

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y**

**Tecnologías de la Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Diseño del hardware de un equipo de medición de  
presión arterial usando sistemas embebidos**

**Autor: Leandro Alexis Campillo Sosa**

**Tutor: Dr. C. Sergio de Jesús Rodríguez Arias**

**Santa Clara**

**2011**

**"Año 53 de la Revolución"**

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y**

**Tecnologías de la Información**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Diseño del hardware de un equipo de medición de  
presión arterial usando sistemas embebidos**

**Autor: Leandro Alexis Campillo Sosa**

[lcampillo@uclv.edu.cu](mailto:lcampillo@uclv.edu.cu)

**Tutor: Dr. C. Sergio de Jesús Rodríguez Arias**

Profesor Titular, CEETI, FIE, [sergior@uclv.edu.cu](mailto:sergior@uclv.edu.cu)

**Santa Clara**

**2011**

**"Año 53 de la Revolución"**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## PENSAMIENTO

*La ciencia no tiene anchos caminos reales y sólo puede alcanzar su cima radiante quien, sin temor al cansancio, trepa por sus senderos pedregosos.*

*Karl Marx*

## DEDICATORIA

*Existe un momento en la vida en el que las personas tenemos la oportunidad de realizar un sueño, hoy y siempre le agradezco a Dios por haberme permitido alcanzar el mío y quiero dedicarle este sueño,*

♥ *A mi mamá y mi papá, por brindarme todo el amor del mundo y por el gran orgullo que siempre sienten en cada paso que doy.*

♥ *A toda mi familia, en especial a mi hermana **Lisset** y a mis **abuelos**, por su apoyo y por su amor infinito, los quiero mucho.*

♥ *A mi esposa **Meilyn**, por su confianza y por llenarme de tanto amor y felicidad, te amo.*

♥ *A mis **Amigos**, por ser los mejores del mundo.*

## AGRADECIMIENTOS

*Ser agradecido es una de las mayores virtudes que se le ha dado al hombre, pues en todas las circunstancias de la vida necesitamos de esa mano amiga que nos apoye y ayude. Por este motivo es que quiero agradecer,*

◆ *A Dios todo poderoso, por permitirme existir y por poner en mi vida a todas las personas buenas que me rodean.*

◆ *A mi tutor Dr.C. Sergio de Jesús Rodríguez Arias, porque me ha servido de guía y ejemplo como profesional, por su ayuda incondicional durante toda mi carrera universitaria y por ayudarme hoy a realizar mi sueño, a usted eternamente gracias...*

◆ *Al Dr.C. Alberto Taboada Crispí, por su ayuda incondicional, que con sus experiencias transmitidas y consejos oportunos se hizo posible la realización de este trabajo.*

◆ *A todos los profesores y trabajadores de la UCLV en especial a los del CEETI por su profesionalidad, respeto y sabiduría, por haberme atendido cuando lo necesité y por haber contribuido a que hoy sea una mejor persona.*

◆ *A mis compañeros de estudios que han compartido conmigo a lo largo de 5 años en las buenas y malas por comprenderme y brindarme su ayuda.*

◆ *A todas las personas que han dedicado parte de su tiempo para ofrecer oportunas sugerencias y brindarme su apoyo en la realización de este trabajo.*

*... a todos, muchas gracias.*

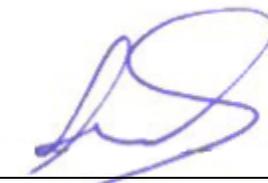
## TAREA TÉCNICA

1. Revisión crítica de la bibliografía del tema y análisis del estado del arte.
2. Estudio general de los métodos de medición de presión arterial en general y en particular el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO).
3. Actualización sobre los sistemas embebidos, sus características y diseño.
4. Actualización sobre los requerimientos de diseño del sistema de medición ambulatorio de presión arterial para la instrumentación del método (CITLO).
5. Familiarización con las herramientas del diseño y simulación de circuitos analógicos y digitales mediante el empleo de la herramientas de simulación *Proteus 7.6 Professional* y *Multisim 10.1*.
6. Diseño, simulación y montaje del sistema de medición ambulatorio de presión arterial mediante el método (CITLO).
7. Confección y presentación del informe final.



---

Firma del Autor



---

Firma del Tutor

## **RESUMEN**

La presión arterial es un índice de diagnóstico importante, en especial de la función circulatoria y es empleada desde hace más de un siglo en el diagnóstico de rutina de los pacientes, de ahí la importancia de su medición precisa, robusta y confiable. Existen varios métodos para determinarla, siendo los no invasivos los más usados.

En la actualidad la mayoría de los equipos de medición de presión sanguínea arterial (PSA), utilizan el método oscilométrico, pero estos no presentan inmunidad ante artefactos de movimiento, cosa no resuelta totalmente a nivel internacional. Recientemente se ha desarrollado en el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI) el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO) para la medición de la PSA, el cual ha sido validada su robustez, ante artefactos de movimiento mediante un algoritmo y software de alto nivel. En estos momentos resulta factible y necesaria su implementación en un equipo ambulatorio.

En este trabajo se realiza el diseño y montaje del hardware de un sistema de medición ambulatorio de la PSA para la implementación del método (CITLO) robusto ante artefactos de movimiento para lo cual se emplea un sistema embebido.

## TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO.....	i
DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
TAREA TÉCNICA.....	iv
RESUMEN.....	v
INTRODUCCIÓN.....	10
Estructura del informe.....	14
CAPÍTULO 1. CARACTERIZACIÓN DE LOS SISTEMAS PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	15
1.1 Introducción.....	15
1.2 Métodos más comunes en la medición automatizada de la presión sanguínea arterial.....	16
1.2.1 Método auscultatorio.....	17
1.2.2 Método oscilométrico.....	17
1.2.2.1 Oscilométrico basado en PIP.....	18
1.2.2.2 Oscilométrico CITLO.....	21
1.3 Sistemas embebidos para la medición automatizada de presión arterial ambulatoria.....	23

1.3.1 Acondicionamiento de la señal para la medición de presión arterial usando la señal oscilométrica con sistemas embebidos .....	24
1.3.2 Sistemas de control para la medición de presión arterial empleando la señal oscilométrica .....	27
1.3.2.1 Sistemas PSoC .....	28
1.3.2.2 Sistemas PIC .....	29
1.3.2.3 Análisis comparativo de los sistemas embebidos .....	31
1.4 Aspectos significativos de la medición automatizada de presión arterial con sistemas embebidos.....	33
<b>CAPÍTULO 2. DISEÑO DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL .....</b>	<b>34</b>
2.1 Introducción .....	34
2.2 Caracterización de las señales de entrada.....	34
2.2.1 Señal de presión del brazalete.....	35
2.2.2 Señal oscilométrica.....	35
2.3 Esquema general del circuito para la medición de la presión arterial .....	36
2.3.1 Diseño del canal de acondicionamiento de las señales .....	37
2.3.2 Diseño de los circuitos de alimentación, control e interfaz de usuario .....	39
2.3.2.1 Circuito de alimentación .....	39
2.3.2.2 Sistema microcontrolador .....	41
2.3.2.3 Circuito de la activación/desactivación de la bomba de inflado .....	42
2.3.2.4 Circuito de control de la válvula de vaciado .....	43
2.3.2.5 Teclado.....	44
2.3.2.6 Display .....	44
2.4 Diseño del circuito impreso .....	46

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y EVALUACIÓN DEL SISTEMA PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL .....	51
3.1 Introducción .....	51
3.2 Evaluación del circuito de alimentación .....	51
3.3 Resultados y evaluación del sensor .....	56
3.4 Resultados y evaluación del canal de presión del brazalete.....	58
3.5 Resultados y evaluación del canal oscilométrico .....	61
3.6 Resultados y evaluación del circuito de activación/desactivación de la bomba de inflado.....	62
3.7 Resultados y evaluación del circuito de control de la válvula de vaciado .....	63
3.8 Análisis de costo del hardware del sistema .....	65
3.9 Conclusiones parciales sobre los resultados .....	65
CONCLUSIONES .....	66
RECOMENDACIONES.....	68
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69
ANEXOS .....	74
Anexo I Diseño general del circuito del sistema de medición de presión arterial.....	74
Anexo II Hoja de datos del sensor 20N005G .....	77
Anexo III Hoja de datos del amplificador de instrumentación AD620AN .....	78
Anexo IV Hoja de datos del amplificador TL084CN .....	79
Anexo V Hoja de datos de la fuente regulada KA7805 .....	80
Anexo VI Hoja de datos del diodo 1N4007 .....	81
Anexo VII Hoja de datos del microcontrolador PIC18F2550 .....	82
Anexo VIII Hoja de datos del transistor BD679A.....	83

Anexo IX Hoja de datos de la electroválvula SV-602W .....	84
Anexo X Hoja de datos del Display MDLS162D65 .....	85
Anexo XI Costo de los componentes del sistema de medición de presión arterial .....	86

## INTRODUCCIÓN

La medición de la Presión Sanguínea Arterial (PSA) es parte indispensable del examen rutinario de pacientes en el entorno clínico-hospitalario, lo que permite la caracterización del comportamiento del sistema cardiovascular del ser humano [1].

Numerosos estudios demuestran que la Hipertensión arterial (HTA) es una enfermedad en sí misma y, a la vez, un factor de riesgo importante para otras enfermedades como las cardiovasculares, cerebrovasculares y renales. En Cuba, es la principal causa de muerte por trombosis y hemorragia cerebral, constituyendo el origen de 40% de los infartos cardíacos [1,2,3].

En el desarrollo evolutivo de la humanidad, las primeras mediciones confiables de la PSA en seres humanos ocurrieron en la primera mitad del siglo XIX, empleando un manómetro aneroide. Sin embargo, no es hasta la década del 80 del propio siglo, que se realizan los primeros registros no invasivos de presión empleando el método palpatorio a partir de los estudios realizados por Ritter von Basch, Potain y Scipione Riva-Rocci [4].

En 1905, Nikolai Korotkoff descubre la existencia de ruidos o murmullos característicos durante el proceso de vaciado constante de un brazalete, el cual era colocado en una de las extremidades del cuerpo. Tales sonidos podían ser usados para la determinación de la presión sistólica y diastólica, dando lugar al método auscultatorio empleado manualmente hasta el presente. Este método, considerado estándar entre los métodos no invasivos, es uno de los procedimientos más empleados en la práctica médica durante el examen clínico de pacientes [4,5,6,7].

En el siglo XX, la aparición de la Electrónica y la Computación, unido al vertiginoso desarrollo experimentado en otras ramas afines, trajo como resultado que investigadores de Estados Unidos, Europa y Japón encaminaran sus esfuerzos hacia la automatización de la

medición de la PSA. El primer paso fue reproducir, de forma automatizada, el método auscultatorio a partir de la adquisición, y el acondicionamiento de los sonidos característicos de Korotkoff.

En la segunda mitad de la década del 70 del pasado siglo, con la aparición de sensores extensométricos y los circuitos integrados de muy alta escala de integración, incluidos los microprocesadores, se desarrolla el método oscilométrico de medición de PSA, y se hacen los primeros ensayos por métodos ultrasónicos [8].

En lo adelante, la carrera de la investigación en el campo de la medición de la PSA ha estado encaminada hacia el perfeccionamiento de la medición, tanto desde el punto de vista del diseño físico como del desarrollo de nuevos algoritmos e indicadores paramétricos, con vistas a lograr mayor precisión y robustez ante diferentes fenómenos indeseables que pueden presentarse durante el proceso de medición [9].

En los últimos tiempos, ha tomado auge el desarrollo de equipos semi-automatizados o automatizados para la medición de la PSA, los que tienden a eliminar o atenuar errores introducidos por el observador a la vez que disminuyen el efecto de la bata blanca. Sin embargo, tales equipos presentan dificultades en la medición, en pacientes hipotensos y obesos, a la vez que su inmunidad a los artefactos de movimiento del paciente resulta limitada y cuestionable [10,11].

Dentro de la medición de la PSA de forma automatizada, el método más empleado en los equipos que se comercializan es el oscilométrico. Este es un método no invasivo basado en la colocación e inflado de un brazalete en una sección del cuerpo del sujeto, generalmente las extremidades superiores o inferiores, con el objetivo de ocluir temporalmente la circulación sanguínea por sus arterias y venas. Durante el vaciado lento, se adquiere la señal de presión del brazalete y los pulsos de oscilometría, que de forma indirecta, se reflejan en el brazalete debido al comienzo de la circulación sanguínea a través del segmento colapsado [8,12].

El método oscilométrico, a pesar de ser el más extendido, presenta insuficiencias ya que si durante el proceso de medición ocurren variaciones en la amplitud de los pulsos debido a artefactos de movimiento, se altera la forma de la envolvente de la señal oscilométrica y, como consecuencia, se perturban las referencias temporales para la determinación de los

valores de PSA correspondiente a presión media, presión sistólica y presión diastólica [12,13].

Producto de las limitaciones que afectan las mediciones de la PSA en los centros de salud se ha estimulado el desarrollo de técnicas para efectuar mediciones de la PSA fuera del entorno médico. El empleo creciente del monitoreo ambulatorio de la PSA (MAPA) y del control domiciliario de la PSA ha permitido identificar patrones específicos de PSA relacionados con discrepancias entre las mediciones en el consultorio y fuera de él o con alteraciones en los perfiles de la PSA de 24 h. El MAPA ha permitido confirmar que la PSA medida fuera de la consulta refleja valores inferiores a la tomada en la consulta, al evitar el fenómeno de bata blanca [14].

En Cuba se han dado pasos encaminados al desarrollo, construcción y comercialización de equipos médicos teniendo en cuenta la importancia de disponer cada vez mejor equipamiento para el mejoramiento del diagnóstico y la terapia y también debido a las trabas en la compra de equipos que existe en el mercado internacional dadas las presiones que ejerce el bloqueo norteamericano impuesto a nuestro país.

En este sentido se han desarrollado equipos tales como el Hipermax, equipo de medición de presión arterial ambulatoria y también se encuentra el DOCTUS IV, monitor de cuidados intensivos. Hipermax es un medidor de presión ambulatorio basado en el método oscilométrico clásico y está construido en su primera versión empleando un microprocesador en una pastilla. El DOCTUS IV es un monitor de parámetros fisiológicos producto del trabajo de especialistas cubanos, dedicados por más de veinte años, a dar una respuesta nacional a la elevada y calificada demanda que requiere nuestro Sistema Nacional de Salud [14,15].

Los equipos Hipermax y DOCTUS IV presentan insuficiencias en la precisión de la medición en ambiente de artefactos de movimiento y en algunos casos en pacientes aquejados con arritmias. Se pretende entonces en este trabajo dar inicio a la solución de este problema a partir del diseño y montaje de un sistema de medición ambulatorio de la PSA que permita implementar el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO) para la medición de la PSA empleando la señal oscilométrica, el cual es robusto ante artefactos de movimiento y que en el momento actual está disponible en el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI).

Este método ha sido validado de manera satisfactoria con el empleo de señales oscilométricas reales, anotadas con los valores de presión sistólica y diastólica, a las cuales se le han introducido artefactos de movimientos. Para la validación se empleó un programa confeccionado en lenguaje *Matlab* Versión 2006b.

A partir de lo anteriormente planteado puede expresarse el siguiente **problema científico** ¿Cómo diseñar un sistema de medición ambulatorio que permita instrumentar el método CITLO para la medición de la presión sanguínea arterial usando sistemas embebidos?

En correspondencia con el problema científico, el **objeto de estudio** se enmarca en el campo de los sistemas análogo digitales para la adquisición y procesamiento de señales biomédicas.

Se plantea como **objetivo general** realizar el diseño de un sistema de medición ambulatorio que permita instrumentar el método CITLO en la medición de la presión sanguínea arterial.

Del anterior objetivo general se derivan los **objetivos específicos** siguientes:

1. Determinar los requerimientos del canal de medición para la adquisición de la señal oscilométrica de presión arterial y de presión del brazalete.
2. Establecer los requerimientos de puertos de entrada/salida, variables analógicas y digitales, convertidores análogos digitales y capacidad de memoria que permita seleccionar el microcontrolador adecuado para la aplicación.
3. Diseñar el sistema de medición ambulatorio que permita instrumentar el método CITLO en la medición de la presión sanguínea arterial.
4. Realizar la simulación, montaje y pruebas del sistema de medición ambulatorio de presión arterial empleando el método CITLO.

Para lograr estos objetivos se plantea la siguiente **tarea técnica**.

1. Revisión crítica de la bibliografía del tema y análisis del estado del arte.
2. Estudio general de los métodos de medición de presión arterial en general y en particular el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO).
3. Actualización sobre los sistemas embebidos, sus características y diseño.
4. Actualización sobre los requerimientos de diseño del sistema de medición ambulatorio de presión arterial para la instrumentación del método (CITLO).

5. Familiarización con las herramientas del diseño y simulación de circuitos analógicos y digitales mediante el empleo de la herramienta de simulación Proteus 7.6 Professional y Multisim 10.1.
6. Diseño, simulación y montaje del sistema de medición ambulatorio de presión arterial mediante el método (CITLO).
7. Confección y presentación del informe final.

### **Estructura del informe**

El trabajo se ha estructurado en introducción, tres capítulos, conclusiones, recomendaciones, referencias bibliográficas y anexos.

En el Capítulo 1 se brinda el marco teórico; donde se hace una introducción sobre la evolución de la medición de la presión sanguínea arterial, y se describen los métodos de medición de presión haciendo énfasis en el método CITLO. También se hace un análisis de los diferentes sistemas empotrados, sus características y prestaciones para su empleo en los sistemas de medición.

En el Capítulo 2 se pretende caracterizar las señales relacionadas con la medición de la presión arterial, es decir, la señal de presión del brazalete y la señal oscilométrica. Una vez logrado esto se define el canal de medición para cada variable y se realiza su diseño. También se realiza el diseño de los circuitos de alimentación, control e interfaz con el usuario.

En el Capítulo 3 se presentan los resultados del diseño a partir de la realización de simulaciones y pruebas reales al sistema de medición automatizada de presión empleando la herramienta de simulación *Proteus 7.6 Professional* y *Multisim 10.1* así como instrumentos reales de medición como Multímetros, Osciloscopios, etc.

Por último en las conclusiones y recomendaciones se plantean los aspectos más significativos a los que se arribaron en el trabajo y los aspectos que aún son necesarios mejorar en trabajos futuros.

El aporte práctico del trabajo radica en lograr por primera vez la implementación del algoritmo para la medición de presión arterial robusto ante artefactos de movimiento, denominado CITLO en un equipo de medición ambulatorio.

## **CAPÍTULO 1. CARACTERIZACIÓN DE LOS SISTEMAS PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL**

*En este capítulo se hace una introducción sobre la evolución de la medición de la presión sanguínea arterial, se presentan los principales conceptos relacionados con la medición de la misma, fundamentalmente la medición no invasiva indirecta por los métodos automatizados haciendo énfasis en el método CITLO. Se profundiza en el tema de los sistemas embebidos donde se hace un análisis de los diferentes sistemas empotrados, sus características y prestaciones para su empleo en los sistemas de medición. Se exponen algunos aspectos significativos de la medición automatizada de la presión arterial con sistemas embebidos.*

### **1.1 Introducción**

La presión sanguínea arterial se define como la fuerza ejercida por la sangre sobre el área de la pared arterial y/o vascular como resultado del flujo sanguíneo desde el corazón. La misma comprende la compleja interacción de varias fuerzas que se oponen a dicho flujo como son:

- a) La elasticidad de las arterias y venas (compliance del tejido).
- b) La contracción debido a los músculos circulares lisos.
- c) La resistencia al flujo en el lecho capilar (asociado a la inercia capilar).

La medición de la presión sanguínea arterial es la medición cuantitativa de la pulsación observada y usualmente se refiere a la presión en la arteria braquial al nivel del corazón en medidas no invasivas [5].

La Figura 1.1 muestra la forma de onda típica de la señal de presión la cual ha sido adquirida mediante métodos invasivos en un sujeto supuestamente normal.

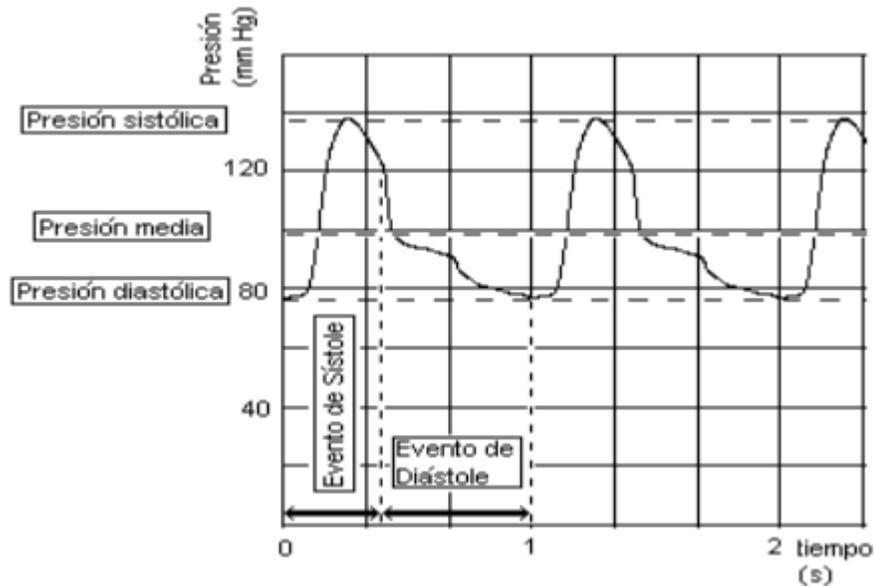


Figura 1.1 Señal de presión arterial.

## 1.2 Métodos más comunes en la medición automatizada de la presión sanguínea arterial

La medición de la presión sanguínea arterial puede clasificarse en dos grandes grupos de acuerdo al método empleado para tomar la medición de la señal de presión: el método de medición directo que emplea técnicas de medición invasivas y el método de medición indirecto que utiliza técnicas de medición no invasivas.

La medición no invasiva o indirecta, implica la detección de la presión sanguínea sin necesidad de penetrar la piel y la misma se puede realizar de diversas formas. En general la medición no invasiva de la presión arterial puede clasificarse de acuerdo al carácter continuo o no de la medición. Los métodos continuos permiten obtener la señal de presión latido a latido de forma permanente, mientras que los no continuos o intermitentes solo realizan la medición en un intervalo de tiempo dado, lo cual está asociado generalmente al proceso de oclusión y liberación gradual de una arteria por un tiempo pequeño, típicamente no mayor de 2 minutos.

Entre los métodos de medición indirectos intermitentes más empleados se encuentran:

- a) El método auscultatorio.
- b) El método oscilométrico.

### 1.2.1 Método auscultatorio

El método auscultatorio, practicado de forma manual, emplea un esfigmomanómetro y un estetoscopio. La medición de la presión sanguínea por el método auscultatorio se puede realizar de forma automática, para lo cual se sustituye el manguito de presión por una bomba automática que es controlada por un sistema electrónico, típicamente basado en un microprocesador (de propósito específico o de propósito general).

