado en el punto 3

es utilizado para obtener la señal pulsante debido al bombeo del corazón.

- Conversor A/D de 10 bits es el bloque del microcontrolador es el utilizado para recibir la información de la interfaz usuario (pulsadores), realizar los cálculos necesarios y enviar los datos obtenidos al display.
- Visualización, es el bloque correspondiente al display que muestra los datos obtenidos en la medición.
- Bomba de inflado, bloque encargado de inflar el brazalete a la presión necesaria para poder realizar las mediciones.
- Ver grafico completo en la siguiente hoja.

IV. OBTENCIÓN DE LOS VALORES DE SÍSTOLE, DIÁSTOLE Y PULSACIONES

Para la obtención de los valores de sístole, diástole y pulsaciones por minuto utilizamos las señales de tensión obtenidas del sensor de presión y la señal oscilante amplificada.

Estos valores son digitalizados por el conversor A/D de 10 bits incluido en el microcontrolador LPC1343. Se obtendrán entonces dos colas alojadas en memoria del microcontrolador, una con los valores de las pulsaciones y otra con los valores reales de las presiones.

Se procede a guardar en las cola alojada en memoria las cuentas de los valores medidos (en la etapa importante del proceso de toma de presión: desinflado del brazalete a presión constante) para luego a través de un algoritmo de búsqueda de un valor máximo, buscar en la señal oscilante el máximo de amplitud.

Este algoritmo recorre el la cola con los valores de las pulsaciones, compara el valor actual con el siguiente y guarda en una variable auxiliar el mayor valor de cada comparación. De esta manera al

terminar de recorrer el vector, en la variable auxiliar quedara guardado el valor máximo requerido.

Con este valor de altura máxima se obtiene los siguientes valores de sístole y diástole a través de las siguientes relaciones:

Altura de diastole = Altura max * K dias

Altura de sistole = Altura max * K sis

Donde:

$$K_{dias} = 0,8 \quad \text{y} \quad K_{sis} = 0,78$$

Una vez calculados entonces el valor de la Altura de diástole y de sístole se relacionan con los valores de la presión del brazalete alojados en la cola de presiones. Se obtienen así las presiones diastólicas y sistólicas

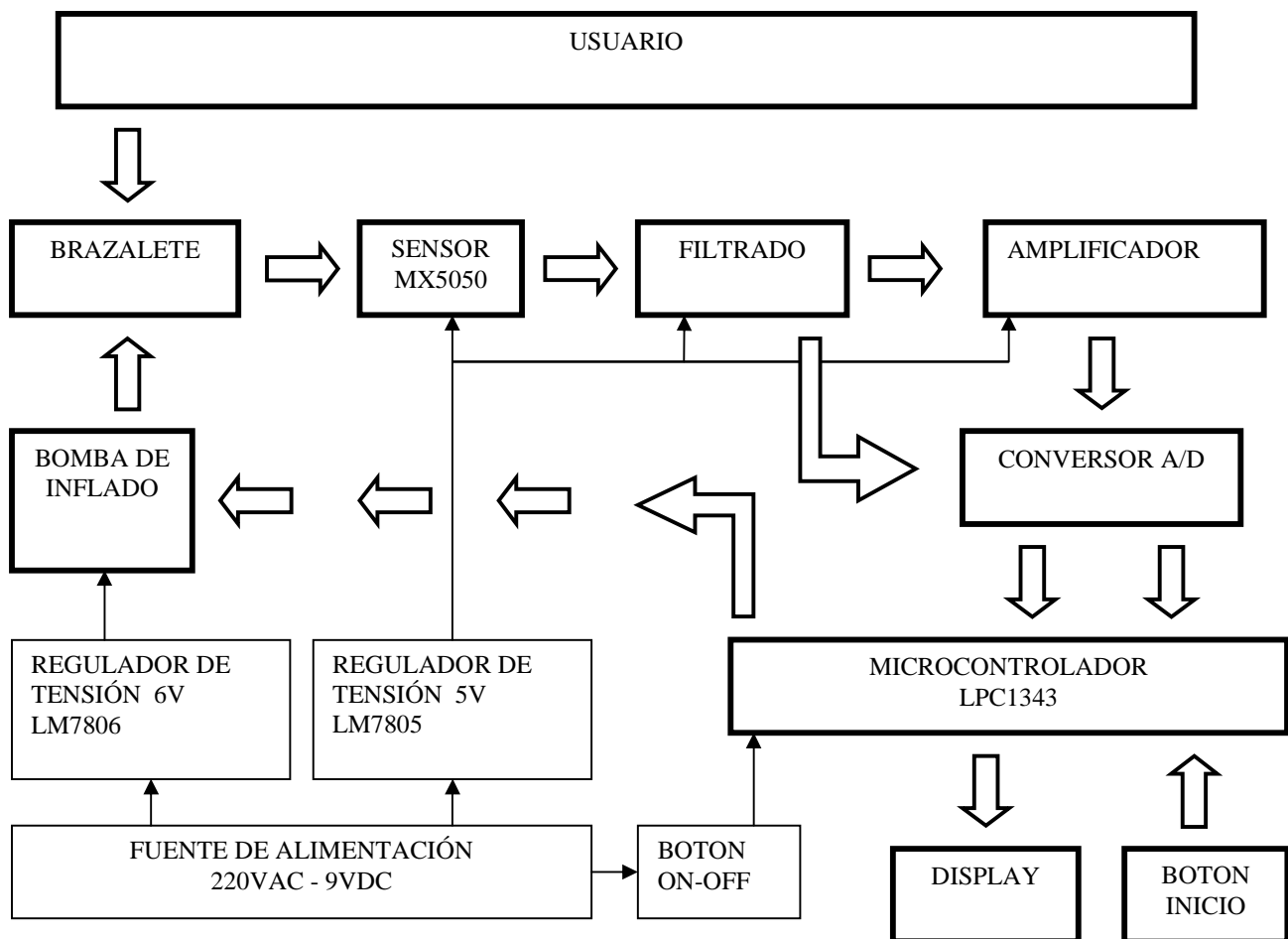
Los valores obtenidos de Presión de diástole y Presión de sístole serán luego mostrados en pantalla.

