

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

**Hardware para la medición de presión arterial
usando la señal oscilométrica**

Autor: Yandri Campillo Díaz

Tutor: Dr. C. Sergio de Jesús Rodríguez Arias

Santa Clara

2009

“Año del 50 Aniversario del Triunfo de la Revolución”

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

Hardware para la medición de presión arterial usando la señal oscilométrica

Autor: Yandri Campillo Díaz

yandri@uclv.edu.cu

Tutor: Dr. C. Sergio de Jesús Rodríguez Arias

Profesor auxiliar, CEETI, FIE, Sergior@uclv.edu.cu

Santa Clara

2009

“Año del 50 Aniversario del Triunfo 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 Biomédica, 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 Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

“Hagamos el propósito de redoblar nuestros esfuerzos, y juremos por nosotros mismos que si un día nuestro trabajo nos pareciera bueno, debemos luchar por hacerlo mejor”

Ché.

DEDICATORIA

Le dedico este trabajo de diploma:

- ♥ *A mi mamá por brindarme todo el amor y la dedicación.*
- ♥ *A mi padre por apoyarme en cada momento difícil.*
- ♥ *A mis abuelos maternos por estar siempre pendiente de mí.*
- ♥ *A mi hermano y primos por la confianza.*

AGRADECIMIENTOS

... “se es bueno porque sí, porque allá dentro se siente como un gusto cuando se ha hecho un bien o se ha dicho algo útil a los demás. Es mejor que ser príncipe, ser útil. ”.

José Martí

Deseo agradecer:

-  *A mis padres por alentarme en todo momento a seguir adelante, brindarme todo su apoyo incondicional y mostrarme el camino correcto.*
-  *A mi tutor, por haberme transmitido sus conocimientos en la realización de este trabajo y haber sido guía en cada instante.*
-  *A mi hermano, mi cuñada, mis abuelos y primos; en fin a mis familiares más cercanos por su preocupación y aportar tanto.*
-  *A mis grandes amigos que siempre han estado a mi lado, porque ciertamente tener buenos amigos es tener un tesoro.*
-  *A mis compañeros de estudios, que han compartido conmigo a lo largo de seis años, en las buenas y malas, por comprenderme y brindarme su ayuda en especial Iroel, Jesús, Dunia y Hochi que más que compañeros son hermanos.*
-  *A la UCLV en especial al CEETI, por haber formado en mí cualidades y forjado mi carácter.*

 *A todos los profesores de la carrera, por su profesionalidad, respeto y sabiduría con que nos impartieron las clases y conferencias, y por haberme atendido cuando lo necesite.*

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

 *A Dios, por haber permitido hacer realidad este sueño.*

A todos muchas..... ¡GRACIAS!

TAREA TÉCNICA

1. Revisión crítica de la bibliografía del tema y análisis de estado del arte.
2. Estudio general de los métodos de medición de presión arterial en general y en particular el método CITLO.
3. Familiarización con las herramientas el diseño y simulación de circuitos analógicos y digitales mediante el empleo de la herramienta de simulación MultiSim de National Instrument.
4. Diseño del circuito para la medición de la presión arterial mediante el método CITLO empleando la señal oscilométrica.
5. Confección y presentación del informe final.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

La medición de la presión sanguínea arterial constituye uno de los parámetros fundamentales para conocer el comportamiento del sistema circulatorio. Dentro de los métodos más empleados para su medición se encuentran los no invasivos por ser menos agresivos y más confortables para el paciente.

En la actualidad la mayoría de los equipos empleados para la medición automatizada utilizan la señal oscilométrica y emplean el método de punto de identificación de parámetros (PIP), pero este método carece de inmunidad en presencia de artefactos de movimiento, siendo este un aspecto aún no resuelto a nivel internacional. Sin embargo recientemente ha sido desarrollado en el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información, el método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO) para la medición de la presión arterial, el cual es robusto ante artefactos de movimiento siendo factible y necesario su implementación en un equipo ambulatorio.