La bomba puede ser activada para una sola medición o se puede programar para inflar el brazalete a intervalos predeterminados. Para la detección de los sonidos de *Korotkoff* se puede emplear al menos un pequeño micrófono con características especiales colocado en el brazalete en sustitución del clásico estetoscopio. Un programa computarizado determina los valores de presión sistólica y diastólica utilizando criterios matemáticos basados en el análisis temporal de las señales o en indicadores espectro temporales [7,16,17,18].

### 1.2.2 Método oscilométrico

El método oscilométrico es un método intermitente al igual que el auscultatorio que emplea el inflado y vaciado del brazalete [8]. En este caso cuando el brazalete comienza a vaciarse, la presión en su interior disminuye. Mientras la arteria está totalmente ocluida no se emiten pulsaciones pero cuando la presión disminuye por debajo de la presión sistólica, esta comienza a emitir pulsaciones producto de las variaciones del torrente sanguíneo sobre las paredes de la arteria en la sección colapsada, reflejándose estas variaciones en la presión del brazalete lo que puede detectarse mediante la colocación de un transductor de presión en el mismo.

El método oscilométrico es intrínsecamente un método automatizado y el mismo es el más empleado en la práctica médica en los equipos automatizados de medición debido a su relativa inmunidad al ruido ambiental comparado con el método auscultatorio basado en la detección de los sonidos de *Korotkoff* a partir de micrófonos de alta sensibilidad. Otra ventaja radica en el hecho de que puede ser utilizado para registrar la presión sanguínea en niños y pacientes hipotensos en los cuales normalmente fallan otros métodos [19].

Sin embargo este método en su variante de medición clásica, adolece de dificultades cuando existen movimientos involuntarios del paciente, además de que la presión sistólica y diastólica no es medida directamente sino estimada, existiendo en ocasiones inexactitudes debido a la extrapolación de resultados y criterios en la determinación de los instantes de lectura de los sistemas comerciales. A pesar de los inconvenientes planteados este constituye el método de medición más empleado por la mayoría de los dispositivos automatizados por ser este el más simple y económico para la medición no invasiva [19].

Existen dos métodos de medición de presión sanguínea arterial empleando la señal oscilométrica:

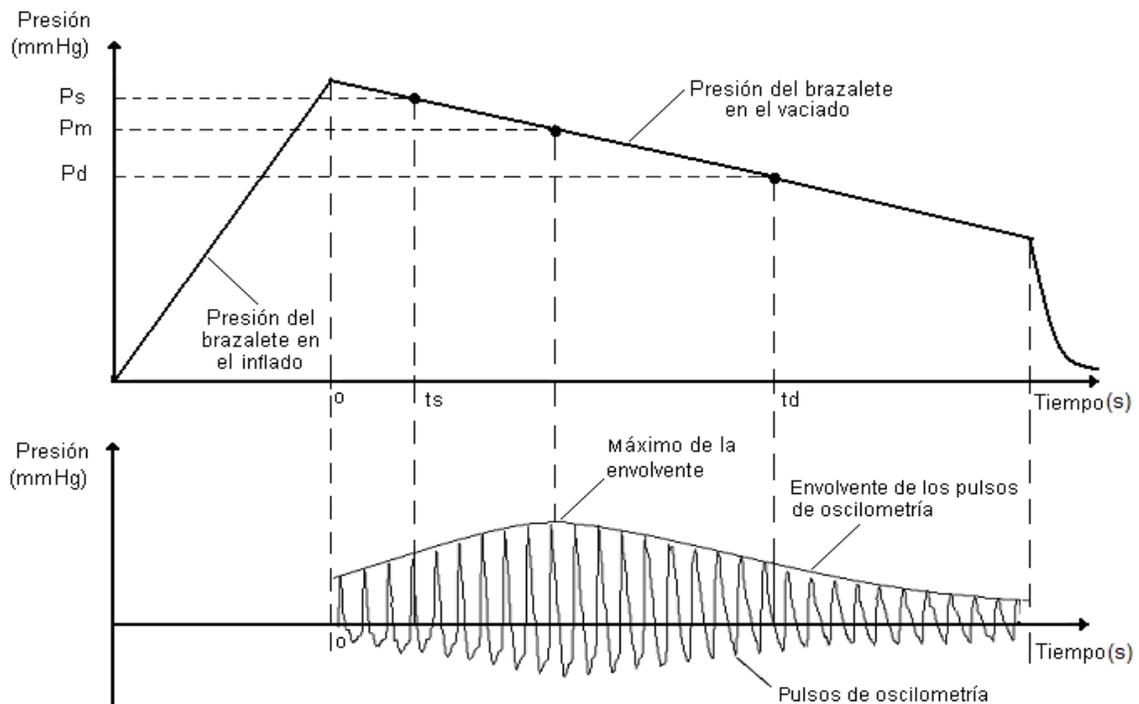
- a) Puntos de Identificación de Parámetros (PIP).
- b) Método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrico (CITLO).

#### **1.2.2.1 Oscilométrico basado en PIP**

El método de Puntos de Identificación de Parámetros (PIP) se basa en la aplicación de diferentes criterios matemáticos a la envolvente obtenida al plotear los puntos de un indicador relacionado con los pulsos oscilométricos con respecto a la presión interior del brazalete puede ser seleccionado de diferentes maneras dependiendo del fabricante suelen emplearse la amplitud pico de la oscilación respecto a la línea base, su amplitud pico a pico o la integral en el tiempo de los pulsos oscilométricos.

Su principal desventaja radica en que un excesivo corrimiento del punto de referencia producto de alguna vibración o movimiento durante la medición (artefactos) dan lugar a lecturas imprecisas o fallos en la obtención de una lectura completa, pues a partir de un sólo punto (máximo de las oscilaciones de presión del brazalete) se determinan los restantes.

El método de puntos de identificación de parámetros, conocido en la literatura por sus siglas en inglés PIP (*Parameters Identification Points*), se basa en lo fundamental en la obtención de la posición de cada latido o pulso y en función de ello, determinar la envolvente de la señal oscilométrica detectando, como se ilustra en la Figura 1.2 los instantes en los que ocurren los momentos sistólicos y diastólicos [20,21].



**Figura 1.2 Ilustración del método PIP para la determinación de la presión sanguínea arterial.**

Los puntos o instantes para la determinación de la presión, pueden ser localizados a partir del instante para el cual la razón de amplitud de la envolvente, respecto a su valor máximo, toma determinado valor prefijado antes (instante sistólico) y después (instante diastólico) del valor máximo de la envolvente.

Los valores de razón de amplitud respecto al máximo son tomados por cada empresa fabricante según criterios empíricos y de acuerdo al algoritmo empleado para la obtención de la envolvente [22,23].

Tales algoritmos se basan en la aplicación de diferentes criterios matemáticos a la envolvente obtenida al plotear los puntos de un indicador relacionado con los pulsos oscilométricos con respecto a la presión interior del brazalete Figura 1.3. Suelen emplearse la amplitud pico de la oscilación respecto a la línea base, su amplitud pico a pico o la integral en el tiempo de los pulsos oscilométricos [24].

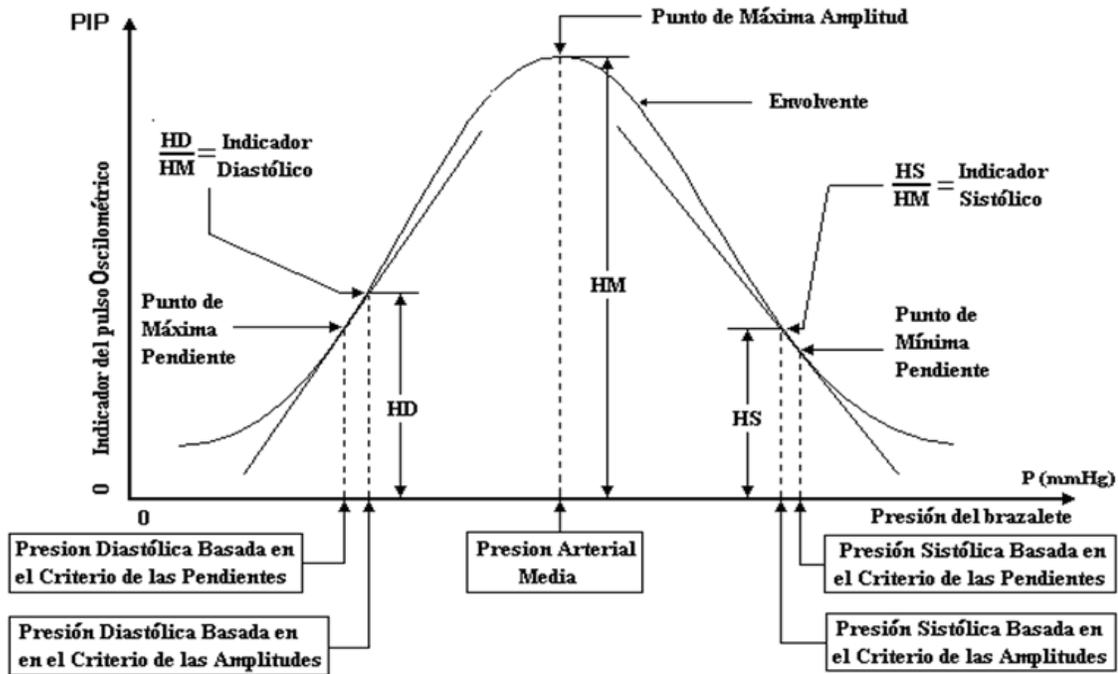


Figura 1.3 Criterios empleados en el Método Oscilométrico para determinar las presiones sistólicas y diastólicas.

La presión del brazalete a la cual la curva del PIP alcanza su valor máximo se corresponde con la presión arterial media. Para la determinación de las presiones sistólica y diastólica se aplican generalmente dos tipos de criterios: (a) los basados en el peso (amplitud) y (b) los basados en la pendiente [24].

En el primer caso, la presión sistólica y diastólica se determina como la presión del brazalete para la cual la razón del índice (PIP) a esa presión respecto al índice (PIP) del pico es igual a cierto valor predeterminado.

Típicamente la presión sistólica se estima como la presión del brazalete cuando la razón de amplitud de la envolvente varía entre 0,40 y 0,64 de su valor máximo. Por su parte, la presión diastólica se determina cuando la razón de amplitud de la envolvente disminuye de 0,85 a 0,60 de su valor máximo [25,26,27,28].

El inconveniente fundamental del método PIP es que, en cualquiera de sus variantes un excesivo corrimiento del punto de referencia producto de alguna vibración o movimiento durante la medición (artefactos) dan lugar a lecturas imprecisas o fallos en la obtención de una lectura completa, pues a partir de un solo punto (máximo de las oscilaciones de presión del brazalete) se determinan los restantes. Para reducir el efecto de los artefactos de movimiento, se emplean fundamentalmente dos técnicas: La primera consiste en detectar la

ocurrencia del artefacto durante la medición y esperar hasta su desaparición y la segunda basada en rechazar y/o atenuar el artefacto durante el procesado para la determinación de la presión sanguínea.

En el primer caso, una de las técnicas más empleadas es el vaciado del brazalete con escalones de presión constante. En cada paso de presión constante se realiza la adquisición de los pulsos de oscilometría, hasta lograr que dos períodos consecutivos tengan una amplitud pico-pico similar, tal que la diferencia típica entre ambas amplitudes no sea mayor de 20% [29]. La dificultad en este caso puede estar en que la medición puede extenderse a un tiempo no permisible.

En otros casos, el método empleado para detectar la existencia o no de artefactos de movimiento se hace mediante técnicas de control difuso [30] o mediante el uso de acelerómetros [31] pero ello encarece el sistema de medida. Para rechazar o reducir el efecto de los artefactos mediante el procesado de la señal se emplean diferentes métodos entre los que se encuentran [32]:

- a) La determinación de la posición de los latidos mediante el uso de la señal de electrocardiografía como señal de referencia.
- b) El reconocimiento de la señal oscilométrica y rechazo del artefacto mediante técnicas de inteligencia artificial.
- c) El filtrado lineal y no lineal de la señal de oscilometría.

#### **1.2.2.2 Oscilométrico CITLO**

El método de Contornos de la Imagen Tiempo Latido Oscilométrico (CITLO), para la medición de la presión sistólica y diastólica, parte del empleo de nuevos indicadores aplicados a contornos de la imagen tiempo-latido obtenida de la representación de la señal de oscilometría [33]. El método CITLO posee una mayor robustez ante artefactos de movimiento posibilitando una medida de presión sanguínea arterial más confiable.

El método se basa en la obtención de la imagen Tiempo Latido Oscilométrica (ITLO) y a partir de la misma determinar nuevos indicadores para la determinación de los instantes de sístole y diástole [34].

El método CITLO se basa en el siguiente procedimiento:

- a) Adquisición y filtrado de señal oscilométrica.
- b) Determinación de posición de cada latido de señal oscilométrica.
- c) Conformación y normalización de la imagen tiempo-latido.
- d) Filtrado bidimensional de la ITLO.
- e) Obtención de los contornos de la ITLO.
- f) Localización de los instantes de sístole y diástole y determinación de la presión sistólica y diastólica.

En la Figura 1.4 se ofrece una secuencia del método CITLO. Una vez que la señal es adquirida, se determina la posición de los máximos de los latidos y se abren ventanas que puestas una a continuación de la otra de acuerdo al orden del latido forma la imagen tiempo latido. Esta imagen es filtrada de forma bidimensional mediante un filtro de mediana y de media deslizante a partir del cual se obtienen los contornos de la imagen tiempo latido [34].

Luego de obtener los contornos se aplican los indicadores para la determinación de la presión arterial hallándose la presión sistólica y diastólica.

La principal ventaja del método, donde radica la robustez frente a artefactos está en el filtrado bidimensional debido a que se emplea un filtro de mediana el cual es sumamente robusto ante artefactos de movimiento.

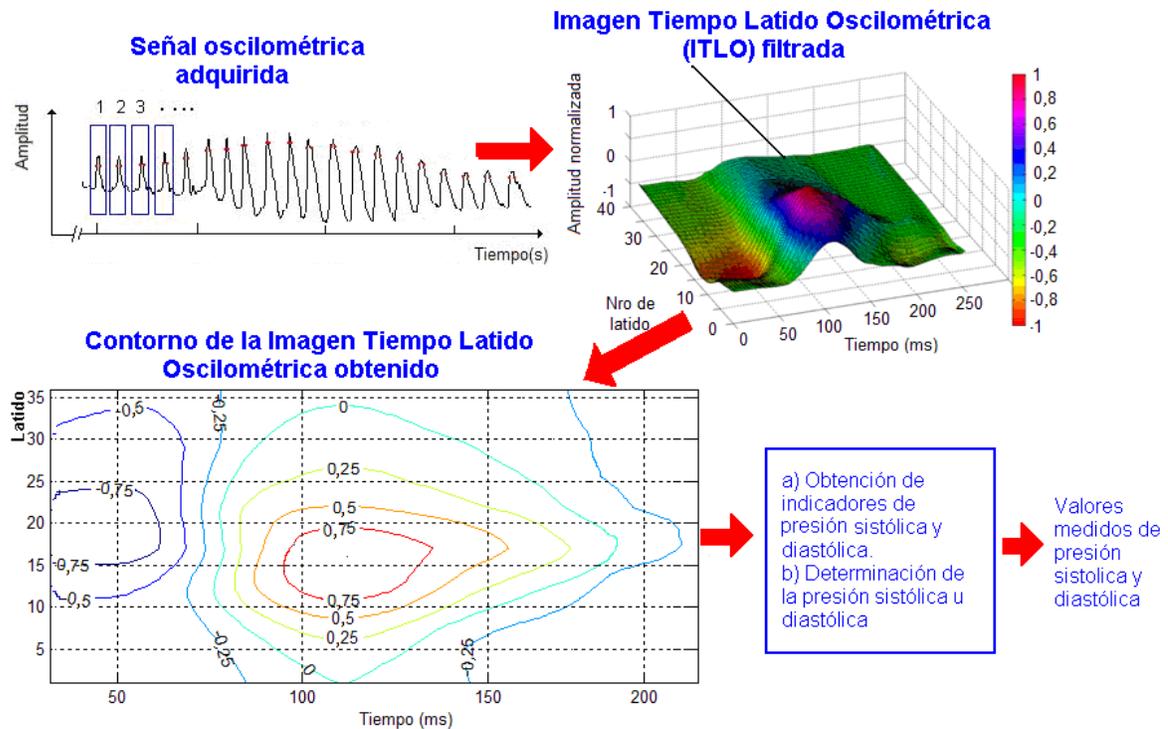


Figura 1.4 Secuencia del método CITLO

### 1.3 Sistemas embebidos para la medición automatizada de presión arterial ambulatoria

Un sistema embebido (SE) es un sistema informático de uso específico, y consiste en un sistema con microprocesador cuyo hardware y software están específicamente diseñados y optimizados para resolver un problema concreto eficientemente.

Su hardware se diseña normalmente a nivel de chips, o de interconexión de PCB que es la abreviación de *Printed Circuit Board* (tablero de circuito impreso), buscando la mínima circuitería y el menor tamaño para una aplicación particular. En general, un SE simple contará con un microprocesador con arquitectura específica según requisitos, memoria, unos pocos periféricos de entrada/salida y un programa dedicado a una aplicación concreta almacenado permanentemente en la memoria.

Los SE son utilizados en aplicaciones muy diferentes a los usos generales a los que se suelen someter a las computadoras personales. Se pueden fabricar por decenas de millares o por millones de unidades, siendo una de las principales preocupaciones en su producción la reducción de los costes y por lo que suelen usar un procesador relativamente pequeño y una

memoria pequeña. Los primeros equipos integrados que se desarrollaron fueron elaborados por IBM en los años 1980.

Los programas de SE se enfrentan normalmente a problemas de tiempo real. La comunicación adquiere gran importancia en los SE, lo normal es que el sistema pueda comunicarse mediante interfaces estándar de cable o inalámbricas. Así un SE normalmente incorporará puertos de comunicaciones del tipo RS-232, RS-485, SPI, I<sup>2</sup>C, CAN, USB, IP, Wi-Fi, GSM, GPRS, DSRC, etc.

El subsistema de presentación tipo suele ser una pantalla gráfica, táctil, LCD, alfanumérico, etc. El módulo de E/S analógicas y digitales suele emplearse para digitalizar señales analógicas procedentes de sensores, activar diodos LED, reconocer el estado abierto cerrado de un conmutador o pulsador, etc.

El módulo de energía se encarga de generar las diferentes tensiones y corrientes necesarias para alimentar los diferentes circuitos del SE. Usualmente se trabaja con un rango de posibles tensiones de entrada que mediante convertidores de corriente alterna (CA) a corriente directa (CD) o CD/CD se obtienen las diferentes tensiones necesarias para alimentar los diversos componentes activos del circuito.

Además de los convertidores CA/CD y CD/CD, otros módulos típicos, filtros, circuitos integrados supervisores de alimentación, etc. El consumo de energía puede ser determinante en el desarrollo de algunos SE que necesariamente se alimentan con baterías, con lo que el tiempo de uso del SE suele ser la duración de la carga de las baterías [35].

### **1.3.1 Acondicionamiento de la señal para la medición de presión arterial usando la señal oscilométrica con sistemas embebidos**

Un sistema para la adquisición de datos (SAD) es el conjunto de subsistemas electrónicos cuya finalidad es captar información del mundo real, información que viene representada mediante señales analógicas y/o digitales, las cuales se corresponden normalmente con magnitudes físicas o químicas obtenidas desde un transductor o sensor con estados perfectamente diferenciable.

Los sistemas para la adquisición de datos surgen ante la necesidad, cada vez mayor y más frecuente de: medir, registrar, almacenar, visualizar y procesar digitalmente las señales del

mundo físico, de acuerdo a las necesidades de sistemas de medición o control más complejos.

Atendiendo al número de señales de entrada, los sistemas para la adquisición de datos pueden clasificarse en:

- a) Sistema monocanal para la adquisición de datos.
- b) Sistemas multicanal para la adquisición de datos.

En el presente trabajo serán abordados principalmente los sistemas monocanal para la adquisición de datos estos se caracterizan por realizar la adquisición de una única señal de entrada a partir de un único sensor. La Figura 1.5 muestra el diagrama de bloques de un SAD monocanal.

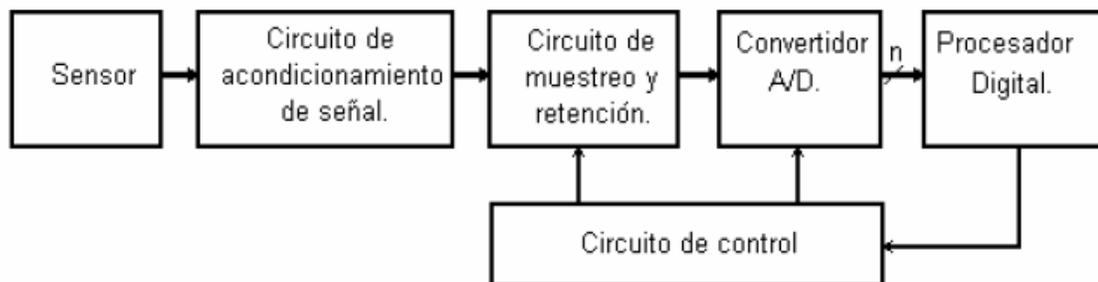


Figura 1.5 Diagrama de un sistema monocanal para la adquisición de señales.

Como se aprecia, los elementos básicos que forman un SAD monocanal son los siguientes [36]:

**Sensor o transductor:** Se encarga de convertir la propiedad física o química de la variable a medir en una señal eléctrica. La señal proporcionada por el sensor suele tener niveles muy bajos y estar enmascarada por otras señales indeseables, por lo que normalmente se requiere del acondicionamiento posterior antes de ser entregada a otras etapas.

**Circuito para el acondicionamiento de la señal:** Tiene como función adaptar la generalmente débil señal de salida del sensor al intervalo estático de entrada del convertidor analógico digital, por lo que en la mayoría de las ocasiones resulta necesario realizar las siguientes tareas:

- a) Amplificación de la señal.
- b) Traslación de nivel. (Si fuera necesario)
- c) Aislamiento galvánico. (Si fuera necesario)
- d) Filtrado analógico de la señal.

Para realizar las tareas anteriores y en dependencia de las características de las señales a adquirir y procesar pueden ser necesarios o no los siguientes bloques:

- a) Preamplificador o pre-acondicionamiento (puede incluir la traslación de nivel)
- b) Amplificador de instrumentación.
- c) Amplificador de aislamiento.
- d) Filtro analógico.

**Circuito de muestreo y retención:** Es el encargado de tomar una muestra de la señal analógica (*muestreo*) y mantenerla (*retención*) durante el tiempo que dura la conversión análogo digital. La necesidad de empleo o no del circuito de muestreo y retención en un sistema para la adquisición de datos depende de la frecuencia máxima de la señal de entrada y las características del convertidor A/D seleccionado y/o disponible.

**Filtro analógico:** Etapa necesaria que permite limitar la banda de frecuencias de trabajo, minimizando las interferencias y las señales no deseadas durante el proceso de adquisición. Siempre se debe cumplir con el criterio de Nyquist para garantizar la mejor calidad en el proceso de conversión.

**Convertidor A/D:** Se encarga de realizar la conversión análogo-digital proporcionando un código digital de salida que representa el valor analógico de la muestra adquirida en el proceso de conversión. Para realizar esta función se realizan dos operaciones básicas: cuantificación y codificación.