Las pulsaciones por minuto se obtienen de realizar la medición de tiempo entre dos máximos de la señal oscilante, por medio del reloj interno del microcontrolador, y luego realizamos los cálculos necesarios para expresarlo en pulsos por minuto.

V. OBTENCIÓN DE LAS CONSTANTES K_{SIS} Y K_{DIAS}

La obtención de las constantes K_{sis} y K_{dias} fue el último paso en el desarrollo del proyecto.

Para ello se hicieron unas 30 mediciones simultáneas con el equipo en desarrollo y un tensiómetro analógico en diferentes personas de diferente sexo y edades de las presiones sistólicas y diastólicas. Una persona con vasta experiencia en mediciones de presión sanguínea fue la encargada de manipular el tensiómetro analógico. Por otro lado, con la ayuda de una conexión serie que brinda el kit de desarrollo del microcontrolador, se levantaron las curvas características de cada una de las 30 mediciones a una PC donde se pudieran



observar las mismas de la misma manera que lo muestra la Fig. 5

El paso siguiente fue, en cada medición, entrar al gráfico de presiones (Fig. 5; color azul) con los valores de presión obtenidos en forma analógica. Luego obtenemos el alto del pulso que corresponde a esa presión (tanto diastólica como sistólica) en la curva de pulsaciones (color rojo).

Además, en cada medición (digital) se tomo nota del valor del pico máximo.

Ahora bien, las contantes de cada medición, K_{sis} y K_{dias} quedaron determinadas por:

$$K_{sis} = \text{Altura de sístole} / \text{Altura máxima}$$

$$K_{dias} = \text{Altura de diastole} / \text{Altura máxima}$$

Para finalizar se promediaron las 30 K_{sis} y 30 K_{dias} obteniéndose así los conocidos valores de

$$K_{dias} = 0,8 \quad \text{y} \quad K_{sis} = 0,78$$

VI. CALIBRACIÓN

A. Objetivo de la Calibración

El objetivo de esta calibración es poder establecer, en una primera etapa, una relación entre los valores y sus incertidumbres de medida asociadas obtenidas a partir de los patrones de medida y las correspondientes indicaciones con sus incertidumbres asociadas. En una segunda etapa, utilizar esta información para establecer una relación que permita obtener un resultado de medida a partir de una indicación.

Dicho resultado de medida tendrá trazabilidad metrológica a patrones nacionales y/o internacionales.

B. Magnitudes

Magnitud Medida 1: Presión

Unidad 1: Mg.