En este trabajo se establecen los requerimientos de hardware para la construcción de un equipo ambulatorio de medición de presión donde sea posible implementar el método CITLO y partiendo de tales premisas se presenta el diseño del sistema y su validación mediante simulación, haciendo uso del programa Multisim 10.1 de National Instrument.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA.....	v
RESUMEN	vi
INTRODUCCIÓN	1
Capítulo 1 LA SEÑAL DE PRESIÓN OSCILOMÉTRICA Y SU EMPLEO PARA LA MEDICIÓN NO INVASIVA DE LA PRESIÓN ARTERIAL	7
1.1 Introducción.....	7
1.1.1 Métodos de medición directos	8
1.1.2 Métodos de medición indirecto.....	8
1.2 Métodos de medición de Presión Arterial empleando la señal oscilométrica	11
1.2.1 Método PIP empleando la señal oscilométrica	11
1.2.2 Método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO)...	14
Capítulo 2 DISEÑO DEL CIRCUITO DE MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL EMPLEANDO LA SEÑAL OSCILOMÉTRICA	16
2.1 Introducción.....	16
2.2 Caracterización de las señales de entrada	16
2.2.1 Señal de presión del brazalete.....	17

2.2.2	Señal oscilométrica	18
2.3	Esquema general del circuito para la medición de la presión arterial empleando la señal oscilométrica.....	18
2.3.1	Diseño de los circuitos de entrada	19
2.3.2	Diseño de los circuitos de visualización y salida.....	22
2.3.3	Sistema de micro cómputo.....	25
Capítulo 3	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	29
3.1	Introducción	29
3.2	Resultados y discusión de las pruebas del sensor	29
3.3	Resultados y discusión de la simulación del canal de presión del brazalete	31
3.4	Resultados y discusión de la simulación del canal oscilométrico	32
3.5	Resultados y discusión de las pruebas del circuito de salida para la activación de la válvula de vaciado.....	35
3.6	Resultados y discusión de las pruebas del circuito de activación/desactivación de la válvula de inflado.....	36
3.7	Análisis de costo del hardware del sistema	37
3.8	Conclusiones parciales sobre los resultados	37
	CONCLUSIONES	38
	RECOMENDACIONES.....	39
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40
	ANEXOS	43
	Anexo I. Hoja de datos del sensor	43
	Anexo II. Hoja de datos de la electroválvula modelo SLA-01	45
	Anexo III. Hoja de datos de la electroválvula modelo SV-602W	46
	Anexo IV. Listado de componente y sus precios aproximados	47

INTRODUCCIÓN

Las diferentes etapas de la historia de la humanidad han estado caracterizadas, desde el punto de vista sanitario, por la presencia y el predominio de determinadas enfermedades que azotaron implacablemente a sus gentes, cuando no asolaron pueblos enteros hasta casi su extinción definitiva. La peste, la tuberculosis, y otras enfermedades generalmente infecciosas, marcaron definitivamente en los siglos pasados el desarrollo de su historia.

En el último medio siglo, superadas afortunadamente muchas de aquellas enfermedades de evolución mortal, han emergido por el contrario otras, cuya repercusión a nivel mundial sigue teniendo proporciones gigantescas y, sobre todo, alarmantes.

Las enfermedades cardiovasculares constituyen hoy en día la primera causa de muerte en la población mundial. La Hipertensión Arterial (HTA) es el principal factor de riesgo cardiovascular, tanto cuantitativo por la alta prevalencia que presenta en la sociedad, como cualitativo por tratarse de un factor independiente a la hora de modificar la probabilidad de padecer una enfermedad cardiovascular [1].

Una cantidad elevada de adultos padecen (HTA), y que de entre estos, un amplio porcentaje sufren graves y mortales complicaciones que reducen de forma significativa sus posibles expectativas de vida aunque también existen un gran número de personas que en edades tempranas se ven afectadas por enfermedades de esta naturaleza, incluyendo adolescentes y niños. Se trata además de un factor modificable, sobre el que podemos intervenir, y de ahí la importancia sociosanitaria y el esfuerzo económico que en su control se invierte [2].

Numerosos estudios demuestran que la HTA es una enfermedad en sí misma y, a la vez, un factor de riesgo importante para otras enfermedades como las cardiovasculares, cerebro

vasculares y renales. En Cuba, es la principal causa de muerte por trombosis y hemorragia cerebral, constituyendo el origen de 40% de los infartos cardíacos [3-5].

Con la medición de la Presión Sanguínea Arterial (PSA) se puede determinar si el sujeto padece de (HTA), La medición de la (PSA) es parte indispensable del examen rutinario de pacientes en el entorno clínico-hospitalario y es uno de los procedimientos más importantes en su evaluación inicial, lo que permite la caracterización del comportamiento del sistema cardiovascular del ser humano [3, 6].