Entre los parámetros más importantes que caracterizan un convertidor A/D se encuentran:

- a) El margen de tensión (corriente) a la entrada.
- b) El número de bits de la palabra digital en la salida (resolución).
- c) El tiempo de conversión.

Los parámetros mencionados determinan el empleo o no del circuito de muestreo y retención en el canal de adquisición.

**Procesador digital:** Es una unidad inteligente (procesador de propósito general o específico: microprocesador, microcontrolador, DSP, etc.), que se encarga de tomar los valores entregados por el convertidor de acuerdo a la frecuencia de muestreo que se haya establecido en el programa y a partir de este valor, realiza la validación de la lectura, el filtrado digital (si se requiere) y el procesamiento de la información para su almacenamiento y presentación al observador en dependencia del formato que se defina para la aplicación dada.

### 1.3.2 Sistemas de control para la medición de presión arterial empleando la señal oscilométrica

Un microcontrolador es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidades de E/S (entrada/salida). Son diseñados para reducir el costo económico y el consumo de energía de un sistema en particular.

Un microcontrolador típico tendrá un generador de reloj integrado y una pequeña cantidad de memoria RAM y ROM/EPROM/EEPROM/FLASH, significando que para hacerlo funcionar, todo lo que se necesita son unos pocos programas de control y un cristal de sincronización. Los microcontroladores disponen generalmente también de una gran variedad de dispositivos de entrada/salida, como convertidores de analógico/digital, temporizadores, UARTs y buses de interfaz serie especializados, como I2C y CAN. Frecuentemente, estos dispositivos integrados pueden ser controlados por instrucciones de procesadores especializados.

Los modernos microcontroladores frecuentemente incluyen un lenguaje de programación integrado, como el BASIC o el ENSAMBLADOR que se utiliza bastante con este propósito. Entre los microcontroladores más comunes en uso nos encontramos con los sistemas PSoC de *Cypress Semiconductor Corp* y los PIC de *Microchip Technology Inc* [35].

### 1.3.2.1 Sistemas PSoC

PSoC es la abreviación de *Programmable System On Chip* (sistemas programables en una pastilla) un microcontrolador desarrollado por *Cypress Semiconductor Corp*, en 2002, este incorpora todo un sistema configurable dentro del chip, el cual es muy versátil, totalmente dinámico ya que podemos disponer de sus componentes a nuestra voluntad, junto a la capacidad de asignar cualquier función a cualquier terminal del circuito integrado.

Cuenta con innumerables dispositivos electrónicos, los cuales se pueden modificar para crear de forma interna, filtros análogos y digitales, amplificadores, comparadores, conversores analógicos/digitales de varios tipos y resolución, moduladores de ancho de pulso (PWM) de 8, 16 y 32 Bits, contadores y temporizadores de 8, 16, 24 y 32 Bits entre muchos otros.

El PSoC consta de 2 tipos de bloques para desarrollo, análogos y digitales, programables mediante lenguaje C o ensamblador, la cantidad puede variar de acuerdo a la familia del microprocesador seleccionado, actualmente existen tres familias, delimitadas por el tipo de procesador embebido en el PSoC.

- CY8C2xxxx (PSoC1) CPU M8C
- CY8C3xxxx (PSoC3) CPU 8051
- CY8C5xxxx (PSoC5) CPU ARM Cortex M3

La más común es la CY8C27x43 [37], en la Figura 1.6 se puede observar su diagrama en bloques, la cual cuenta con el microprocesador embebido M8C con arquitectura *Harvard*, con 12 bloques análogos y 8 digitales de 8 bits, además posee una unidad multiplicador-acumulador interno por hardware MAC de 8X8 pudiendo almacenar resultados de 32 bits y respuesta disponible en próximo ciclo de instrucción.

Este puede funcionar con un reloj interno con múltiple configuración pudiendo operar con 24 MHz (4 MIPs) a 5V y 12 MHz a 3.3V. Si el usuario lo desea puede operar con un cristal externo. Tiene Memoria Flash de programa hasta 16 KBytes, SRAM hasta 256 Bytes, hasta 2 KBytes de emulación EEPROM en Flash y 4 modos de protección de memoria.

En cuanto a los terminales de entrada/salida cuenta con 28 terminales cada uno puede proveer 10mA y recibir 25mA, con resistores integrados/seleccionables de *pull-up* y *pull-*

down, cada borde/cambio de estado es seleccionable como fuente de interrupción, salida fuerte con pendiente controlada, 8 entradas analógicas multiplexables, 4 salidas analógicas cada una con excitación de 30mA, 4 líneas analógicas de entrada directa. También cuenta con una unidad de referencia de voltaje múltiple la cual permite variar el voltaje de referencia para trabajar con sensores y otros dispositivos.

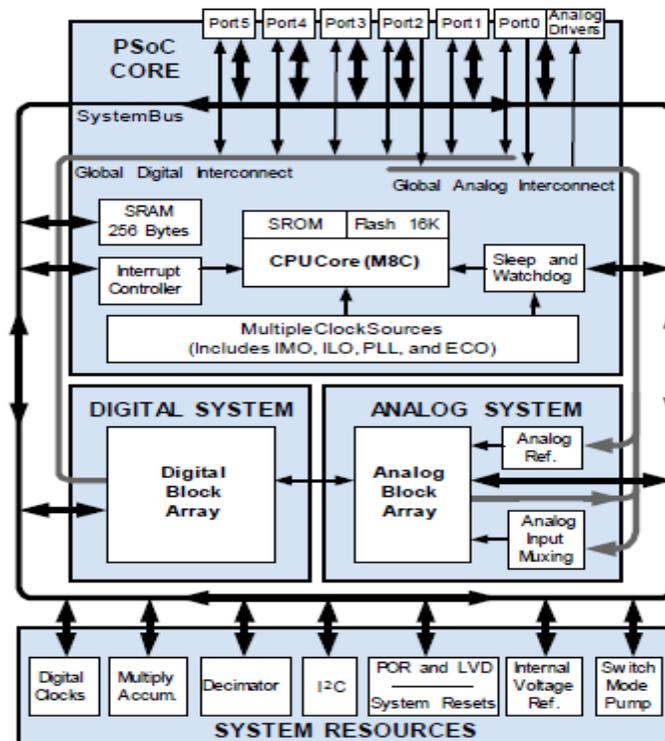


Figura 1.6 Diagrama de bloques de la familia PSoC CY8C27x43

### 1.3.2.2 Sistemas PIC

Los PIC son una familia de microcontroladores fabricados por *Microchip Technology Inc.* y derivados del PIC1650, originalmente desarrollado por la división de microelectrónica de *General Instrument*. El nombre actual no es un acrónimo. En realidad, el nombre completo es PICmicro, aunque generalmente se utiliza como *Peripheral Interface Controller* (controlador de interfaz periférico).

La arquitectura de los PIC responde al esquema de bloques de la Figura 1.7. Todos están basados en la arquitectura *Harvard*, con memorias de programa y de datos separadas.

Como en la mayoría de los microcontroladores, la memoria de programa es mucho mayor que la de datos. La memoria de programa está organizada en palabras de 12, 14 ó 16 bits mientras que la memoria de datos está compuesta por registros de 8 bits. El acceso a los diversos dispositivos de entrada y salida se realiza a través de algunos registros de la memoria de datos, denominados registros de funciones especiales (SFR: *Special Function Registers*). Muchos microcontroladores PIC cuentan con una cierta cantidad de memoria EEPROM para el almacenamiento no volátil de datos [38].

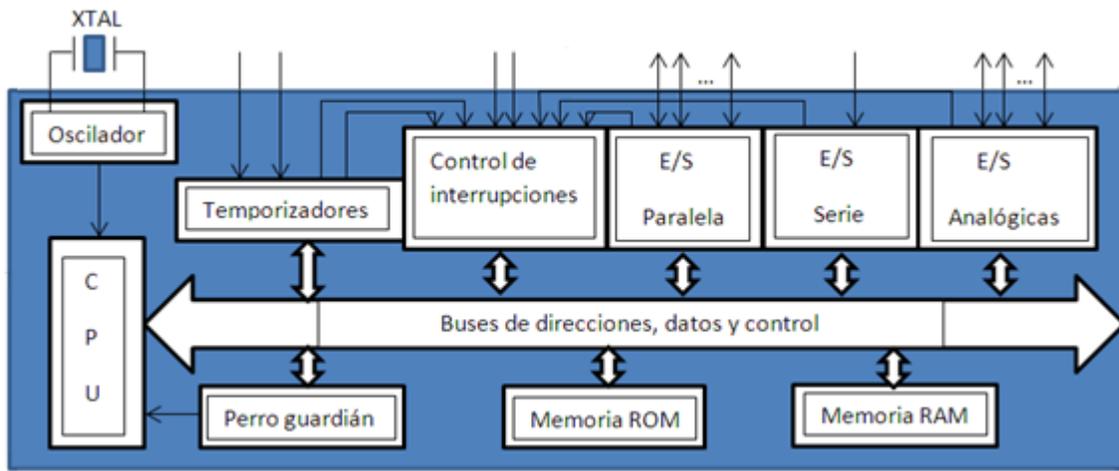


Figura 1.7 Diagrama de bloques de los PIC

Por otra parte, todos los PIC son microcontroladores RISC que cuentan con un pequeño número de instrucciones: entre 33 y 77. Todas las instrucciones son del mismo tamaño: una palabra de 12, 14 ó 16 bits. Desde el punto de vista del programador, el modelo general de los microcontroladores PIC consta de un registro de trabajo (registro W) y los registros de la memoria de datos.

Todos los microcontroladores PIC aplican la técnica del segmentado (pipeline) en la ejecución de las instrucciones, en dos etapas, de modo que las instrucciones se ejecutan en un único ciclo de instrucción equivalente a cuatro pulsos del oscilador principal del microcontrolador, excepto las instrucciones de transferencia de control que toman dos ciclos de instrucción.

Los microcontroladores PIC cuentan con una amplia gama de dispositivos de entrada y salida (típicamente 0 a 5,5 voltios). Disponen de puertos paralelos de 8 bits, temporizadores, puertos series sincrónicos y asincrónicos, convertidores A/D de

aproximaciones sucesivas de 8, 10 ó 12 bits, convertidores D/A, moduladores de ancho de pulso (PWM), etc. Excepto en los PIC de gama baja, que no disponen de un sistema de instrucciones, los dispositivos de entrada y salida generan solicitudes de interrupción al microcontrolador que se pueden enmascarar individualmente.

Todos los microcontroladores PIC cuentan con un temporizador que trabaja como perro guardián y tiene un cierto número de bits para configurar el dispositivo, a los que se accede al programar el microcontrolador. Mediante de alguno de los bits de configuración, se puede proteger la memoria de programa frente a copias no autorizadas.

Muchos microcontroladores PIC pueden ser programados en el propio circuito de la aplicación (ICSP: *In Circuit Serial Programming*), utilizando un pequeño número de líneas.

Los microcontroladores PIC se pueden clasificar, atendiendo al tamaño de sus instrucciones, en tres grandes grupos o gamas:

- Gama baja: instrucciones de 12 bits
- Gama media: instrucciones de 14 bits
- Gama alta: instrucciones de 16 bits

También se agrupan en cinco grandes familias: PIC10, PIC12, PIC16, PIC17 y PIC18. Los PIC10 son, básicamente, microcontroladores de 6 terminales. La familia de los PIC12 agrupa a los microcontroladores disponibles en encapsulado de 8 terminales. Algunas de estas cinco familias tienen numerosas subfamilias, como sucede con los PIC16. Además, algunas de estas familias incluyen dispositivos de más de una gama, como los PIC16 y PIC12, que tienen dispositivos de gama baja y media. Los PIC17 y PIC18 son de gama alta [38].

### **1.3.2.3 Análisis comparativo de los sistemas embebidos**

En los sistemas microcontroladores el empleo de uno u otro depende en lo fundamental de diversos aspectos dentro de los cuales pueden mencionarse los siguientes:

- a) Número de entrada/salidas analógicas
- b) Número de entradas/salidas digitales
- c) Resolución del convertidor análogo digital

- d) Memoria de programa y de acceso aleatorio
- e) Velocidad de trabajo
- f) Costo

Dentro de los aspectos mencionados los más significativos son los cuatro primeros, pues la velocidad de trabajo y costo se busca, aumentar la primera y minimizar el segundo luego que se hayan cumplido los primeros cuatro requisitos.

En tal sentido pueden plantearse el siguiente análisis respecto a los sistemas microcontroladores analizados anteriormente.

Los sistemas PIC tanto como los PSoC en dependencia del número de serie disponen de varias entradas y salidas analógicas y digitales, conversores análogo/digitales, comparadores, contadores y temporizadores, moduladores de ancho del pulso (PWM), memoria de programa y de acceso aleatorio, ambos pueden funcionar con reloj interno y si el usuario lo desea pueden operar también con un cristal externo. En la Tabla 1.1 se muestran algunas de las principales características antes mencionadas para dos de las familias más utilizadas de ambos sistemas.

**Tabla 1.1 Características de dos familias de sistemas microcontroladores**

Características	PSoC (CY8C27x43)	PIC (PIC18Fx550)
Número de E/S analógicas	12 entradas y 4 salidas	10 entradas y 2 salidas
Número de E/S digitales	24	24
Resolución del convertidor A/D	6 a 14 bits	10 bits
Memoria de programa y de acceso aleatorio	16 Kbytes y 256 bytes	32 Kbytes y 2048 bytes
Velocidad de trabajo	24 MHz interno y hasta 48 MHz externo	8 MHz interno y hasta 48 MHz externo
Costo	6.50(USD)	5.16(USD)

Del análisis expuesto para los sistemas microcontroladores puede concluirse que no existe gran diferencia en las características de ambos y pueden emplearse indistintamente en aplicaciones de similar complejidad. No obstante puede resaltarse que los sistemas PSoC son muy versátiles, totalmente dinámicos ya que se puede disponer de sus componentes

voluntad, junto a la capacidad de asignar cualquier función a cualquier terminal del circuito integrado lo que los hace más costosos.

#### **1.4 Aspectos significativos de la medición automatizada de presión arterial con sistemas embebidos**

Sin dudas el método auscultatorio manual es el más extendido a nivel mundial y emplea un esfigmomanómetro y un estetoscopio. El método oscilométrico es un método intermitente al igual que el auscultatorio que emplea el inflado y vaciado del brazalete.

El método oscilométrico es intrínsecamente un método automatizado y el mismo es el más empleado en la práctica médica en los equipos automatizados de medición debido a su relativa inmunidad al ruido ambiental, comparado con el método auscultatorio basado en la detección de los sonidos de Korotkoff a partir de micrófonos de alta sensibilidad. Otra ventaja radica en el hecho de que puede ser utilizado para registrar la presión sanguínea en niños y pacientes hipotensos en los cuales normalmente fallan otros métodos.

Sin embargo este método en su variante de medición clásica, adolece de dificultades cuando existen movimientos involuntarios del paciente, además de que la presión sistólica y diastólica no es medida directamente sino estimada, existiendo en ocasiones inexactitudes. A pesar de los inconvenientes planteados este constituye el método de medición más empleado por la mayoría de los dispositivos automatizados por ser este el más simple y económico para la medición no invasiva.

Se pretende entonces en este trabajo dar inicio a la solución de este problema a partir del diseño y montaje de un sistema de medición ambulatorio automatizado de la PSA, usando sistemas embebidos que permita implementar el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO) para la medición de la PSA empleando la señal oscilométrica, el cual es robusto ante artefactos de movimiento.

## **CAPÍTULO 2. DISEÑO DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL**

*En este capítulo se caracterizan las señales relacionadas con la medición de la presión arterial, es decir, la señal de presión del brazalete y la señal oscilométrica. Se define el canal de medición para cada variable y se realiza su diseño. También se realiza el diseño de los circuitos de alimentación, control e interfaz con el usuario así como del circuito impreso del sistema general.*

### **2.1 Introducción**

Para el diseño de cualquier circuito de medición ante todo es necesaria la caracterización de las señales que serán medidas, para en función de ello y las necesidades y requerimientos en cuanto a niveles y amplitud de la señal a la salida, poder definir el circuito de acondicionamiento de cada variable.

### **2.2 Caracterización de las señales de entrada**

Como fue explicado en el Capítulo 1, la medición de la presión arterial automatizada empleando la señal oscilométrica, necesita de dos señales obtenidas de un mismo sensor de presión: la componente de corriente directa y muy baja frecuencia, denominada señal de presión del brazalete y la señal cuyos valores de frecuencia son superiores denominada en este caso señal oscilométrica.

La caracterización de tales señales resulta de vital importancia debido a que de ello depende el diseño de sus circuitos de acondicionamiento de señal.

### 2.2.1 Señal de presión del brazalete

La señal de presión del brazalete es indicativa de la presión a la que ha sido inflado el brazalete debido a la bomba de inflado. El objetivo que se persigue en este caso es elevar la presión del brazalete hasta un nivel ligeramente superior a la presión sistólica (generalmente alrededor de 30 mmHg por encima) con el objeto de colapsar la vena de la extremidad donde se ha colocado el brazalete. El nivel máximo de amplitud de esta señal depende de los niveles que brinde el sensor de presión que se emplee, el cual por lo general es una galga de esfuerzo piezoeléctrico y los valores típicos máximos están en el orden de 30 a 50 mV cuando la presión alcanza los 300 mmHg.

Las componentes de frecuencia deseadas para la medición son de muy bajo valor y están en el intervalo de corriente directa hasta alrededor de 1Hz [39]. En la Figura 2.1 se brinda un gráfico de densidad espectral de potencia (DSP) de la presión del brazalete observándose que las componentes de mayor amplitud de esta señal están desde 0 Hz (corriente directa) hasta alrededor de 1 Hz.

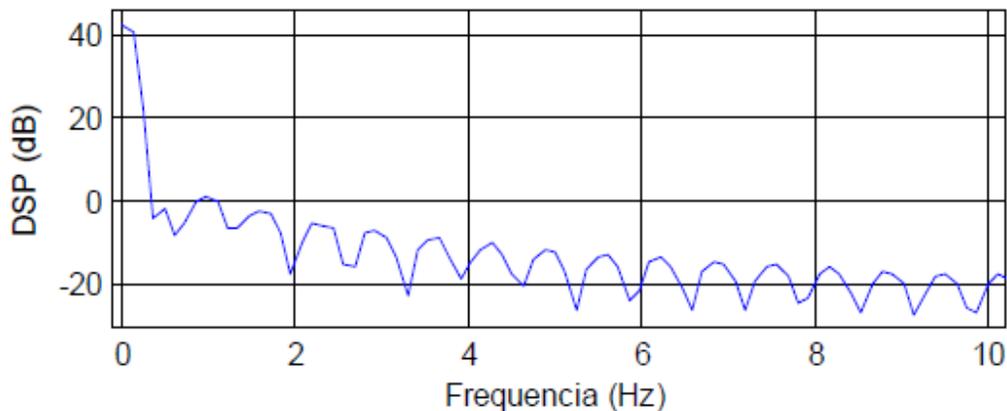
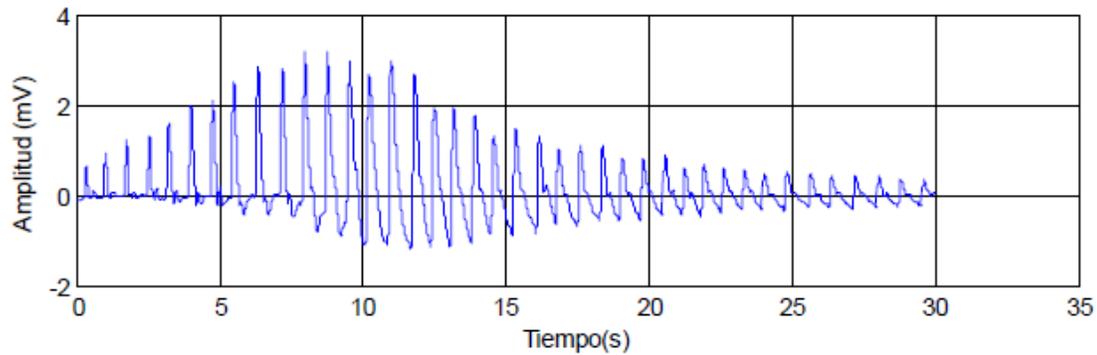


Figura 2.1 Gráfico de densidad espectral de potencia de la presión del brazalete

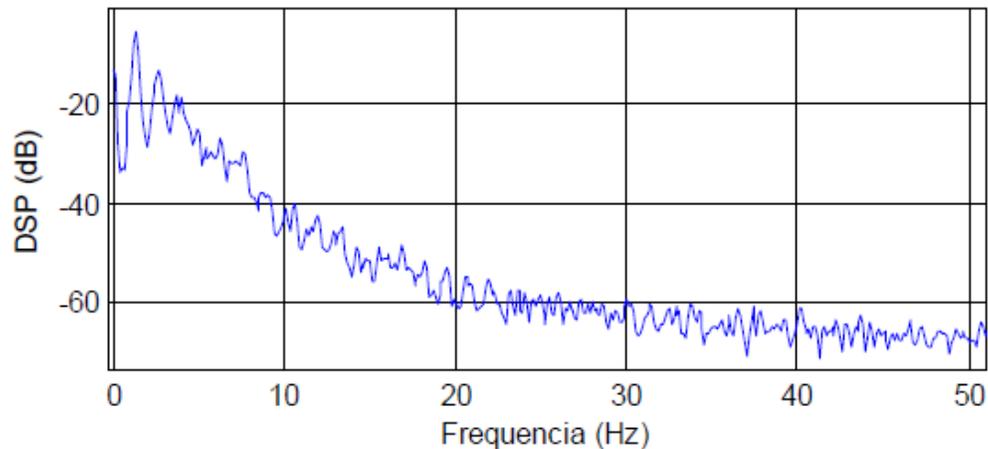
### 2.2.2 Señal oscilométrica

La señal oscilométrica que debe su nombre a las oscilaciones del brazalete provocadas por la variación de presión sanguínea durante el vaciado, posee valores de amplitud que están en el orden de 2 a 4 mV. En la Figura 2.2 se muestra una señal oscilométrica en el tiempo apreciándose que sus valores extremos están en el orden de 4 mV, mientras que sus componentes de frecuencia fundamentales se encuentran por debajo de los 10 Hz aunque

existen componentes de hasta 30 Hz, a tener en cuenta para el procesamiento digital de la señal como se aprecia en la Figura 2.3.