Magnitud Medida 2: Voltaje

Unidad 1: mV

C. Patrones de trabajo a utilizar

Calibrador de Procesos + Medidor de presión diferencial:

Marca: Fluke

Modelo: 741B 700PD01

Multímetro digital: Marca Fluke

Modelo: 177

D. Procedimiento y cálculos:

El procedimiento de calibración será por contraste patrón, esto es, comparar el valor indicado por un instrumento con la de un instrumento patrón de exactitud conocida.

Para dicha calibración se realizará un muestreo en cinco puntos de medición y cada punto de medición contará con una repetitividad no menor a 10. Se observa en la Fig. 6 uno de los cuadros en

cuestión. El resto de los valores obtenidos se encuentran disponibles en las tablas adjuntas.

PUNTO 5			
n	Indicación Patrón	Indicación Instrumento	Error
1	181,3495	180	1,3495
2	181,2385	180	1,2385
3	181,3486	180	1,3486
4	181,1354	180	1,1354
5	181,1553	180	1,1553
6	181,3795	180	1,3795
7	180,9824	180	0,9824
8	180,4547	180	0,4547
9	180,7453	180	0,7453
10	180,6932	180	0,6932

Fig 6.

Estos cinco puntos de medición abarcaran el rango de uso del instrumento.

Este muestreo permitirá calcular una incertidumbre del tipo A que será combinada con la incertidumbre del instrumento patrón (Incertidumbre tipo B) y la incertidumbre debida a la resolución del instrumento. Estas luego serán expandidas con un factor de cobertura de $K=2$ para un nivel de confianza del 95%.

Con estas mediciones podremos obtener una media, un desvío estándar y una incertidumbre para cada punto tanto del patrón como del instrumento lo que nos llevara a poder calcular la incertidumbre total considerando las fuentes de incertidumbre del patrón y de resolución, las formulas a utilizar serán:

$$Error = \overline{X}_{patron} - \overline{X}_{instrumento}$$

$$ferror(\overline{X}_{instrumento}; \overline{X}_{patron}) = \overline{X}_{patron} - \overline{X}_{instrumento}$$

$$U_{error}^2 = \left(\frac{\partial ferror}{\partial \overline{X}_{patron}} \right)^2 * U_{medicionpatron}^2 + \left(\frac{\partial ferror}{\partial \overline{X}_{instrumento}} \right)^2 * U_{instrumento}^2$$

$$U_{error}^2 = U_{medicionpatron}^2 + U_{medicioninstrumento}^2$$

$$U_{total} = \sqrt{U_{medicionpatron}^2 + U_{medicioninstrumento}^2 + U_{patron}^2 + U_{resolucion}^2}$$

$$U_{expandida} = K * U_{total}$$

K=2 para un nivel de confianza del 95%

Donde

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n}$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}}$$

$$Sp = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m Si^2}{m}}$$

$$U_{medicion} = \frac{Sp}{\sqrt{n}}$$

$$U_{resolucion} = \frac{Minimadivision}{2\sqrt{3}}$$

Se ha logrado entonces una incertidumbre expandida (con un factor de cobertura k = 2 correspondiente a un nivel de confianza del 95%) de

$$U = 0.54 \text{ mmHg}$$

Tomado entonces como criterio de aceptación de la precisión del equipo sea menor a 3mmHg vemos que, siendo el error máximo cometido = 1.33 mmHg y una incertidumbre expandida de 0.54 mmHg:

$$U_{exp} + E_{max} = \underline{1.9 \text{ mmHg}}$$

Encontrándose satisfactoriamente por debajo del límite de aceptación de 3mmHg.

VII. RESOLUCIÓN DE INCONVENIENTES

A lo largo del proyecto nos hemos encontrado con una serie de inconvenientes y problemas a resolver los cuales principalmente se debían a nuestra inexperiencia como desarrolladores. Las soluciones han llegado a nosotros por medio de la insistencia en la búsqueda de la solución y por medio de consejos de personas con una vasta experiencia en el tema.