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 [7].

En 1905, Nikolai Korotkoff descubre la existencia de ruidos o murmullos característicos durante el proceso de vaciado constante de un brazalet, 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 [7, 8].

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, especialmente para ser empleada durante el desarrollo de investigaciones espaciales por cosmonautas, a los cuales se les realizaba un registro continuo de sus variables fisiológicas fundamentales durante el vuelo. 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 [9].

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 [10].

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 [11, 12].

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 objeto 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 [9, 13].

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 Presión Sanguínea Arterial correspondiente a presión media, a presión sistólica y presión diastólica [13, 14].

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 [15].

La 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 [15].

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 por la otra las trabas en la compra de equipos que existe en el mercado internacional debido a las presiones por el bloqueo yanqui. En este sentido se han desarrollado entre otros equipos el equipo de medición de presión arterial ambulatoria Hipermax y también Formando parte del desarrollo e implementación de equipos para la medición y el monitoreo de la PSA se encuentra el monitor de cuidados intensivos DOCTUS IV [16, 17].

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 [17].

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 [16].

El monitor de referencia está diseñado para medir electrocardiografía (ECG), frecuencia cardíaca (FC), frecuencia respiratoria (FR), temperatura (Temp), oximetría de pulso (SaO₂) y presión no invasiva (PNI) en pacientes que requieren observación continua. Utiliza un sistema flexible y abierto, con módulos independientes e intercambiables, para los diferentes parámetros fisiológicos que requieran ser vigilados. Sin embargo dicho monitor presenta problemas ante los artefactos de movimiento [16].

En el momento actual, en el centro de estudios de electrónica y tecnologías de la información (CEETI), se dispone del método CITLO para la medición de la presión sanguínea arterial empleando la señal oscilométrica. 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. 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 del hardware para el desarrollo de un sistema de medición de presión que permita implementar el método CITLO

A partir de lo anteriormente planteado puede expresarse el siguiente **problema científico**:

¿Cómo diseñar un circuito que permita instrumentar el método CITLO para la medición de la presión sanguínea arterial?

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** diseñar el circuito 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 canal de medición de la señal oscilométrica y del brazalete para la medición de la presión sanguínea arterial.
4. Realizar la simulación y validación de los circuitos diseñados

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

1. Revisión crítica de la bibliografía del tema y análisis de estado del arte.
2. Estudio general de los métodos de medición de presión arterial en general y el método CITLO

-
3. Familiarización con las herramientas el diseño y simulación de circuitos analógicos y digitales mediante el empleo de la herramienta de simulación MultiSim de National Instrument.
 4. Diseño del circuito para la medición de la presión arterial mediante el método CITLO empleando la señal oscilométrica.
 5. Confección y presentación del informe final.

Capítulo 1 LA SEÑAL DE PRESIÓN OSCILOMÉTRICA Y SU EMPLEO PARA LA MEDICIÓN NO INVASIVA DE LA PRESIÓN ARTERIAL

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 (compliancia 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 [18]. La Figura 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.

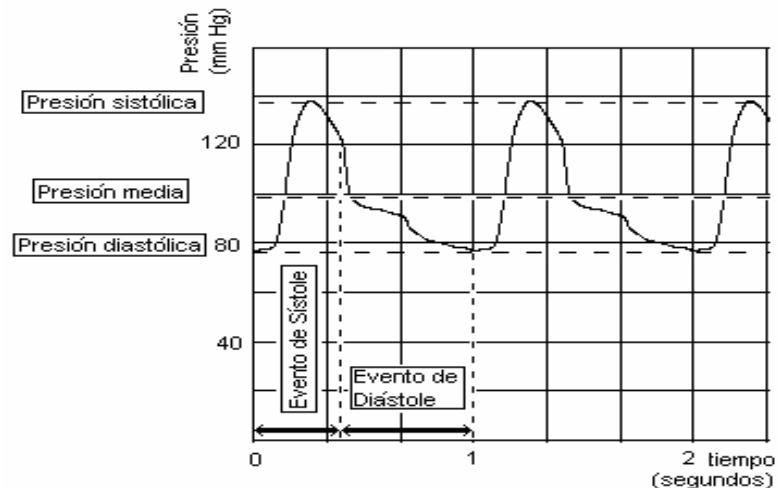


Figura 1.1: Señal de presión arterial.

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.