**Figura 2.2 Señal oscilométrica en el tiempo**



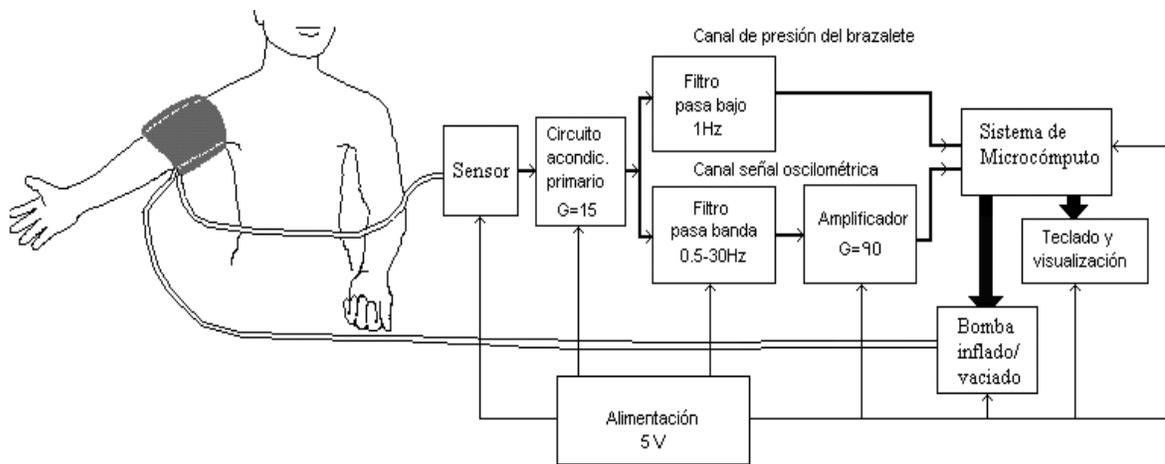
**Figura 2.3 Gráfico de densidad espectral de potencia de la señal oscilométrica**

### 2.3 Esquema general del circuito para la medición de la presión arterial

Partiendo de la caracterización de las señales vistas en los anteriores epígrafes puede resumirse que los requerimientos del canal para la medición de presión sanguínea arterial empleando la señal oscilométrica son los que se presentan en la Tabla 2.1 y en la Figura 2.4 se presenta el esquema general para la medición de la presión arterial empleando la señal oscilométrica. En el Anexo I se muestra el diseño general del circuito del sistema de medición de presión arterial.

**Tabla 2.1 Requerimientos del canal de medición**

Características	Señal de presión del brazalete	Señal de presión oscilométrica
Valores de amplitud de entrada	50mV	4mV
Valores de amplitud de salida del canal de acondicionamiento	4V	4V
Componentes de frecuencia	0 Hz (corriente directa) hasta 1 Hz	0.5 Hz hasta 30 Hz



**Figura 2.4 Esquema general del circuito del sistema de medición de presión arterial**

A continuación se describe en detalle cada uno de los bloques que conforman el esquema presentado.

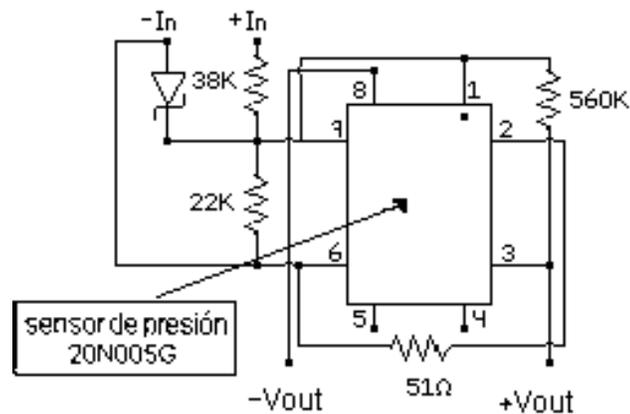
### 2.3.1 Diseño del canal de acondicionamiento de las señales

En este sub-epígrafe será abordado el circuito de acondicionamiento de los canales de entrada de la señal oscilométrica y de presión del brazalete.

El bloque del sensor está formado por un puente de *Wheastone* en el que se emplea en uno de sus brazos una galga piezo-resistiva capaz de detectar las variaciones de presión del brazalete y las oscilaciones de la señal de presión producto de la circulación sanguínea dando a su salida una tensión diferencial proporcional a ambas variaciones.

En este caso será empleado un sensor de presión de silicio piezo-resistivo de la firma *ICSensor* modelo 20N005G con margen estático de entrada de 0 a 5 psi y cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo II.

Este dispositivo no es internamente compensado en el intervalo estático de entrada, ni en temperatura, ni en el ajuste de la tensión de cero (*off-set*); pero el fabricante ofrece la metodología para lograrlo de forma externa a partir de un arreglo resistivo complementario. En la Figura 2.5 se ofrece la configuración externa del transductor 20N005G que propone el fabricante para lograr su compensación tanto en el intervalo de variación estático, en la tensión de desajuste y deriva térmica.



**Figura 2.5 Configuración del sensor 20N005G con sus compensaciones.**

En una primera etapa la señal compuesta es amplificada por un amplificador de instrumentación AD620AN, cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo III y con requerimientos de ganancia de 15, partiendo de la caracterización de las señales de entrada. Como aspecto significativo debe señalarse que este amplificador tiene una alta razón de rechazo al modo común (120 dB) y alta resistencia de entrada (10 GΩ).

Al circuito de acondicionamiento primario le sigue el filtro pasa bajo de la señal de presión del brazalete con frecuencia de corte en 0.7 Hz y el filtro pasa banda para la señal oscilométrica con frecuencias de corte en el paso alto de 0.5 Hz y 30 Hz en el paso bajo.

Teniendo en cuenta que las componentes de la señal oscilométrica son de menor amplitud se ubica un amplificador adicional que permite alcanzar la ganancia total del canal oscilométrico, en este caso 90, que multiplicado con la ganancia del acondicionamiento

primario se obtiene una ganancia total de 1350. Todo esto fue implementado usando 3 operacionales de los 4 con que cuenta el circuito integrado TL084CN cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo IV. Con los requerimientos planteados se diseñó el circuito que se ofrece en la Figura 2.6.

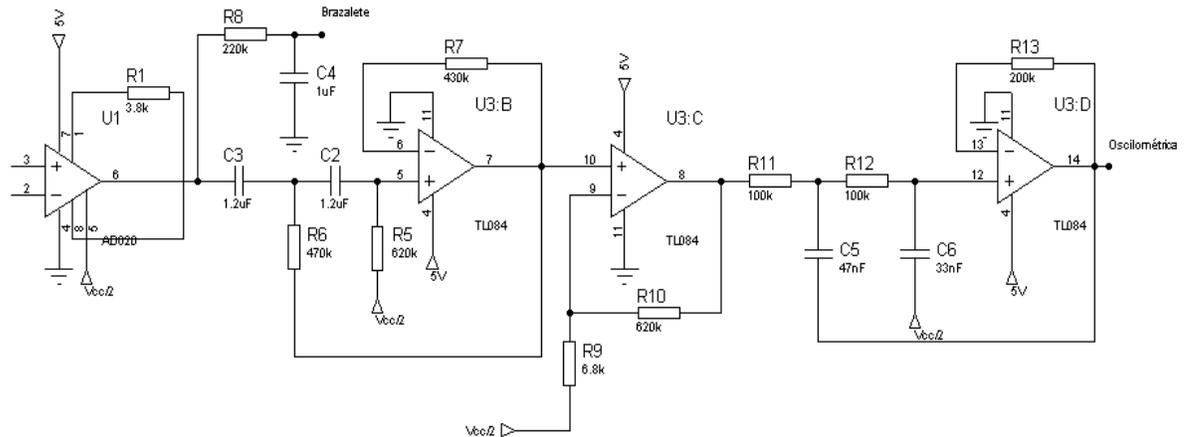


Figura 2.6 Esquema del circuito de acondicionamiento

### 2.3.2 Diseño de los circuitos de alimentación, control e interfaz de usuario

Los circuitos de alimentación, control e interfaz de usuario están formados por los siguientes bloques a saber:

- Circuito de alimentación.
- Sistema microcontrolador.
- Circuito de la activación/desactivación de la bomba de inflado.
- Circuito de control de la válvula de vaciado.
- Teclado.
- Display.

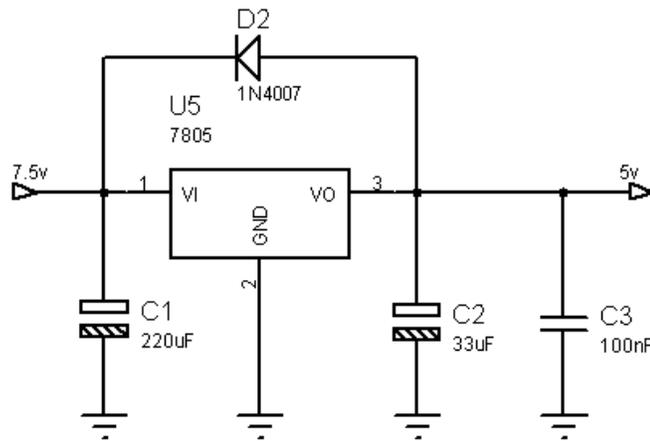
A continuación se describe el resultado del diseño de cada uno.

#### 2.3.2.1 Circuito de alimentación

Debido a que todos los componentes del sistema pueden operar con 5V de corriente directa es usado para la alimentación del mismo un regulador de voltaje (Una fuente regulada ideal es un circuito electrónico designado para entregar un predeterminado voltaje CD, el cual es

independiente de la corriente de carga, de la temperatura y de cualquier variación en la línea de voltaje CA) KA7805 cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo V, con la configuración que se muestra en la Figura 2.7, el cual es alimentado por una fuente no regulada (Una fuente no regulada consiste en un transformador, un rectificador y un filtro) modelo MKD-4109500 de clase II con entrada de 120V~ 60Hz de corriente alterna y salida de 9 V de corriente directa cuando se le demandan 500 mA, a la salida del regulador de voltaje tendremos un voltaje entre 4.9 y 5.1 V.

El diodo 1N4007 cuya hoja de datos se muestra en el Anexo VI, se utiliza como protección del integrado pues el mismo puede sufrir graves daños si el voltaje de salida sobrepasa al de entrada.



**Figura 2.7 Circuito de alimentación**

Se emplea para la alimentación de los diferentes circuitos integrados del sistema un voltaje de referencia que debe ser la mitad del voltaje de alimentación debido a que se trabaja con fuente unipolar. El mismo se obtiene usando la configuración que se muestra en la Figura 2.8 esta fue realizada usando uno de los 4 operacionales del integrado TL084AN.

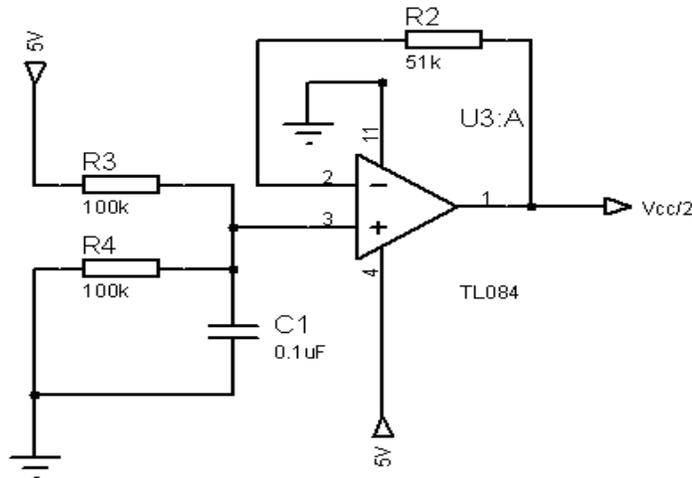


Figura 2.8 Circuito de obtención del voltaje de referencia ( $V_{cc}/2$ )

### 2.3.2.2 Sistema microcontrolador

El diseño del sistema microcontrolador partió de considerar desde un principio el empleo de sistemas empotrados, dentro de los cuales los más populares son; los sistemas programables en una pastilla PSoC de la firma *Cypress* y los PIC de la firma *MicroChip*.

En la Tabla 2.2 se muestran las exigencias determinadas para el sistema microcontrolador en la medición de la presión sanguínea arterial usando el método CITLO.

Tabla 2.2 Exigencias fundamentales del sistema microcontrolador

Características	Cantidad
Número de entradas analógicas	1 con dos canales multiplexados
Número de salidas analógicas	1 para el control de la válvula de vaciado
Resolución del convertidor análogo digital	Entre 10 y 12 bit
Número de entradas digitales	2 entradas para teclado No se especifican las entradas del A/D si se considera parte del microcontrolador.
Número de salidas digitales	1 control válvula de vaciado 1 control bomba de inflado 12 para atención a display
Memoria de programa (PROM)	2 kB
Memoria de acceso aleatorio (RAM)	Entre 1.39kB y 1.78kB

Ambos sistemas analizados satisfacen las exigencias demandadas para medición de la presión sanguínea arterial usando el método CITLO. Sin embargo, considerando que existe la posibilidad futura que el sistema diseñado sea producido parcial o totalmente por el Instituto Central de Investigaciones digitales (ICID) de Ciudad de La Habana, Cuba, y teniendo en cuenta que los mismos usan la tecnología PIC se ha decidido la misma para el diseño del sistema.

Partiendo de los requerimientos expuestos en la Tabla 2.2 se determina que tales requerimientos pueden satisfacerse con un microcontrolador PIC del tipo PIC18F2550 que posee como características más significativas las que se ofrecen en la Tabla 2.3 y cuya hoja de datos se muestra en el Anexo VII.

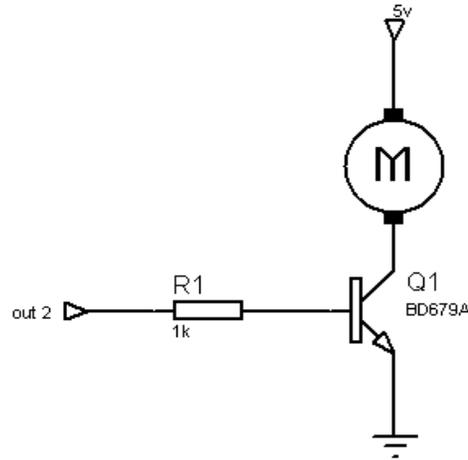
Este cuenta además con una interfaz para comunicación USB, la que facilita una posible evolución del sistema de medición de presión a un equipo de Monitoreo Ambulatorio de la Presión Arterial (MAPA), ya que para esto se requiere de una forma práctica de comunicación con la PC y así descargar los datos almacenados durante el estudio MAPA.

**Tabla 2.3 Características significativas del PIC18F2550**

Características	PIC18F2550
Número de E/S analógicas	10 entradas y 2 salidas (PWM)
Número de E/S digitales	24
Resolución del convertidor A/D	10 bits
Memoria de programa (PROM)	32 Kbytes
Memoria de acceso aleatorio	2 Kbytes
Velocidad de trabajo	8 MHz interno y hasta 48 MHz externo

### 2.3.2.3 Circuito de la activación/desactivación de la bomba de inflado

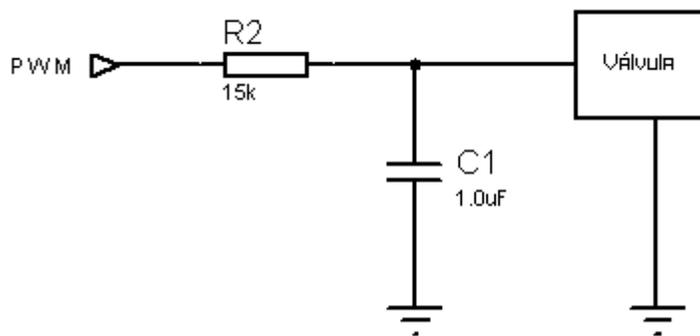
En la Figura 2.9 se muestra el circuito de conexión y desconexión de la bomba de inflado del brazalete, en el cual se logra que una vez que aparece un nivel alto en el terminal del puerto de salida (Out 2) se activa el transistor (Q1) el cual al pasar a saturación activa la bomba de inflado. La bomba de inflado se alimenta con un voltaje de corriente directa de 6V pero funciona igual de bien con 5 V y tiene un consumo de 230 mA. Como transistor de potencia fue seleccionado el BD679A, cuya hoja de datos se muestra en el Anexo VIII y que tiene internamente una configuración *Darlington* NPN y por tener una corriente  $I_c$  máxima de 4 A y potencia máxima de 40 W.



**Figura 2.9** Circuito de activación/desactivación de la bomba de inflado

### 2.3.2.4 Circuito de control de la válvula de vaciado

La electroválvula empleada para el vaciado lineal del brazalete es del modelo SV-602W de la firma *Kohritsu* cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo IX y la misma tiene la característica de que el diámetro de su orificio de escape del aire en el vaciado varía según el voltaje analógico que se le aplique. El voltaje analógico que se aplica proviene de una salida PWM (modulador de ancho del pulso) la cual es filtrada paso bajo a la frecuencia de 10 Hz obteniéndose a la salida un voltaje variable controlado por el ancho del pulso de la entrada, en la Figura 2.10 se observa el circuito de control de la electroválvula.



**Figura 2.10** Circuito de control de la válvula de vaciado

En la Figura 2.11 se ofrece un gráfico del comportamiento de la válvula de acuerdo al voltaje aplicado a sus terminales.

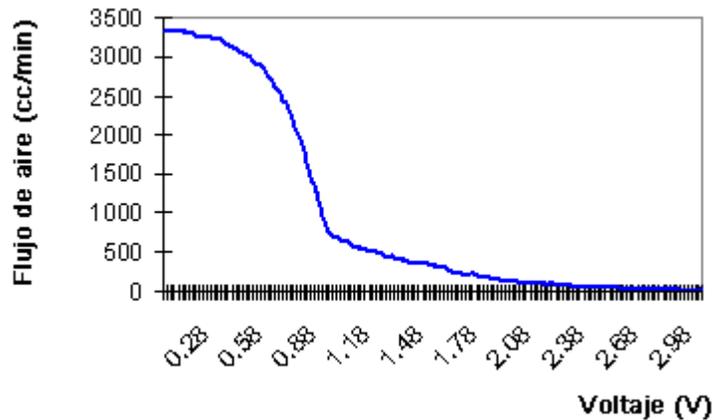


Figura 2.11 Comportamiento de la electroválvula en función del voltaje aplicado

### 2.3.2.5 Teclado

Como entradas digitales (*on-off*) del sistema de medición también serán consideradas 2 teclas que serán conectadas a uno de los puertos digitales del sistema microprocesador con las siguientes funciones:

Tecla 1: Configurar/Detener

Tecla 2: Iniciar/Establecer

A través de estas teclas se pueden establecer algunos parámetros configurables del equipo, tales como la presión máxima de inflado del brazalete y la calibración del dispositivo, además permite iniciar o abortar la medición. Cada tecla se conecta directamente a una entrada de un puerto digital del sistema microprocesador.

### 2.3.2.6 Display

Para la visualización se emplea un panel de representación de información alfanumérica de 2 líneas de 16 caracteres LCD modelo MDLS162D65, cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo X, el cual necesita para su interconexión con el sistema del microprocesador un total de 14 terminales de entrada. Cada carácter se muestra en una matriz de 5 por 7 puntos. Incorpora un controlador HD44780, que incluye una memoria ROM generadora de 192 caracteres más en RAM. Además dispone de una RAM de datos para 80 caracteres aunque en este caso solo se visualizan 32 (2 x 16). La conexión del panel con el microcontrolador puede realizarse de dos formas:

1. Modo de 8 bits. Se utilizan 11 hilos: DB [7..0], EN ,R/W y RS.
2. Modo 4 bits. Se utilizan 7 hilos: DB [7..4], EN, R/W y RS. En este caso no se realizan en dos pasos, en cada uno de los cuales interviene un *nibble* (*nibble* alto en primer lugar).

En ambos modos, si únicamente se piensa realizar escrituras en el panel, puede conectarse el hilo R/W a 0V (escritura), con lo cual se reduce en uno, el número de hilos a conectar. El HD44780 se inicializa automáticamente cuando se conecta la tensión de alimentación. Mientras dura el proceso de inicialización el *flag* de ocupado (BF = *Busy flag*), o bit DB7, permanece a nivel alto. Cuando concluye este proceso, se apaga el *display* y el cursor, quedando el controlador en modo de 8 bits, *display* de una línea, y conjunto de caracteres en matriz de 5 por 7.

Si al conectar la tensión de alimentación, no se producen las condiciones para una operación de inicialización correcta, o si se desea comunicarse con el *display* a través de un bus de datos de 4 bits, resulta necesario activar el *display* por medio de instrucciones.

La selección del registro con el que se pretende intercambiar datos la realiza la entrada RS, siendo la entrada R/W la que determina si la operación es de lectura o de escritura.

El valor del contador de direcciones (AC) se puede modificar mediante una escritura en el registro de instrucciones (IR). Además, al leer o escribir datos en memoria RAM de datos (DD RAM) o en memoria ROM generadora de 192 caracteres diferentes (CG RAM) el contenido de AC se incrementa o decrementa automáticamente, de acuerdo con el modo de entrada seleccionado (*Entry Mode Set*). En la Figura 2.12 se muestra una vista del panel de visualización mientras que en la Tabla 2.4 se muestra el esquema de interconexión de los terminales.

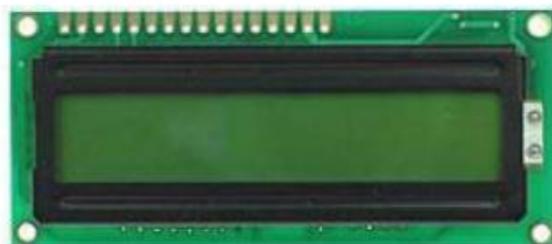


Figura 2.12 Vista del panel de visualización

**Tabla 2.4 Terminales del panel de visualización**

Número del pin	Símbolo	Función
1	Vss	Tierra
2	Vdd	+3 o +5V
3	V0	Ajuste de contraste
4	Rs	H/L Selección de registros
5	R/W	H/L Lectura/Escritura
6	E	H/L Habilitación
7	DB0	H/L Línea 0 del bus de datos
8	DB1	H/L Línea 1 del bus de datos
9	DB2	H/L Línea 2 del bus de datos
10	DB3	H/L Línea 3 del bus de datos
11	DB4	H/L Línea 4 del bus de datos
12	DB5	H/L Línea 5 del bus de datos
13	DB6	H/L Línea 6 del bus de datos
14	DB7	H/L Línea 7 del bus de datos

## 2.4 Diseño del circuito impreso

El diseño de un circuito impreso consta de tres fases:

- Dibujo del circuito electrónico
- Pasar la información a un programa de diseño de circuitos impresos
- Trazado del circuito.

El circuito electrónico fue dibujado con el programa *ISIS* y el circuito impreso con *ARES*, ambos pertenecientes al programa *Proteus 7.6 Professional de Labcenter Electronics*.