Antes de citar las trabas principales con las que nos hemos topado, podemos comentar que los problemas sustanciales han surgido en la etapa final del desarrollo del proyecto. En primera instancia los distintos bloques se probaban en forma separada y no se apreciaban desviaciones respecto a los resultados esperados. Luego, una vez ensambladas las partes, nos encontramos con los siguientes inconvenientes:

- El display con el que contábamos, incluido en el kit de desarrollo del microcontrolador se encontraba mal diseñado: sus terminales de alimentación no se encontraban correctamente conectadas a masa y a la tensión nominal de trabajo. Este inconveniente, ajeno a nosotros, nos llevo mucho tiempo resolverlo ya que en ningún momento dudábamos de que el kit se encontrase defectuoso.
- Como segundo problema y también en relación al kit de desarrollo, fue que las masas de todas las partes que conforman el kit no se encontraban unidas, por lo que los distintos bloques poseían referencias distintas y no se obtenía una correcta medición. Este problema se soluciono haciendo un examen exhaustivo de todos los circuitos del proyecto y del kit de desarrollo hasta dar con el problema.
- El inconveniente más sobresaliente fue que, al ensamblar todos los bloques del proyecto, no lográbamos una correcta obtención de las curvas características de presión y pulsación. La solución no llego de inmediato porque

fueron muchos los factores que no nos permitían la correcta medición: la fuente de alimentación filtraba ruido, el cual luego fue mejorado con la incorporación de un filtro adecuado; la unificación de las masas antes comentadas mejoró en parte este inconveniente; se confeccionó un procedimiento en el manual de usuario para la correcta obtención de la presión sanguínea, ya que factores como la mala postura o la mala colocación del brazalete proporcionaban mediciones incorrectas.

Para finalizar este apartado, y como se ha comentado anteriormente el método oscilométrico con el cual se obtienen las presiones sistólicas y diastólicas en un método meramente empírico, el cual resultó únicamente de la experiencia y el cual arrastra distintas interpretaciones en cuanto al valor que deberían tomar las constantes K_{s0} y K_{dias} , que luego resultarían en distintas presiones sistólicas y diastólicas. Estos podrían ser interpretados como imperfecciones en las presiones resultantes.

Por otro lado es sabido que la presión sanguínea varía de acuerdo a muchos factores, como ser estado de ánimo, agitación del paciente, temperatura, humedad, alimentación, lugar de colocación del mango para la medición, postura del paciente a la hora de la medición, etc. Esta cantidad de factores que influyen en el resultado nos ha llevado a defender el método elegido, entendiendo que la diversidad de factores enmascara de alguna manera las pequeñas desviaciones que pudieran surgir de la obtención de las constantes K_{sis} y K_{dias} . Además la confección del procedimiento para la medición disminuye sustancialmente estas variaciones.

VIII. FUTURAS MEJORAS

Una mejora que a priori podría ser considerada como importante, es la incorporación de un regulador automático para controlar de forma

autónoma la presión de desinflado del brazalete, acortando así los tiempos de medición. Entendemos que esta mejora no posee complicaciones mayores y no se ha realizado en el proyecto por una cuestión de costos.

El paso siguiente en el desarrollo de este proyecto es la adecuación y mejora de los procesos de fabricación así como la reducción de costos para lograr un producto competitivo y de primera calidad que se adecuen a las demandas comerciales que exigen los mercados tanto locales como internacionales. Se reducirían los tamaños y se adecuarían los componentes como ser el microcontrolador para las exigencias de este proyecto en particular.

No podemos dejar de lado encuadrar estas mejoras en resoluciones legales vigentes así como estándares de seguridad médica y de calidad internacionales como son los solicitados por ANMAT, CE, ISO y demás organismos competentes de certificación y normalización.

IX. CONCLUSIONES

Si bien este método para la obtención de la presión sanguínea se encuentra altamente estudiado y desarrollado, podemos concluir que como alumnos nos ha dado un mayor conocimiento en lo que respecta al tema y representa un claro ejemplo de proyecto de investigación y desarrollo que encuadra perfectamente en los temas que competen a las asignaturas Medidas Electrónicas I y Técnicas Digitales II.

Podemos concluir además que la realización del proyecto desde cero nos brinda como alumnos el importante conocimiento llamado usualmente "know how" que nos acerca y nos prepara para en un futuro alcanzar las metas expuestas en el apartado anterior.

REFERENCIAS

- [1] Introducción a la bioingeniería, coordinación de José Pompín Poblet, editorial Marcombo.
- [2] Motorola Application note AN1571 “Digital blood pressure meter”.
- [3] Motorola Application note AN1646 “Noise Considerations for Integrated Pressure Sensors”.
- [4] OIML R 16-2 “Non-invasive automated sphygmomanometers”.
- [5] Vocabulario internacional VIM, JCGM 200:2008; BIPM.
- [6] EA-4/02, Expresión de la incertidumbre de calibración; European Accreditation
- [7] DC-LE-03; EXPRESION DE LA INCERTIDUMBRE DE MEDIDA EN LAS CALIBRACIONES/ENSAYOS; OAA