Los pasos generales que se recomiendan seguir en el diseño de un circuito impreso, son los que se detallan a continuación [40]:

1. Creación de la estructura de archivos y copia de seguridad
2. Dibujo del circuito electrónico
3. Definición mecánica del PCB
4. Método de fabricación de la placa
5. Lista de componentes
6. Compras
7. Conversión *ISIS* → *ARES*
8. Dibujo del PCB

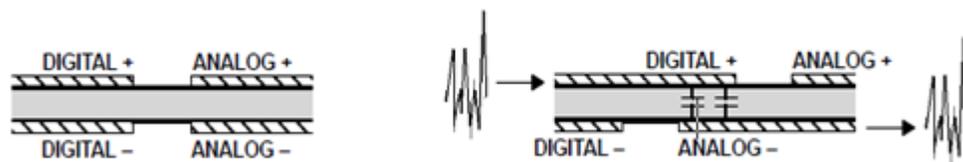
9. Pruebas de conectividad y de reglas de diseño
10. Recomendaciones de diseño
11. Documentación

Al diseñar cualquier placa de circuito impreso habría que tener en cuenta los siguientes aspectos:

- Usar la menor cantidad de capas de cobre posibles.
- Las pistas deben ser lo más cortas posibles (No hacer ángulos de 90<sup>o</sup>). No poner vías debajo de componentes si la placa se hace en el laboratorio.
- Distribuir uniformemente los componentes. (Todos los circuitos integrados (CI) deberían estar orientados en el mismo sentido).
- Las caras adyacentes deberían tener una cantidad de cobre parecida.
- Si se trabaja con varias capas de cobre, hay que añadir *teardrops* (objeto con forma de lágrima que rodea a los *pads*, vías y ángulos de pista. Los *teardrops* aumentan la cantidad de cobre alrededor de estos objetos para minimizar los posibles errores de taladrado y metalización, ya que podrían cortar conexiones. Estos efectos son muy notables a partir del empleo de 6 o más capas de cobre.).
- La disposición natural del diseño es que la cara de componentes sea la *TOP* y la de soldadura la *BOTTOM*.
- Las conexiones deben empezar y acabar en el final del terminal de un componente o camino. En un punto donde haya 3 o más caminos unidos se ha de poner una intersección.
- Todos los componentes han de tener una referencia única. Habría que identificar con un texto (en la cara *TOP* o *BOTTOM*, según convenga) el terminal significativo de los componentes polarizados:
  - CI y conectores > un punto o un 1 en el pin 1
  - Diodos > una k en el cátodo
  - Transistores > un b, c y e en los terminales correspondientes
  - Capacitores electrolíticos y tántalos > un + en terminal positivo
- A los circuitos integrados se les suele poner capacitores cerámicos de desacople de 100 nF, próximos a los terminales de alimentación. Es una práctica muy aconsejable poner

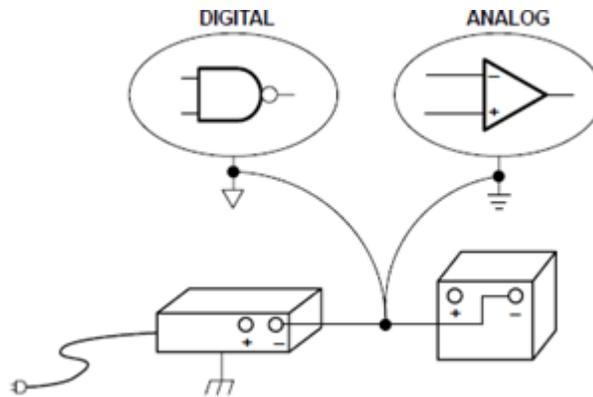
los capacitores cerca del dispositivo que vayan a filtrar y con referencias coherentes: Circuito integrado U3 / CD3P y CD3N, esto facilita mucho el posicionamiento y localización de los componentes.

- Cualquier señal/tensión que entre o salga del circuito impreso debe ir mediante un conector. El número de terminales de los conectores debe definirse exactamente, la forma del dibujo no es importante. Los conectores de entrada/salida generales es preferible que sean acodados (90°), ya que soportan más y sufren menos en las inserciones. Hay que poner un texto explicativo de la función del conector o su referencia. Este texto hay que ponerlo en la cara donde el conector sea visible. Salvo excepciones, todos los conectores deberían ir en la periferia de la placa.
- Las pistas de alimentación se deben trazar primero y con un grosor superior a las de señal (transporte de corriente e identificación visual rápida). Un ancho de 1 mm es una medida estándar. Las pistas deben ser lo más cortas posibles y, si el diseño es denso, es mejor que las pistas de cada cara estén trazadas perpendicularmente a las de la otra cara, con vías en cada vértice.
- Es recomendable poner puntos de prueba en las señales críticas. Se pondrán por la cara "de trabajo" y con un texto al lado con la función, referencia, señal,...etc.
- Se deben separar en el circuito la tierra digital de la analógica este es un método simple muy efectivo en la reducción de ruido, en la Figura 2.13 se observa un ejemplo correcto (izquierda) e incorrecto (derecha) de como colocar los planos de alimentación y tierra.



**Figura 2.13 Posicionamiento de los planos analógicos y digitales**

Tierras separadas no quiere decir que las tierras están eléctricamente separadas en el sistema sino que estas deben tener solamente un punto en común como se observa en la Figura 2.14.



**Figura 2.14 Tierras separadas**

- En un espacio vacío de la cara TOP de la placa, debe ponerse un texto con la referencia de la misma. Este texto debería constar como mínimo con los siguientes datos:  
Nombre y función de la placa / versión / Diseñador / Fecha
- Antes de generar la documentación y pasar al montaje de los componentes hay que realizar algunos test para asegurarse de que no hay errores.

Teniendo en cuenta los aspectos antes mencionados se realizó una primera versión del circuito impreso para el sistema de medición automatizado de presión arterial la cual se muestra en la Figura 2.15, donde se observan el diseño realizado y su visualización en tres dimensiones (3D).

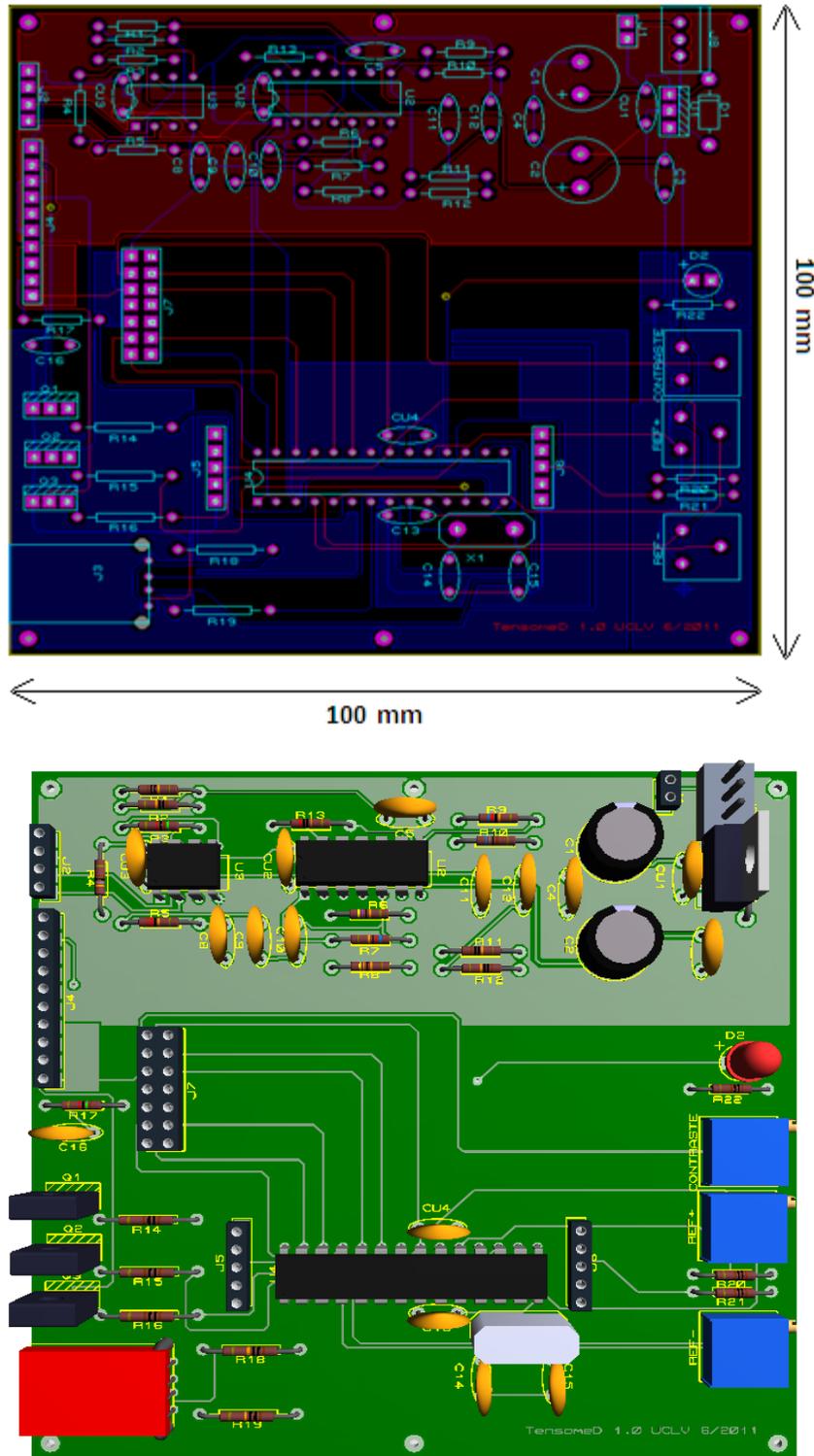


Figura 2.15 Diseño del circuito impreso

## **CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y EVALUACIÓN DEL SISTEMA PARA LA MEDICIÓN AMBULATORIA AUTOMATIZADA DE LA PRESIÓN ARTERIAL**

*En este capítulo se presentan los resultados del diseño a partir de la realización de simulaciones y pruebas reales al sistema de medición automatizada de presión empleando la herramienta de simulación Proteus 7.6 Professional y Multisim 10.1 así como instrumentos reales de medición como Multímetros, Osciloscopios, etc.*

### **3.1 Introducción**

Teniendo en cuenta las ventajas de conocer los valores de los instantes de interés de la presión sanguínea mediante el uso del método CITLO, se hace necesario poder contar con un sistema de adquisición que permita la obtención de dichos valores de forma robusta y confiable.

En el presente Capítulo se muestran los resultados de pruebas realizadas a los diseños creados para lograr la implementación del sistema de adquisición de señales de PSA, así como también se realiza el análisis de los resultados del diseño.

### **3.2 Evaluación del circuito de alimentación**

Existen tres razones por las cuales una fuente no regulada no es recomendada para muchas aplicaciones. La primera es la pobre regulación; dado que la salida de voltaje no es constante cuando la carga varía.

La segunda es que la salida de voltaje CD varía con la entrada CA. En algunos lugares el voltaje de línea (con valor nominal 115 V) puede variar en un rango de 100 a 130 V y todavía es necesario que la salida de voltaje CD se mantenga aproximadamente constante.

La tercera razón es que la salida de voltaje CD varía con la temperatura, particularmente debido al uso de dispositivos semiconductores. De ahí que sea necesario usar también una fuente regulada para la estabilización del voltaje de trabajo, de 5 V teniendo en cuenta las variaciones respecto a la entrada no regulada  $V_i$ , la corriente de carga  $I$  y la temperatura  $T$ .

Entonces, la variación  $\Delta V_o$  en la salida de voltaje de la fuente de alimentación regulada puede ser expresado por la Ec. 3.1:

$$\Delta V_o = S_v \Delta V_i + R_o \Delta I + S_t \Delta T \quad 3.1$$

Donde los tres coeficientes se definen según Ec. 3.2, 3.3 y 3.4

- Factor de regulación de entrada

$$S_v = \frac{\Delta V_o}{\Delta V_i} \text{ con } \Delta I \text{ y } \Delta T \text{ constante} \quad 3.2$$

- Resistencia de salida

$$R_o = \frac{\Delta V_o}{\Delta I} \text{ con } \Delta V_i \text{ y } \Delta T \text{ constante} \quad 3.3$$

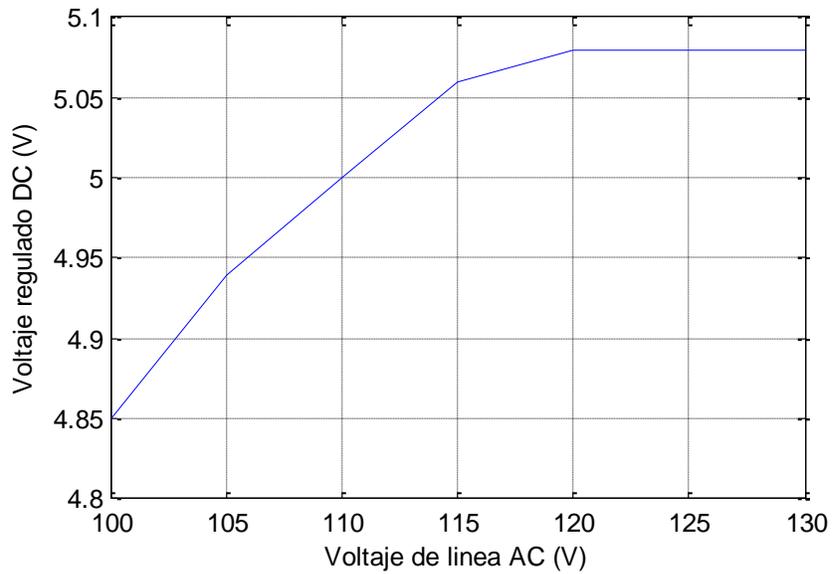
- Coeficiente de temperatura

$$S_t = \frac{\Delta V_o}{\Delta T} \text{ con } \Delta V_i \text{ y } \Delta I \text{ constante} \quad 3.4$$

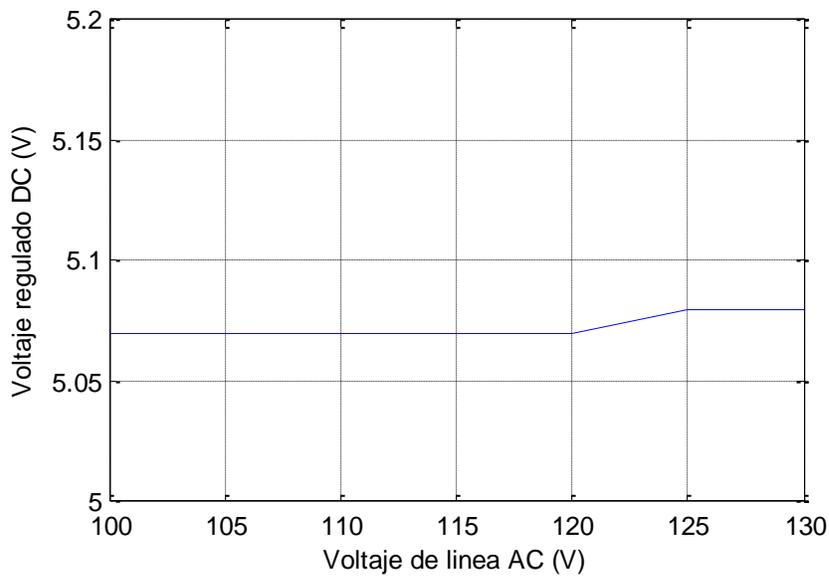
Mientras más pequeños sean los valores de los tres coeficientes mejor es la regulación de la fuente de alimentación respecto a cada uno de ellos.

En la Figura 3.1 a), se muestra la variación de voltaje de salida CD contra la variación del voltaje de entrada de la línea CA con temperatura y corriente de carga constantes. En este caso,  $18 \Omega$  es el valor de resistencia que representa el consumo máximo de corriente 275 mA el cual se produce en el momento en que opera la bomba de inflado. Para estas condiciones el factor de regulación de entrada  $S_v$  calculado mediante la Ec. 3.2 es de 0.00766.

En la Figura 3.1 b), se muestra una gráfica similar a la anterior, pero para el consumo medio cuando no funciona la bomba de inflado siendo en este caso de 40 mA que se representa por una carga de 125  $\Omega$ , siendo el factor de regulación de entrada  $S_V$  de 0.00033.



a) *Il máxima*



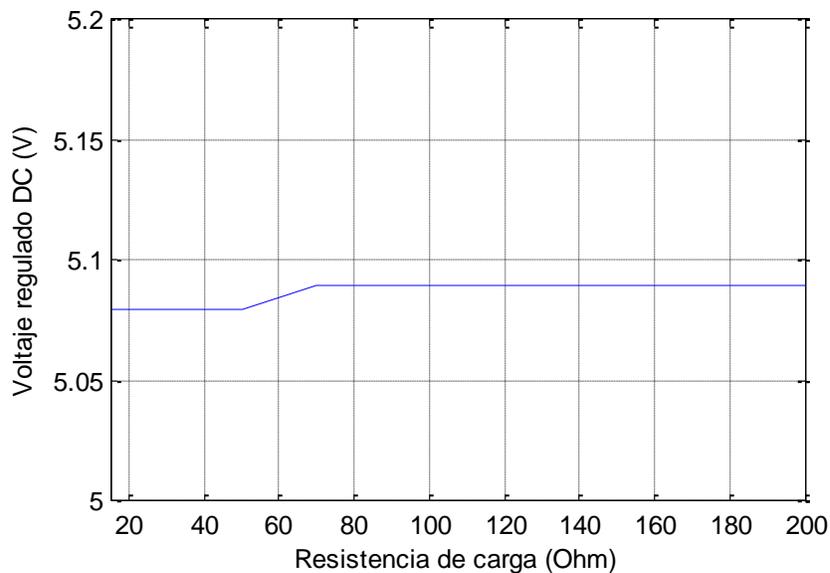
b) *Il media*

**Figura 3.1 Variación de voltaje de salida CD contra la variación del voltaje de entrada de la línea CA**

En el caso donde se le demanda mayor corriente a la fuente de alimentación, se observa que esta no responde correctamente cuando el valor nominal de la línea está por debajo de los

110 V, lo que se debe a que la fuente no regulada no garantiza los 8 V mínimos que necesita la fuente regulada para asegurar los 5 V a su salida. Debido a esto en lugares donde existan problemas de bajo voltaje, se recomienda usar una fuente no regulada de 12 V para evitar dicho problema.

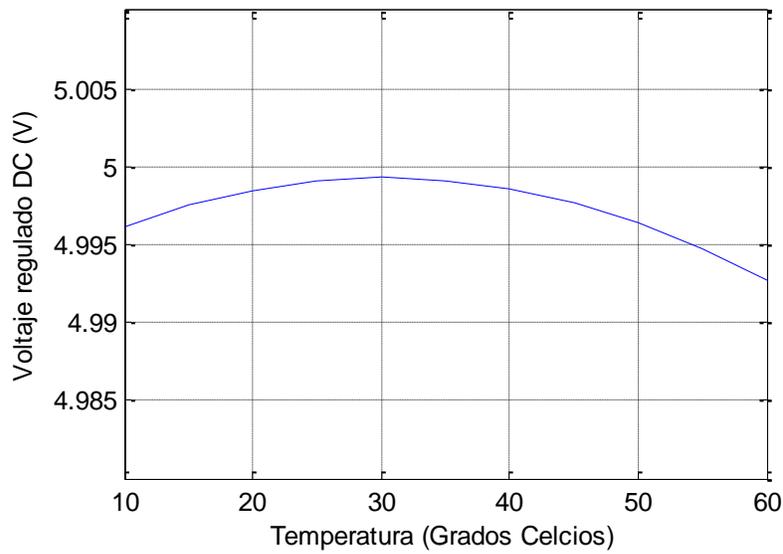
En la Figura 3.2 se muestra la gráfica de la variación de voltaje de salida CD contra la variación de corriente de carga con temperatura y voltaje de entrada de la línea CA (115 V) constantes. Para estas condiciones la resistencia de salida  $R_o$  calculada mediante la Ec. 3.3 es de 0.03243.



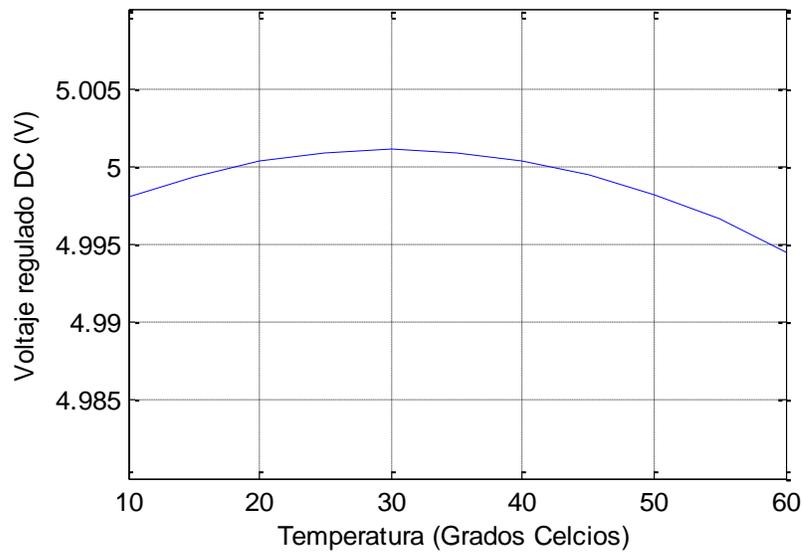
**Figura 3.2 Variación de voltaje de salida CD contra la variación de corriente de carga**

En la Figura 3.3 a) se muestra la variación de voltaje de salida CD contra la variación de la temperatura para voltaje de entrada de la línea CA y corriente de carga constantes, con la bomba de inflado funcionando o sea consumo máximo. Para estas condiciones el coeficiente de temperatura  $St$  calculado mediante la Ec. 3.4 es de 0.00013.

En la Figura 3.3 b) se muestra una gráfica similar a la anterior pero para el consumo medio, cuando la bomba de inflado está apagada. Para estas condiciones, el coeficiente de temperatura calculado mediante la Ec. 3-4 es de 0.00013.



a) *Il máxima*



b) *Il media*

**Figura 3.3 Variación de voltaje de salida CD contra la variación de la temperatura**

Una vez calculados los distintos coeficientes, se puede determinar la variación  $\Delta V_o$  para el peor de los casos, la cual ocurre para el mayor consumo de potencia del sistema, y se halla mediante la Ec. 3.1 obteniéndose un valor de 0.24629 lo que demuestra la buena estabilidad de la fuente de alimentación utilizada en el sistema de medición automatizado de presión arterial.

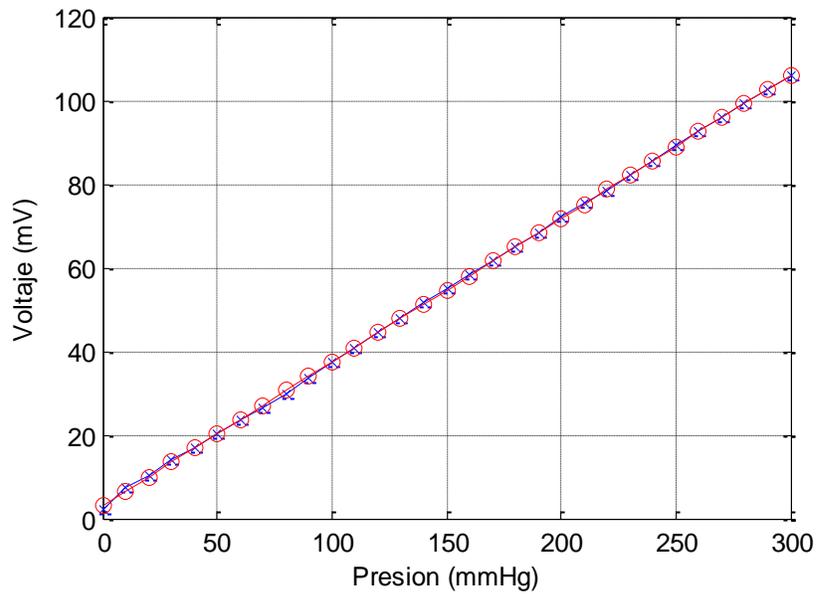
### 3.3 Resultados y evaluación del sensor

Como transductor se utilizó un sensor de presión de silicio piezo-resistivo de la firma *ICSensor* modelo 20N005G (ya referido en Figura 2.5). Este transductor de presión posee gran linealidad en el conjunto de valores de presión que se registran usualmente en un ser humano, pues está construido para ese fin. En la Tabla 3.1 se muestra la relación presión-voltaje medida en el sensor.

**Tabla 3.1 Relación presión-voltaje medida en el sensor**

Presión (mmHg)	Voltaje (mV)	Presión (mmHg)	Voltaje (mV)
0	2.3	160	58.1
10	7.2	170	61.5
20	10.2	180	65.0
30	14.2	190	68.4
40	17.0	200	72.0
50	20.1	210	75.4
60	23.5	220	78.1
70	26.6	230	82.0
80	30.0	240	85.6
90	33.5	250	89.3
100	37.3	260	92.4
120	40.9	270	96.0
130	44.5	280	99.5
140	47.8	290	102.5
150	51.5	300	105.8

Para un mejor análisis de la linealidad, en la Figura 3.4 se muestra el gráfico de los resultados dados en la Tabla 3.1 observándose la alta linealidad del sensor y que existe un ligero voltaje (*off-set*) en el orden de 4 mV, aunque el mismo puede ser corregido por software. En la figura se han representado los valores reales con una línea de color azul marcados con “x”, mientras que la línea de color rojo representa la ecuación de linealización de los valores reales, marcada con “o”.



**Figura 3.4 Gráfico de voltaje vs presión del sensor 20N005G**

Para apreciar mejor el error de linealidad del sensor puede obtenerse el gráfico de error entre los valores reales y la ecuación de linealización lo que se muestra en la Figura 3.5. Si se calcula el error medio se obtiene un valor de  $1.3652 \times 10^{-14}$  mV con una desviación estándar de 0.3515 mV, representativo de la alta linealidad del sensor como se había predicho en la figura anterior.

Se observa claramente que el máximo error se produce en el rango comprendido aproximadamente entre 0 y 30 mmHg, el cual no es representativo para la medición de presión arterial ya que los valores significativos de la misma se encuentran entre 50 y 200 mmHg.

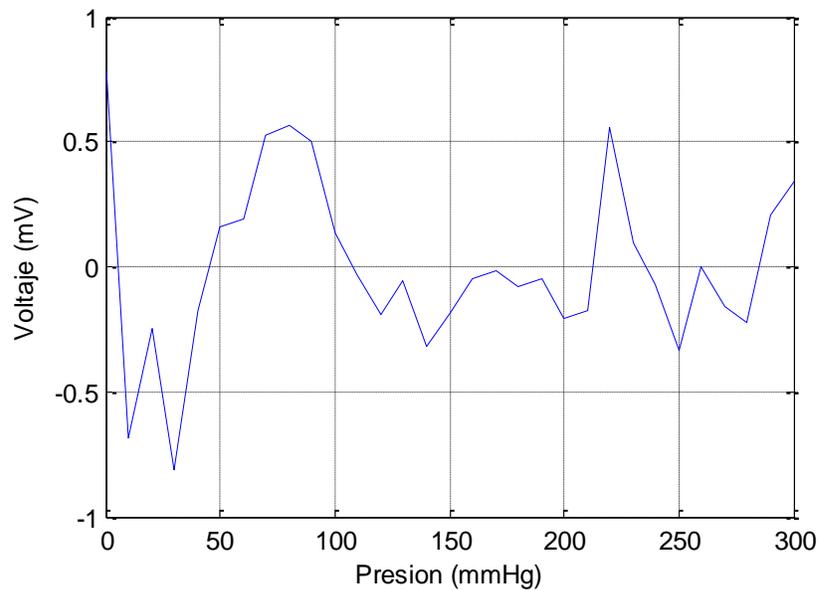


Figura 3.5 Gráfico de error de linealidad del sensor

#### 3.4 Resultados y evaluación del canal de presión del brazalete

Para la realización de la evaluación de los resultados del diseño del canal del brazalete se empleó el programa *Multisim 10.1 de National Instrument*. Para la simulación del circuito fue empleada una señal real digitalizada, la cual fue grabada en el formato compatible con las simulaciones del programa *Multisim*. La fuente de señal empleada es un fichero en modo texto. El formato que se requiere para que sea interpretado correctamente la señal en modo texto es un listado de valores de tiempo y amplitud de la señal separado por líneas.

En la Figura 3.6 se ofrecen los resultados de tensión de salida vs tiempo de la señal del brazalete y en la Figura 3.7 a) y b), la respuesta de frecuencia del filtro RC pasivo de primer orden que se encuentra a la salida del canal de acondicionamiento primario (Figura 2.6) para la señal del brazalete, donde puede observarse que la frecuencia de corte del filtro está en el orden de 0.7 Hz, que fue el valor establecido en los requisitos de diseño. Se debe tener en cuenta también el tiempo de establecimiento del filtro que es de 800 ms.

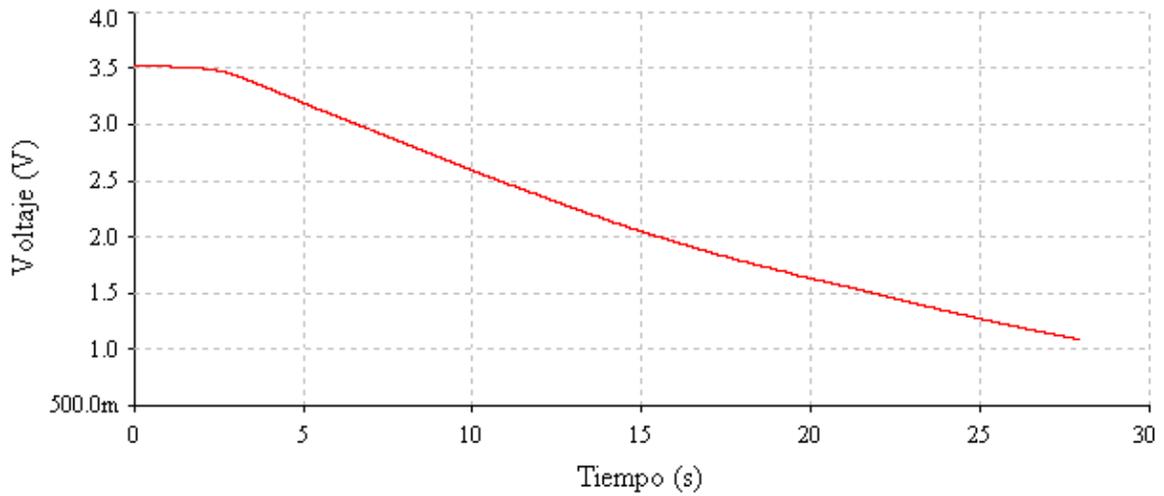
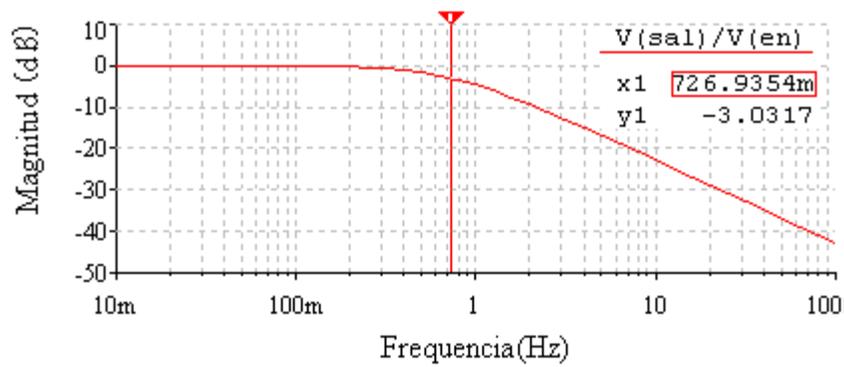
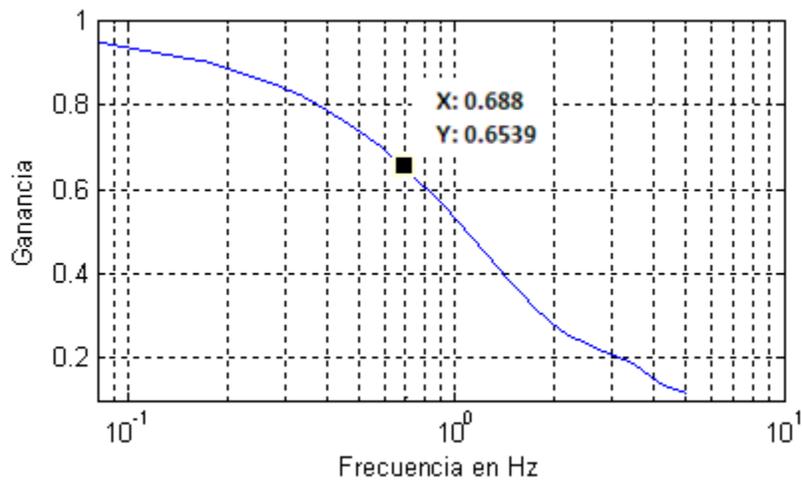


Figura 3.6 Voltaje de salida de la señal del brazalete en función del tiempo



a) Simulada



b) Real

Figura 3.7 Respuesta de frecuencia del filtro RC pasivo

En la Figura 3.8 a) y b) se puede observar la señal del brazalete (amarillo) obtenida de forma real empleando para la adquisición de la misma el canal de acondicionamiento de prueba montado en *breadboard* y el osciloscopio digital *Tektronix* modelo DPO 3014, las señales fueron adquiridas una frecuencia de muestro de 100 (M/s) muestras por segundo y escala de 500 mV por cuadro.

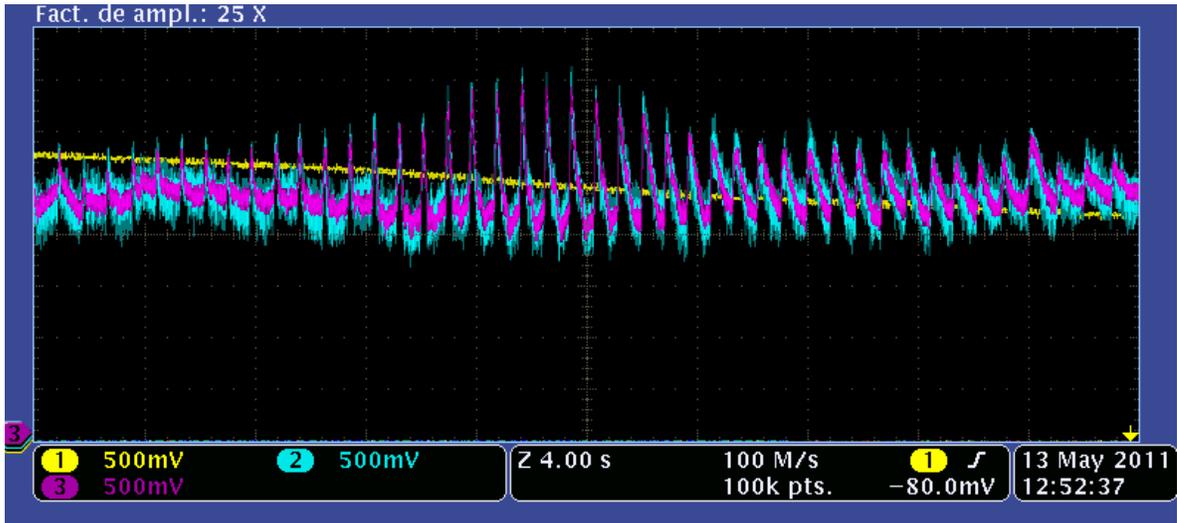


Figura 3. 8 a) Señales de presión del brazalete y oscilométrica (sin filtrar y filtrada) en función del tiempo

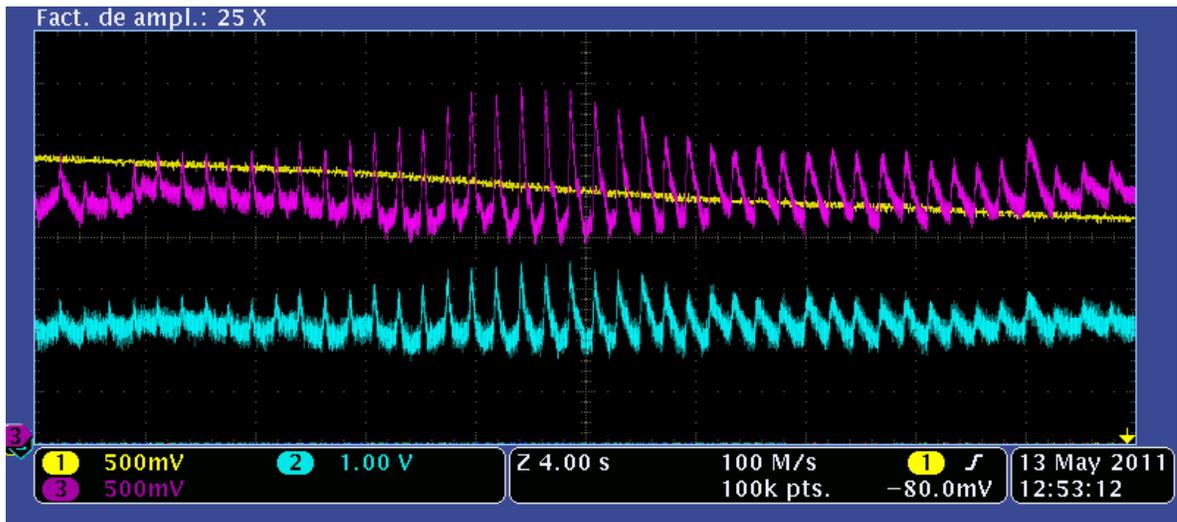


Figura 3.8 b) Señales de presión del brazalete y oscilométrica (sin filtrar y filtrada) en función del tiempo separadas para una mejor visualización e interpretación

### 3.5 Resultados y evaluación del canal oscilométrico

El canal oscilométrico fue diseñado en el Capítulo 2 y presentado en la Figura 2.6. Para la comprobación de su correcto funcionamiento, de acuerdo a los requerimientos de diseño, fue simulado en análisis transiente y análisis a corriente alterna CA. Para este filtro el tiempo de establecimiento medido con una entrada paso es de 10 ms, por lo que debe tenerse en cuenta que para lograr simultaneidad entre las señales oscilométrica y del brazalete se debe esperar un tiempo de 700 ms, que es la diferencia entre los tiempos de establecimiento de ambos filtros.

En la Figura 3.9 se ofrecen los resultados de la simulación en el tiempo del voltaje de salida para una señal oscilométrica real digitalizada.

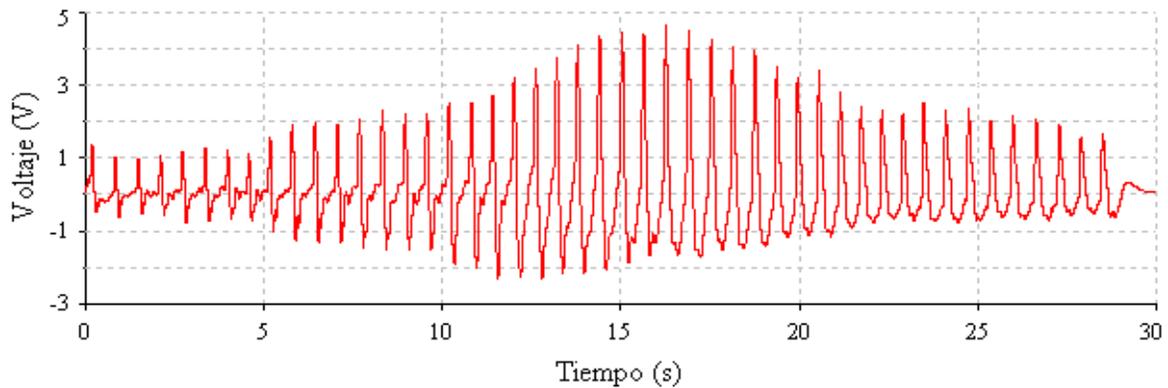
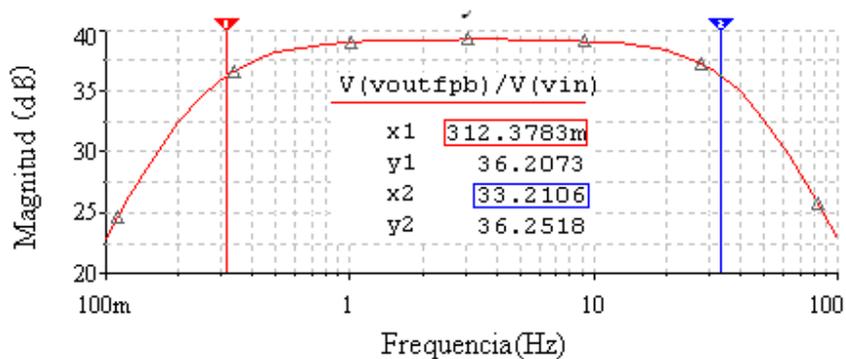
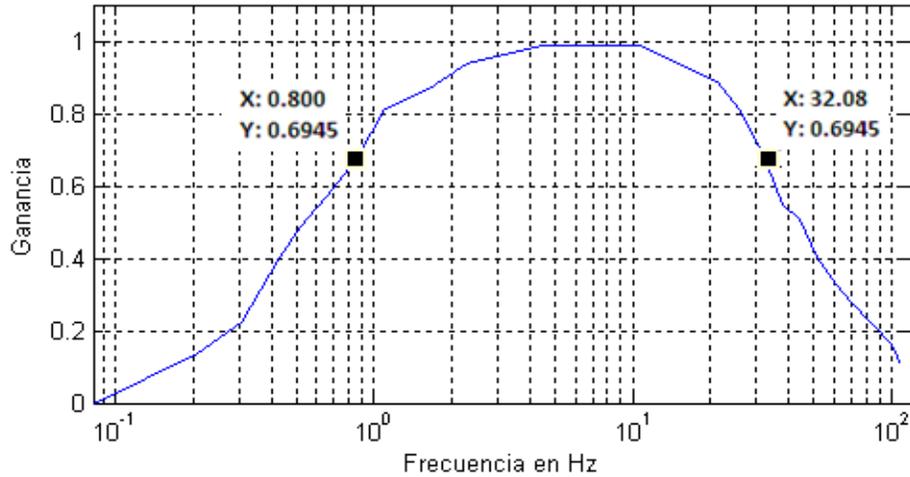


Figura 3.9 Voltaje de salida de la señal oscilométrica en función del tiempo

En la Figura 3.10 a) y b) se hace un análisis de la respuesta de frecuencia del canal de medición oscilométrico, donde se aprecia una respuesta del canal como pasa banda con alta correspondencia entre la simulación y los resultados reales con frecuencias de corte entre 0.3 Hz y 33.4 Hz cumpliendo con los valores establecidos en los requisitos de diseño.



a) Simulada



b) Real

**Figura 3.10** Respuesta de frecuencia del canal oscilométrico

También en la Figura 3.8 a) y b) se muestran las señales oscilométricas filtrada (violeta) y sin filtrar (verde-azul) obtenidas de la misma forma que la señal del brazalete, en el caso de la señal sin filtrar de la Figura 3.8 b) esta es mostrada en escala de 1 V y con un corrimiento en el eje Y para una mejor visualización de las diferentes señales.

### 3.6 Resultados y evaluación del circuito de activación/desactivación de la bomba de inflado

El circuito de activación de la válvula de inflado (Figura 2.9) se activa cuando aparece un nivel alto en el terminal del puerto de salida Out 2 pasando a saturación a Q1, el cual pone a funcionar la bomba de inflado. En la Figura 3.11 se muestran los gráficos del voltaje de salida del puerto Out 2 (azul) y Q1 (amarillo), donde los valores corresponden perfectamente con los resultados esperados. La señal de prueba para la activación/desactivación de la bomba de inflado se estableció en los peores niveles de “0” lógico (0,7) y “1” lógico (3,6), apreciándose que a pesar de ello el circuito funciona adecuadamente.

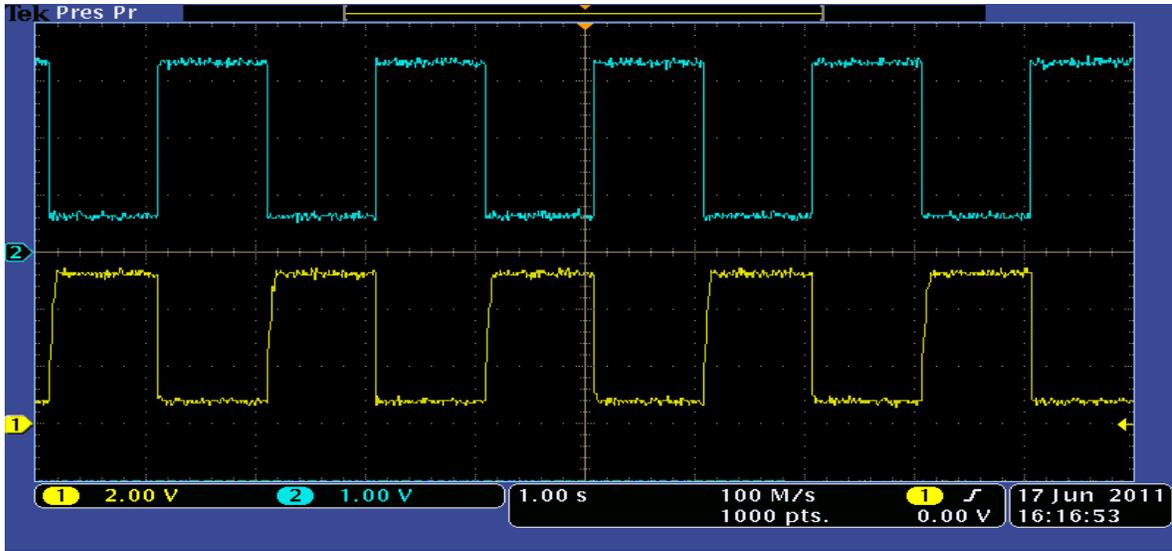
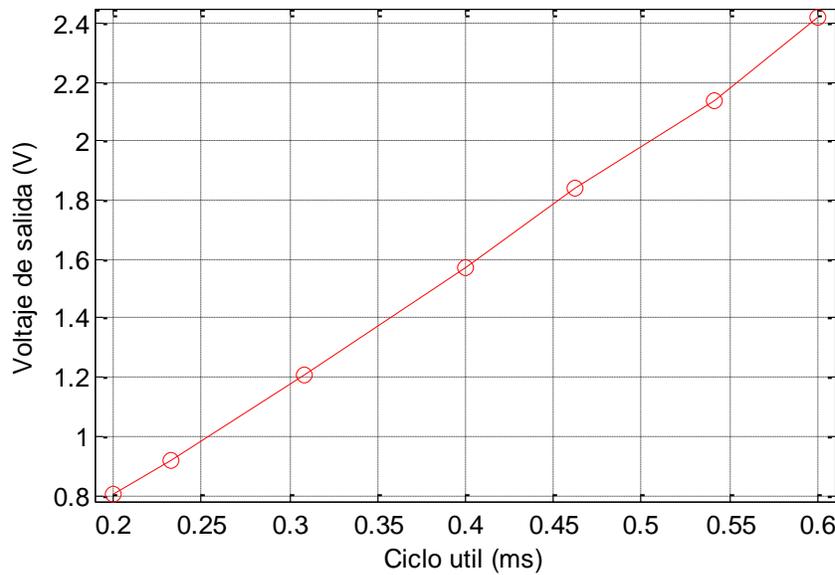


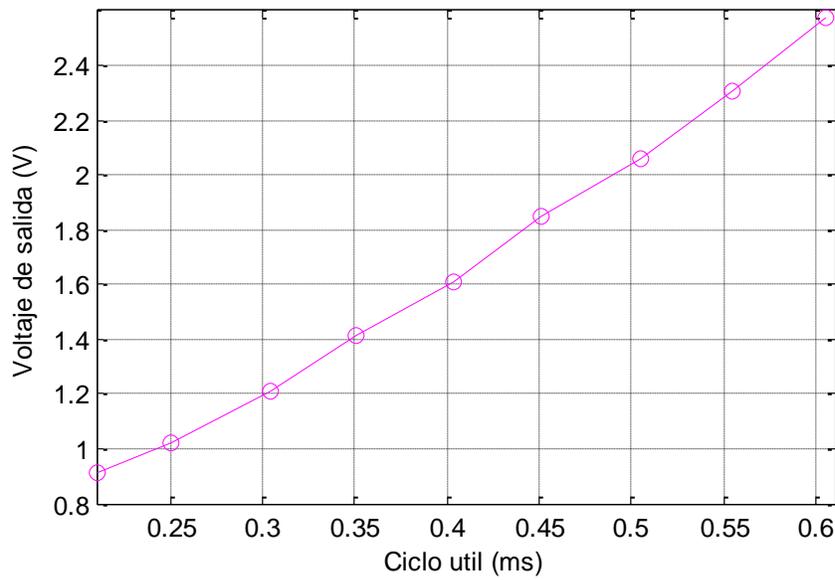
Figura 3.11 Valores de voltaje del circuito de activación de la válvula de inflado en función del tiempo

### 3.7 Resultados y evaluación del circuito de control de la válvula de vaciado

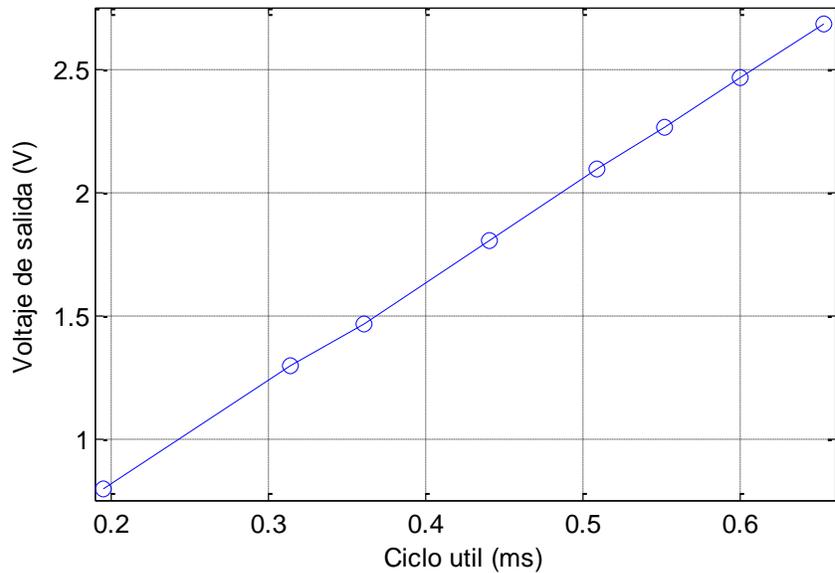
Para el control de la válvula de vaciado se realizó un análisis para determinar cuál es la frecuencia adecuada que debe tener la salida PWM del microcontrolador para garantizar un vaciado lineal del brazalete a una razón de 3mmHg por segundo (Figura 2.10). En la Figura 3.12 a), b) y c) se observan los resultados de la salida del filtro RC paso bajo para las diferentes frecuencias analizadas.



a)  $F = 2 \text{ kHz}$ ,  $T = 0.5 \text{ ms}$  y  $Rizado = 76 \text{ mv}$



**b)  $F = 5 \text{ kHz}$ ,  $T = 200 \text{ ms}$  y Rizado = 20 mv**



**c)  $F = 10 \text{ kHz}$ ,  $T = 100 \text{ ms}$  y Rizado = 11 mv**

**Figura 3.12 Voltaje de salida del filtro contra ciclo útil para las diferentes frecuencias analizadas**

En la Figura 3.12.c) existe una mejor linealidad y un menor rizado a la salida del filtro RC paso bajo, por lo cual de acuerdo con los resultados obtenidos se consideró que la frecuencia de trabajo de la salida del PWM para el control de la válvula de vaciado sea de 10 kHz.

### 3.8 Análisis de costo del hardware del sistema

Partiendo del listado final de componentes, se realizó una búsqueda de precios de las mismas para tener una idea aproximada del costo del sistema el cual se ofrece detalladamente en el Anexo X.

En este caso no se incluye el costo relacionado con el chasis del equipo, ni el de montaje y soldadura porque sería más dependiente de la empresa que realizaría el encargo. A partir de tales premisas, se obtienen los resultados resumidos en la Tabla 3.2.

**Tabla 3.2 Costo aproximado del hardware del sistema**

Ítem	Precio aprox. (USD)
Costo de las componentes	82,17
Costo aprox. del impreso	10,00
Costo del hardware	92,87

Del análisis de la tabla se concluye que el costo aproximado del hardware del sistema está en el orden de 95 USD lo cual es un valor adecuado para este tipo de equipo si se tiene en cuenta que el valor comercial a escala internacional de este tipo de equipo es de más de 200 USD lo que da un margen para el resto de los costos no contemplados en el análisis. Como ejemplo de costo puede tomarse el Hipermax producido por el ICID el cual es vendido en los países pertenecientes al ALBA a un precio comercial de 500 USD.

### 3.9 Conclusiones parciales sobre los resultados

A partir de los resultados obtenidos en cada una de las simulaciones y pruebas realizadas a los circuitos diseñados se observa una alta correspondencia en los valores de los parámetros obtenidos respecto a los requerimientos establecidos en el planteamiento de los requisitos de diseño por lo que se puede asegurar que los criterios de diseño empleados son válidos y que los circuitos mostrados satisfacen los requerimientos para los cuales fueron diseñados. El costo aproximado del hardware del sistema se considera adecuado para este tipo de equipo.

## CONCLUSIONES

Al culminar el trabajo de diploma pueden arribarse a las siguientes conclusiones:

1. A partir del análisis crítico de la bibliografía y pruebas realizadas se determinaron los requerimientos de los canales de medición, estableciéndose un ancho de banda entre 0,5 y 30Hz con una ganancia de 1350 para el canal oscilométrico y de CD a 0,7Hz con una ganancia de 15, para la señal de presión del brazalet. Estos requerimientos garantizan un adecuado acondicionamiento de las señales para una alimentación asimétrica de 0-5V compatible con el convertidor análogo digital.
2. A partir del análisis de necesidades del equipo se determinaron los requerimientos de puertos de entrada/salida, así como variables analógicas y digitales, convertidores análogos digitales y capacidad de memoria que permitieron seleccionar el microcontrolador PIC 18F2550 de la firma Microchip el que cumple de forma satisfactoria los requerimientos para el sistema de medición.
3. En el trabajo se ha logrado el diseño de un hardware capaz de adquirir la señal de oscilometría y la del brazalet para la medición de la PSA, y partiendo de aquí implementar el indicador de razón de amplitud del método CITLO.
4. El sistema fue validado mediante simulación y mediante pruebas prácticas realizadas. La simulación fue realizada empleando el programa *Multisim 10.1* de *National Instrument*, mientras que las pruebas reales se realizaron en el laboratorio usando instrumentos de medición como Multímetros, Osciloscopios, etc de clase 0.1 o menor, obteniéndose resultados satisfactorios en todas ellas.

- 
5. Se realizó el diseño del circuito impreso teniendo en cuenta las recomendaciones para este tipo de trabajo obteniéndose un módulo de buen grado de compactación de acuerdo a las componentes reales que se dispone. El costo del sistema es adecuado para este tipo de circuito.

## **RECOMENDACIONES**

La recomendación fundamental de este trabajo es que una vez que se ha realizado el diseño del hardware y el software se realice la validación del sistema para la medición de presión sanguínea arterial con el empleo del método CITLO usando mediciones reales, anotadas con los valores de presión sistólica y diastólica de acuerdo a las normas internacionales que existen para este fin.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1] Dueñas A, Alfonso J, Vázquez A, Navarro D, Pozo H, et al Pérez D, "Hipertensión arterial," in *Guía cubana para la prevención, diagnóstico y tratamiento de la hipertensión arterial*. Ciudad de la Habana, Cuba: MINSAP, 2008.
- [2] Pérez L, "Análisis vertical de la hipertensión arterial en Cuba," in *III Simposio Internacional de hipertensión arterial*, Centro de Convenciones Bolívar.Santa Clara, Cuba, Editorial Feijó,2006.
- [3] Bakris G, Black H, Cushman W, Green L, Izzo J, et al Chobanian A, "The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure," in *Hypertension.*, 2003, ch. 42, pp. 1206-52.
- [4] Kircheva A, Krivoshiev S Paskalev D, "A centenary of auscultatory blood pressure measurement: A tribute to Nikolai Korotkoff," in *Kidney Blood Press Res.*, 2005, ch. 28, pp. 259-63.
- [5] Smulyan H Safar M, "The blood pressure measurement," *American Heart Journal*, vol. III, no. 152, pp. 417-9, September 2006.
- [6] Conrady A Shlyakhto E, "Korotkoff sounds: what do we know about its discovery?," *Journal of Hypertension*, vol. I, no. 23, pp. 3-4, 2005.
- [7] Zanchetti A Mancia G, "One hundred years of auscultatory blood pressure:

- Commemorating N. S. Korotkoff," *Journal of Hypertension*, vol. I, no. 23, pp. 1-2, 2005.
- [8] Voelz M, Combs C, Reiner D, Babbs CF, Geddes LA, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure," *Ann Biomed Eng*, no. 10, pp. 271-80, 1982.
- [9] Gelfer M, "Addressing the Need for Accurate Blood Pressure Measurements: A Review of the Evidence," *Business Briefing: Global Healthcare*, pp. 1-7, 2003.
- [10] Appel L, Sheps S, Roccella E, Lenfant C Jones D, "Measuring Blood Pressure Accurately: New and Persistent Challenges," *JAMA*, vol. VIII, no. 289, pp. 1027-30, February 2003.
- [11] Fainia A, Castiglioni P Parati G, "Accuracy of blood pressure measurement: sphygmomanometer calibration and beyond," *Journal of Hypertension*, vol. X, no. 24, pp. 1915-8, 2006.
- [12] Forstner K, Anlauf M Tholl U, "Measuring blood pressure: pitfalls and recommendations," *Nephrol Dial Transplant*, vol. IV, no. 19, pp. 766-70, 2004.
- [13] Holzgreve H, Schultz M, Crispin A, Bogner J, Liebl M, "The effect of clothes on sphygmomanometric and oscillometric blood pressure measurement," *Blood Pressure*, no. 13, pp. 279-82, 2004.
- [14] Paratia G., "Mediciones de la presión arterial fuera del consultorio," *Boletín del Consejo Argentino de HTA*, vol. III, no. 9, pp. 321-8, 2008.
- [15] García M, Santos J, "Presentación y validación del Capnógrafo para el monitor Doctus IV del Instituto Central de Investigación Digital," *Revista Cubana de Medicina Intensiva y Emergencias*, vol. III, no. 2, pp. 11-8, 2003.
- [16] Hansson L, Hedner T, Himmelmann A, "Blood pressure measurement: A century of

- achievements and improvements in the year 2002," *Blood Pressure*, no. 11, pp. 325-7, 2002.
- [17] Bluth J, inventors Bluth C and Inc., assignee, Computerized Screening, "Blood pressure measurement system," USA patent US 6,511,435 B1, January 28, 2003.
- [18] Bird R, Caiazza A, Casadei B, Conway J Keavney B, "Measurement of blood pressure using the auscultatory and oscillometric methods in the same cuff deflation: validation and field trial of the A&D TM2421 monitor," *Journal of Human Hypertension*, no. 14, pp. 573-9, 2000.
- [19] Rodríguez S, "Sistema para la medición y estudio de las señales de presión sanguínea arterial en niños," Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Santa Clara. Cuba, Tesis de Máster en Electrónica 2002.
- [20] Wu J, Jan T, Chen C, inventors Wu S and assignee, Taidoc Corp Ltd, "Method and apparatus for non-invasive blood pressure measurement," USA patent US 6,475,154 B1, 2002.
- [21] Mylly R, Karja-Koskenkari P, Koskenkari J, Lilja M, Kesaniemi A, Sorvoja H, "Accuracy comparison of oscillometric and electronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as a reference," *Molecular and Quantum Acoustics*, no. 26, pp. 235-60, 2005.
- [22] Zorn B, Strange D, inventors Chen Y and assignee VSM Medtech Ltd., "Method and apparatus for measuring blood pressure by the oscillometric technique," USA patent US 6,719,703 B2, April 13, 2004.
- [23] Scherer B, Csordas P, "Development and applications of a home health monitoring device," in *International Carpathian Control Conference*, Roznov. Czech Republic, 2006, pp. 29-31.
- [24] Gonzales H, "Medición de Presión Sanguínea Arterial Latido a Latido por Tono-

oscilometría Braquial," Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría", Ciudad de la Habana. Cuba, Tesis Presentada en Opción al Título de Máster 1999.

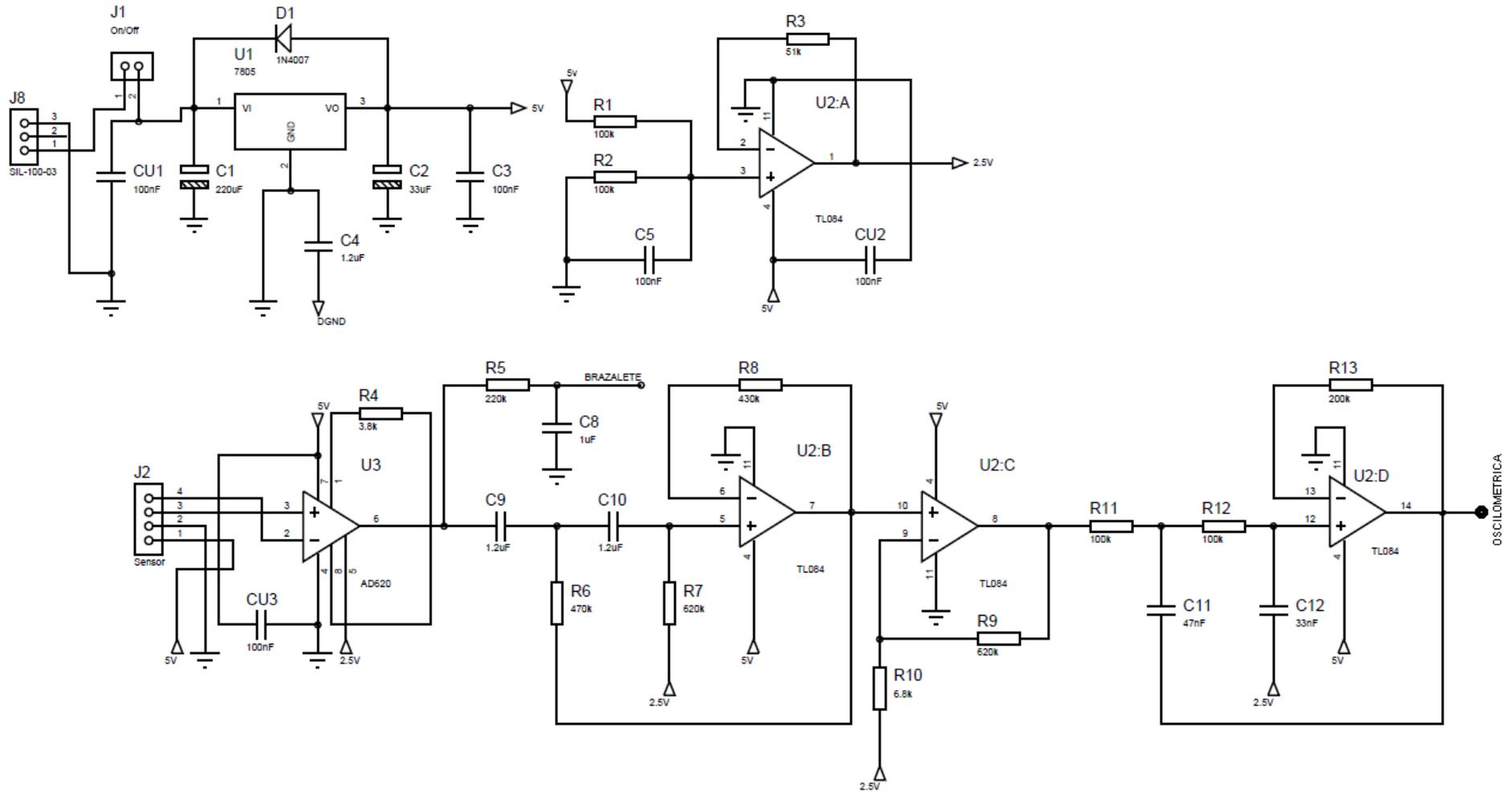
- [25] Ramos J, Batista O, Del Rey R Ruso R, "Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial," in *II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Ciudad de la Habana. Cuba, 2001.
- [26] Cerulli M, Moraes J, "A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles," *Computers in cardiology*, no. 27, pp. 211-4, 2000.
- [27] Drzewiecki G, "Non invasive arterial blood pressure ann mechanics," in *The biomedical engineering handbook*, Bronzino J, Ed. New York, USA: Taylor & Francis, 2006, pp. 55-61.
- [28] Vacher E, Murray I, Mieke S, Kim S, Smith F, Amooore J, "Effect of the shapes of the oscillometric pulse amplitude envelopes and their characteristic ratios on the differences between auscultatory and oscillometric blood pressure measurement," *Blood Pressure Monitoring*, vol. V, no. 12, pp. 297-305, 2007.
- [29] Hersh L, Medero R, inventors Kolluri S and Inc., assignee, GE Medical Systems Information Technologies, "Oscillometric determination of blood pressure," USA patent US 6,893,403 B2, May 17, 2005.
- [30] Liu S, Wang J, Wen Z, Lin C, "Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. IV, no. 50, pp. 432- 41, April 2003.
- [31] Kang J, Shin IH, Jung MY, Suh GJ, Kim HC, Koo Y, "Preliminary study of motion artifact rejection for NIBP measurement in an ambulance," in *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2007.
- [32] Petre JH, Doyle J, Horibe M, Gopakumaran B, Takla G, "The Problem of Artifacts in

Patient Monitor Data During Surgery: A Clinical and Methodological Review," *Anesth Analg*, no. 103, pp. 1196-5, November 2006.

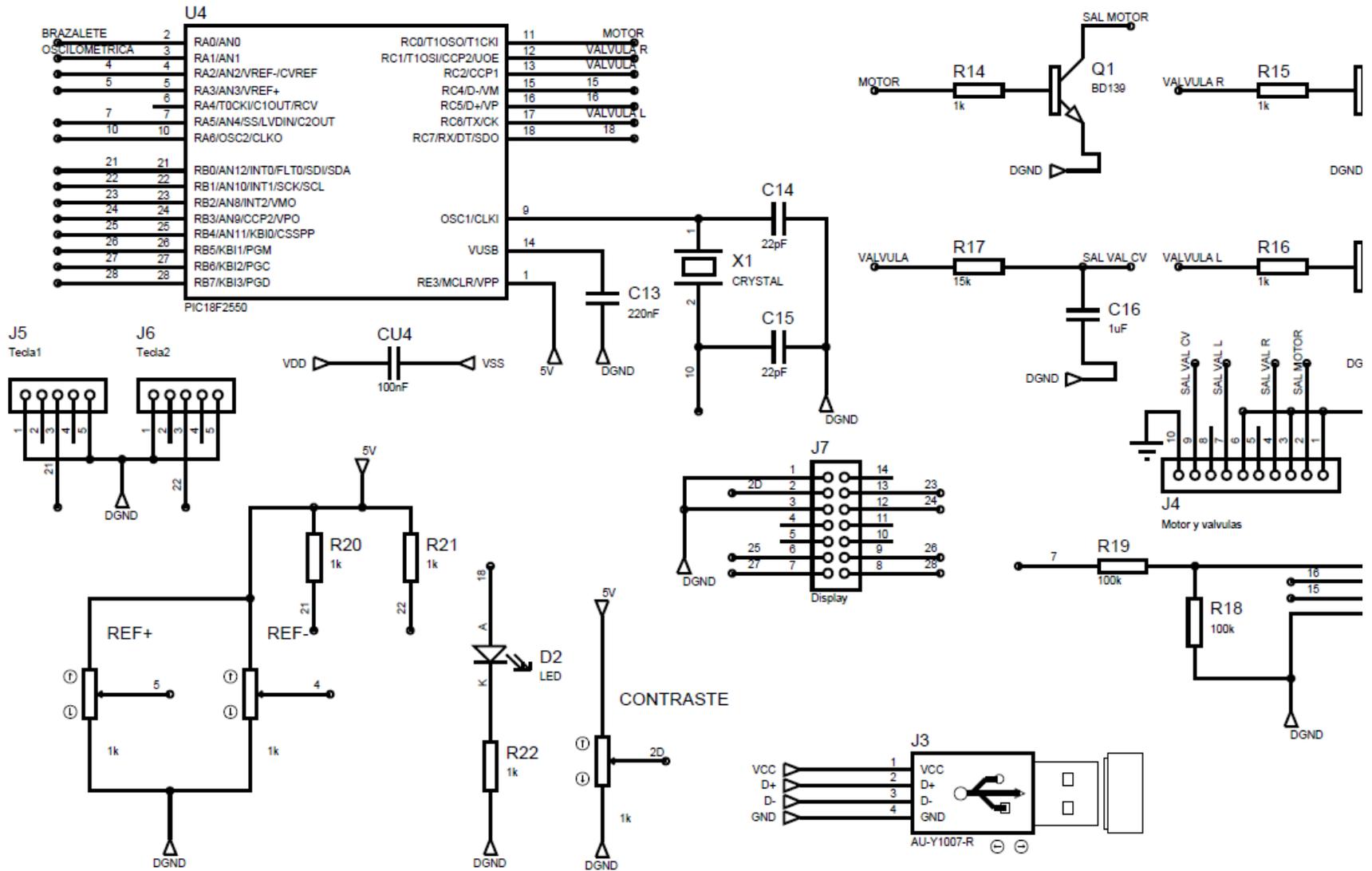
- [33] Llanes R, Iser K, Taboada A, Ferrer C, inventors Rodríguez S and assignee. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, "Equipo y procedimiento para la determinación de la presión sanguínea arterial," Patente Cubana No 23196, 2007.
- [34] Rodríguez S, "Método robusto de medición de la Presión Sanguínea Arterial en niños," Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, Santa Clara. Cuba, Tesis presentada en opción al grado científico de Doctor en Ciencias Técnicas 2008.
- [35] Sistemas embebidos y microcontroladores. (2010, Enero [cited 2010 september, 25th]) Wikipedia. [Online]. <http://www.wikipedia.org>
- [36] Rodríguez S, "Sistemas de adquisición de variables fisiológicas," Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, Santa Clara. Cuba, Folleto Mayo 2006.
- [37] Cypress Semiconductor. (2005) PSoC Mixed-Signal Array. Final Data Sheet CY8C27x43.
- [38] Pallás Areny R, Valdéz Pérez F, "Los Microcontroladores PIC," in *Microcontroladores: Fundamentos y Aplicaciones con PIC*. Barcelona , España: Marcombo, 2007, ch. 2, pp. 29-51.
- [39] Campillo Y, "Hardware para la medición de presión arterial usando la señal oscilométrica," Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Santa Clara. Cuba, Tesis de grado 2009.
- [40] Méndez A, "Diseños de circuitos impresos," Universidad Politécnica de Cataluña. Departamento de Ingeniería Electrónica, Folleto 2010.

## **ANEXOS**

### **Anexo I Diseño general del circuito del sistema de medición de presión arterial**



Circuito parte analógica			
Confeccionado	Leandro A. Campillo Sosa	Fecha	junio 2011



Circuito parte digital			
Confeccionado	Leandro A. Campillo Sosa	Fecha	junio 2011

## Anexo II Hoja de datos del sensor 20N005G

### 1 to 300 psig Pressure Sensors in a Button Package



The SX7 Series sensors offer a high pressure sensor in a very small "button" style package. This series is intended for use with non-corrosive, non-ionic working fluids such as air, dry gases and the like.

These special devices use an RTV 730 for die attach to allow measurement of gauge pressures of 1 psi (SX7001D) to 300 psi (SX7300D) with pressure applied to the backside of the sensor chip (Port P2) only. The output voltage is proportional to pressure.

The output of the bridge is ratiometric to the supply voltage and operation from any dc supply voltage up to +12V is acceptable.

Contact our local SenSyn ICT representative, the factory, or go to SenSyn ICT's Web site at [www.sensym-ict.com](http://www.sensym-ict.com) for additional details.

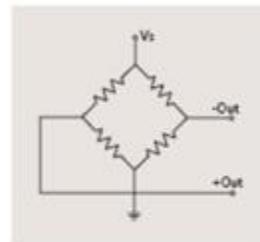
#### APPLICATIONS

- Medical Equipment
- Computer Peripherals
- Pneumatic Controls
- HVAC

#### FEATURES

- Button Package
- High Pressure
- Small Size
- Low Noise
- RTV 730 Die Attach

#### EQUIVALENT CIRCUITS



Anexo III Hoja de datos del amplificador de instrumentación AD620AN



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

- Easy to use
  - Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
  - Wide power supply range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)
  - Higher performance than 3 op amp IA designs
  - Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
  - Low power, 1.3 mA max supply current
- Excellent dc performance (B grade)
  - 50  $\mu$ V max, input offset voltage
  - 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
  - 1.0 nA max, input bias current
  - 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)
- Low noise
  - 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  @ 1 kHz, input voltage noise
  - 0.28  $\mu$ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)
- Excellent ac specifications
  - 120 kHz bandwidth (G = 100)
  - 15  $\mu$ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

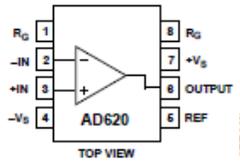


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V, and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

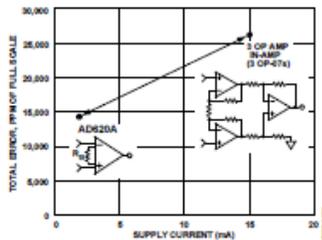


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

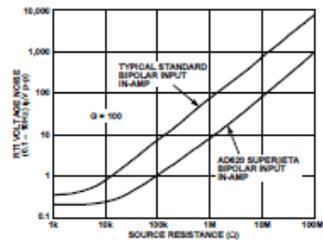


Figure 3. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

Rev. G

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
 Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
 Fax: 781.326.8703 © 2004 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

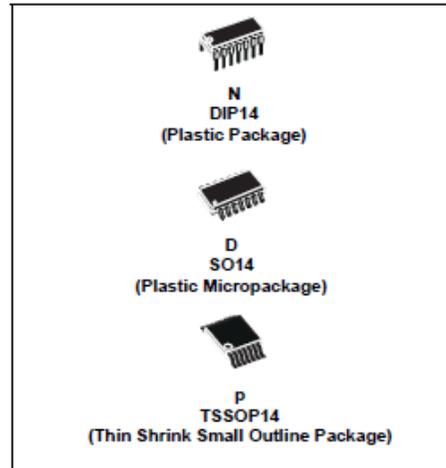
## Anexo IV Hoja de datos del amplificador TL084CN



**TL084**  
**TL084A - TL084B**

**GENERAL PURPOSE J-FET  
QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS**

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/ $\mu$ s (typ)

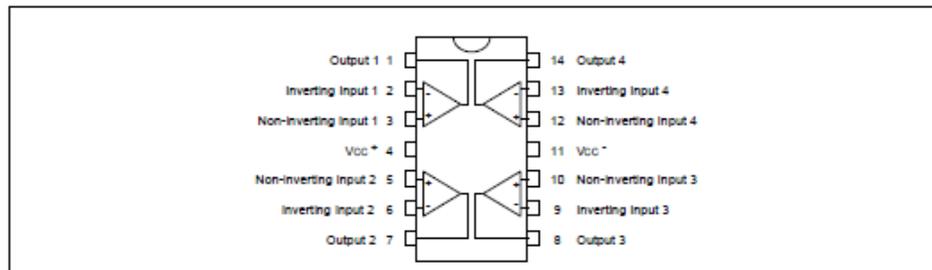


## DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

## PIN CONNECTIONS (top view)



## ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Example : TL084CN, TL084CD

N = Dual In Line Package (DIP)  
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)  
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

## Anexo V Hoja de datos de la fuente regulada KA7805



www.fairchildsemi.com

# KA78XX/KA78XXA

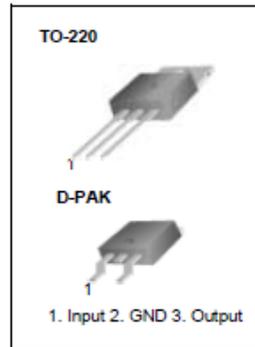
## 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator

### Features

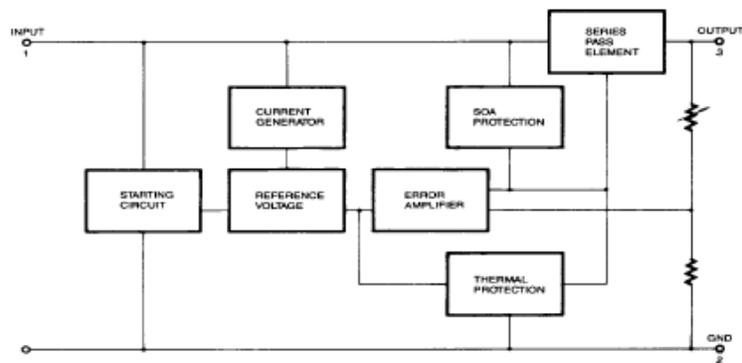
- Output Current up to 1A
- Output Voltages of 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 24V
- Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Protection

### Description

The KA78XX/KA78XXA series of three-terminal positive regulator are available in the TO-220/D-PAK package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut down and safe operating area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.



### Internal Block Diagram



Rev. 1.0.0

## Anexo VI Hoja de datos del diodo 1N4007

# 1N4001, 1N4002, 1N4003, 1N4004, 1N4005, 1N4006, 1N4007

1N4004 and 1N4007 are Preferred Devices

## Axial Lead Standard Recovery Rectifiers

This data sheet provides information on subminiature size, axial lead mounted rectifiers for general-purpose low-power applications.

### Mechanical Characteristics

- Case: Epoxy, Molded
- Weight: 0.4 gram (approximately)
- Finish: All External Surfaces Corrosion Resistant and Terminal Leads are Readily Solderable
- Lead and Mounting Surface Temperature for Soldering Purposes: 220°C Max. for 10 Seconds, 1/16" from case
- Shipped in plastic bags, 1000 per bag.
- Available Tape and Reeled, 5000 per reel, by adding a "RL" suffix to the part number
- Available in Fan-Fold Packaging, 3000 per box, by adding a "FF" suffix to the part number
- Polarity: Cathode Indicated by Polarity Band
- Marking: 1N4001, 1N4002, 1N4003, 1N4004, 1N4005, 1N4006, 1N4007

### MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	1N4001	1N4002	1N4003	1N4004	1N4005	1N4006	1N4007	Unit
*Peak Repetitive Reverse Voltage Working Peak Reverse Voltage DC Blocking Voltage	$V_{RRM}$ $V_{RWM}$ $V_R$	50	100	200	400	600	800	1000	Volts
*Non-Repetitive Peak Reverse Voltage (halfwave, single phase, 60 Hz)	$V_{RSM}$	60	120	240	480	720	1000	1200	Volts
*RMS Reverse Voltage	$V_{R(RMS)}$	35	70	140	280	420	560	700	Volts
*Average Rectified Forward Current (single phase, resistive load, 60 Hz, $T_A = 75^\circ\text{C}$ )	$I_O$	1.0							Amp
*Non-Repetitive Peak Surge Current (surge applied at rated load conditions)	$I_{FSM}$	30 (for 1 cycle)							Amp
Operating and Storage Junction Temperature Range	$T_J$ $T_{stg}$	-65 to +175							$^\circ\text{C}$

\*Indicates JEDEC Registered Data



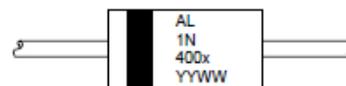
ON Semiconductor™

<http://onsemi.com>

### LEAD MOUNTED RECTIFIERS 50–1000 VOLTS DIFFUSED JUNCTION



### MARKING DIAGRAM



AL = Assembly Location  
1N400x = Device Number  
x = 1, 2, 3, 4, 5, 6 or 7  
YY = Year  
WW = Work Week

### ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information on page 2 of this data sheet.

Preferred devices are recommended choices for future use and best overall value.

## Anexo VII Hoja de datos del microcontrolador PIC18F2550


**MICROCHIP PIC18F2455/2550/4455/4550**
**28/40/44-Pin High-Performance, Enhanced Flash USB  
Microcontrollers with nanoWatt Technology**
**Universal Serial Bus Features:**

- USB V2.0 Compliant
- Low Speed (1.5 Mb/s) and Full Speed (12 Mb/s)
- Supports Control, Interrupt, Isochronous and Bulk Transfers
- Supports up to 32 endpoints (16 bidirectional)
- 1-Kbyte dual access RAM for USB
- On-board USB transceiver with on-chip voltage regulator
- Interface for off-chip USB transceiver
- Streaming Parallel Port (SPP) for USB streaming transfers (40/44-pin devices only)

**Power Managed Modes:**

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8  $\mu$ A typical
- Sleep mode currents down to 0.1  $\mu$ A typical
- Timer1 oscillator: 1.1  $\mu$ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1  $\mu$ A typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

**Flexible Oscillator Structure:**

- Four Crystal modes, including High Precision PLL for USB
- Two External Clock modes, up to 48 MHz
- Internal oscillator block:
  - 8 user selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
  - User-tunable to compensate for frequency drift
- Secondary oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Dual oscillator options allow microcontroller and USB module to run at different clock speeds
- Fail-Safe Clock Monitor
  - Allows for safe shutdown if any clock stops

**Peripheral Highlights:**

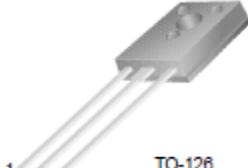
- High current sink/source 25 mA/25 mA
- Three external interrupts
- Four Timer modules (Timer0 to Timer3)
- Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
  - Capture is 16-bit, max resolution 6.25 ns (TCY/16)
  - Compare is 16-bit, max resolution 100 ns (TCY)
  - PWM output: PWM resolution is 1 to 10-bit
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
  - Multiple output modes
  - Selectable polarity
  - Programmable dead time
  - Auto-Shutdown and Auto-Restart
- Enhanced USART module:
  - LIN bus support
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI™ (all 4 modes) and I<sup>2</sup>C™ Master and Slave Modes
- 10-bit, up to 13-channels Analog-to-Digital Converter module (A/D) with programmable acquisition time
- Dual analog comparators with input multiplexing

**Special Microcontroller Features:**

- C compiler optimized architecture with optional extended instruction set
- 100,000 erase/write cycle Enhanced Flash program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-programmable under software control
- Priority levels for interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
  - Programmable period from 41 ms to 131s
  - 2% stability over VDD and temperature
- Programmable Code Protection
- Single-supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Optional dedicated ICD/ICSP port (44-pin devices only)
- Wide operating voltage range (2.0V to 5.5V)

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EAUSART	Comparators	Timers 8/16-bit
	FLASH (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I <sup>2</sup> C			
PIC18F2455	24 K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32 K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24 K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32 K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

## Anexo VIII Hoja de datos del transistor BD679A

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR™		BD675A/677A/679A/681				
<b>Medium Power Linear and Switching Applications</b>		 TO-18 1. Emitter 2. Collector 3. Base				
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Medium Power Darlington TR</li> <li>• Complement to BD676A, BD678A, BD680A and BD682 respectively</li> </ul>						
<b>NPN Epitaxial Silicon Transistor</b>						
<b>Absolute Maximum Ratings</b> $T_C=25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted						
Symbol	Parameter	Value	Units			
$V_{CBO}$	Collector-Base Voltage	: BD675A	45	V		
		: BD677A	60	V		
		: BD679A	80	V		
		: BD681	100	V		
$V_{CEO}$	Collector-Emitter Voltage	: BD675A	45	V		
		: BD677A	60	V		
		: BD679A	80	V		
		: BD681	100	V		
$V_{EBO}$	Emitter-Base Voltage	5	V			
$I_C$	Collector Current (DC)	4	A			
$I_{CP}$	*Collector Current (Pulse)	6	A			
$I_B$	Base Current	100	mA			
$P_C$	Collector Dissipation ( $T_C=25^\circ\text{C}$ )	40	W			
$T_J$	Junction Temperature	150	$^\circ\text{C}$			
$T_{STG}$	Storage Temperature	- 65 ~ 150	$^\circ\text{C}$			
<b>Electrical Characteristics</b> $T_C=25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted						
Symbol	Parameter	Test Condition	Min.	Typ.	Max.	Units
$V_{CE(sus)}$	*Collector-Emitter Sustaining Voltage	$I_C = 50\text{mA}, I_B = 0$	: BD675A	45		V
			: BD677A	60		V
			: BD679A	80		V
			: BD681	100		V
$I_{CBO}$	Collector-Base Voltage	$V_{CB} = 45\text{V}, I_E = 0$ $V_{CB} = 60\text{V}, I_E = 0$ $V_{CB} = 80\text{V}, I_E = 0$ $V_{CB} = 100\text{V}, V_{BE} = 0$	: BD675A		200	$\mu\text{A}$
			: BD677A		200	$\mu\text{A}$
			: BD679A		200	$\mu\text{A}$
			: BD681		200	$\mu\text{A}$
$I_{CEO}$	Collector Cut-off Current	$V_{CE} = 45\text{V}, V_{BE} = 0$ $V_{CE} = 60\text{V}, V_{BE} = 0$ $V_{CE} = 80\text{V}, V_{BE} = 0$ $V_{CE} = 100\text{V}, V_{BE} = 0$	: BD675A		500	$\mu\text{A}$
			: BD677A		500	$\mu\text{A}$
			: BD679A		500	$\mu\text{A}$
			: BD681		500	$\mu\text{A}$
$I_{EBO}$	Emitter Cut-off Current	$V_{EB} = 5\text{V}, I_C = 0$			2	mA
$h_{FE}$	* DC Current Gain	$V_{CE} = 3\text{V}, I_C = 2\text{A}$ $V_{CE} = 3\text{V}, I_C = 1.5\text{A}$	: BD675A/677A/679A	750		
			: BD681	750		
$V_{CE(sat)}$	* Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 2\text{A}, I_B = 40\text{mA}$ $I_C = 1.5\text{A}, I_B = 30\text{mA}$	: BD675A/677A/679A		2.8	V
			: BD681		2.5	V
$V_{BE(on)}$	* Base-Emitter ON Voltage	$V_{CE} = 3\text{V}, I_C = 2\text{A}$ $V_{CE} = 3\text{V}, I_C = 1.5\text{A}$	: BD675A/677A/679A		2.5	V
			: BD681		2.5	V

\* Pulse Test: PW=300 $\mu\text{s}$ , duty Cycle=1.5% Pulsed

## Anexo IX Hoja de datos de la electroválvula SV-602W

### LINEAR CONTROL SERVO VALVES



## MODEL NO: SV-602W

- THE HIGHEST FOR PROFESSIONAL
- ☆ BALANCING WINGS ☆ - Quick recovery from an unstable condition during measurement for its unique mechanism Good for AMBULATORY monitor, TREADMILL or ERGOMETER.
- Outstanding performance allows flow proportionally as required for various applications.
- Normal Open type
- Control capacity: 300 to 800 cc.
- Size: 26.0 mm x 15.0 mm x 13.5 mm
- Weight: 9.75 g

### PRODUCT LINE

PART NO.	Rated Voltage	Field to use	Control size (*)	Remarks
SV-302	3V	Professional	1. 2. 3	<a href="#">Airflow Characteristics</a> <a href="#">Airflow vs. Voltage</a>
SV-302W	3V	Professional	1. 2. 3	
SV-602	6V	Professional	1. 2. 3	<a href="#">Airflow Characteristics</a>
SV-602W	6V	Professional	1. 2. 3	<a href="#">Airflow Characteristics</a>
SV-311	3V	Home monitor	1. 2. 3	
SV-611	6V	Home monitor	1. 2. 3	<a href="#">Airflow Characteristics</a>
SV-312	3V	Home monitor	4. 5. 6. 7.	
SV-312W	3V	Professional/Home monitor	4. 5. 6. 7	<a href="#">Airflow vs. Voltage vs Pressure</a>

(\*) 1. Large Adult (800 cc) 2. Adult (500 cc) 3. Child (300 cc) 4. Infant (100 cc)  
5. Wrist (60 cc) 6. Newborn (30 cc) 7. Finger (10 cc)

W: w/Balancing wings

- Simple solenoid valve (SV-999) is also available.

KOHRITSU CO.,LTD.

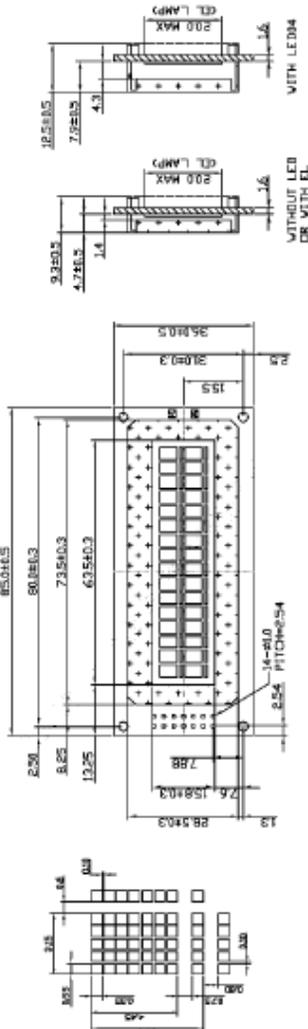
Anexo X Hoja de datos del Display MDLS162D65



VL-FS-MDLS162D65D-01 REV. A  
(MDLS162D65D-LV-G)  
APR/2003  
PAGE 5 OF 12

RS#	AMENDMENT	DATE



**TITLE: SPECIFICATION OF MODULE**

PROJECT NO. MDLS162D65D  
 DRAWING NO. X.X ±0.3  
 FINISHING SPEC. X.XX ±0.1

MATERIAL: FRNBI

SCALE: TO NET ON SCALE THICKNESS

TYPED ANGLE PROJECTION

DRAWN	HE JIANYEN	DATE	01/09/01
CHECKED	WANG JIAN SHUN		
APPROVED	ANDY LEUNG		

ITEM NO. MDLS162D65D-XX

DESCRIPTION: MDLS162D65D-XX ROJ.WG/REV 0

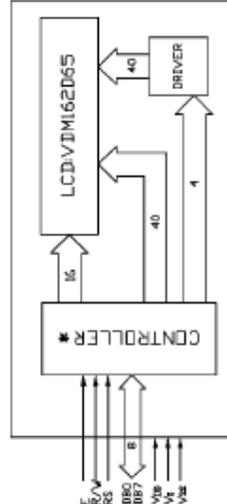
FILE NO: MDLS162D65D-XX ROJ.WG/REV 0

SHEET 1 OF 1

14 PIN CONNECTION	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	A	K
VSS	VDD	V0	B	W	E	D00	D01	D02	D03	D04	D05	D06	D07	D08	D09	D10

\* K80088 OR EQUIVALENT





**VARI TRONIX LIMITED**

**Anexo XI Costo de los componentes del sistema de medición de presión arterial**

Componentes	Precio unitario(USD)	Cantidad	Total (USD)
Sensor (20N005G)	6.00	1	6.00
A. Op (AD620AN)	6.92	1	6.92
A. Op (TL084CN)	0.72	1	0.72
Transformador AC/DC	14.4	1	14.4
F. Reg. (KA7805)	0.65	1	0.65
Diodo (1N4007)	0.30	1	0.30
Diodo Zener	0.35	1	0.35
PIC18F2550	5.16	1	5.16
Cristal 32Mhz	0.58	1	0.58
Motor de inflado	6.00	1	6.00
Válvula (SV-602W)	20.00	1	20.00
Transistor (BD679A)	0.58	3	1.74
Teclas	1.01	2	2.02
Display	4.00	1	4.00
Conector (DC)	0.43	1	0.43
Conector (USB)	1.08	1	1.08
Conector (Sil 4)	0.56	1	0.56
Conector (Sil 10)	0.87	1	0.87
Conector (Dil14)	2.00	1	2.00
Resistor (38k)	0.11	1	0.11
Resistor (22k)	0.11	1	0.11
Resistor (560k)	0.11	1	0.11
Resistor (51 $\Omega$ )	0.11	1	0.11
Resistor (3.8k)	0.11	1	0.11
Resistor (220k)	0.11	1	0.11
Resistor (470k)	0.11	1	0.11
Resistor (620k)	0.11	2	0.22
Resistor (430k)	0.11	1	0.11
Resistor (6.8k)	0.11	1	0.11
Resistor (100k)	0.11	6	0.66
Resistor (200k)	0.11	1	0.11
Resistor (51k)	0.11	1	0.11
Resistor (1k)	0.11	6	0.66
Resistor (15k)	0.11	1	0.11
Capacitor (1.2uF)	0.62	2	1.24
Capacitor (33nF)	0.44	1	0.44
Capacitor (47nF)	0.44	1	0.44
Capacitor (100nF)	0.22	6	1.32
Capacitor Pol (220uF)	0.11	1	0.11
Capacitor Pol (33uF)	0.06	1	0.06
Capacitor (1uF)	0.81	2	1.62
Capacitor (22pF)	0.34	2	0.68
Capacitor (220nF)	0.52	1	0.52
Potenciómetro	1.70	3	5.10
<b>Total</b>			<b>82,17</b>