1.1.1 Métodos de medición directos

El método de medición directo consiste en la inserción de un catéter en el paciente mediante una intervención quirúrgica. El catéter consiste en un tubo fino y alargado con longitudes entre 1 y 3 metros diseñado para su fácil desplazamiento a través de las venas y arterias superficiales. El transductor puede ser colocado de forma extra vascular fuera del cuerpo del paciente o internamente.

1.1.2 Métodos de medición indirecto

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.

Los métodos no invasivos más importantes para la medición de la presión sanguínea son:

- a) Auscultatorio.
- b) Oscilométrico.
- c) Ultrasónico “Doppler”.
- d) Oscilométrico de volumen (Pletismografía).
- e) Vascular sin carga.
- f) Tonometría arterial.
- g) Velocidad de la onda de pulso.
- h) CORTM.

Acorde a la forma en que realizan la medición en el tiempo, los métodos no invasivos pueden ser agrupados en dos grandes grupos: métodos intermitentes y métodos continuos. En el caso de los intermitentes: Auscultatorio, Oscilométrico y Ultrasonido “Doppler”, los valores instantáneos se determinan a partir del análisis de un cierto número de latidos cardíacos durante el vaciado del brazalete. Una vez obtenidos los valores, se desinfla el brazalete durante un tiempo y posteriormente se repite el proceso para obtener nuevos valores. Los métodos continuos, por su parte, se caracterizan por realizar un registro de la señal latido a latido, lo cual permite obtener los valores instantáneos correspondientes en cada ciclo cardíaco.

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

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

A continuación se describen en más detalle estos dos métodos por ser los más representativos.

1.1.2.1 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 [8, 19-21].

1.1.2.2 Método oscilométrico

El método oscilométrico es también un método intermitente que al igual que el auscultatorio emplea el inflado y vaciado del brazalete [9]. 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 muy empleado en la práctica médica 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 [22].

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 [22].

Una opción para la solución de las dificultades e inconveniencias descritas es el empleo del método de contorno de la imagen tiempo latido de la señal oscilométrica que permite una mayor robustez en la medición por lo que a continuación se describe.

1.2 Métodos de medición de Presión Arterial empleando la señal oscilométrica

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).

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 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 [23]. El método CITLO posee una mayor robustez ante artefactos de movimiento posibilitando una medida de presión sanguínea arterial más confiable.

1.2.1 Método PIP empleando la señal oscilométrica

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 2 los instantes en los que ocurren los momentos sistólicos y diastólicos [24, 25].

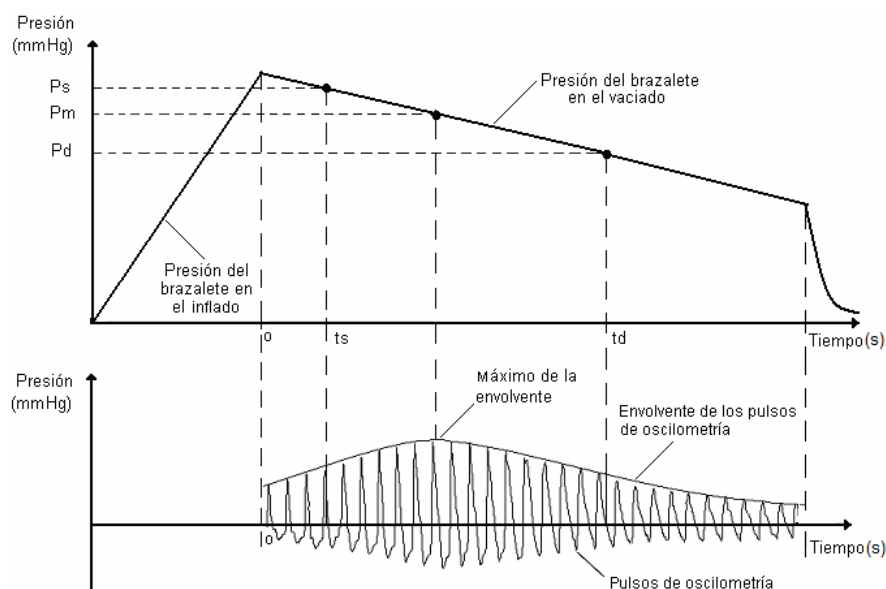


Figura 1.2: Ilustración del método PIP para la determinación de la presión sanguínea arterial.

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 [26-29].

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 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 .[30]

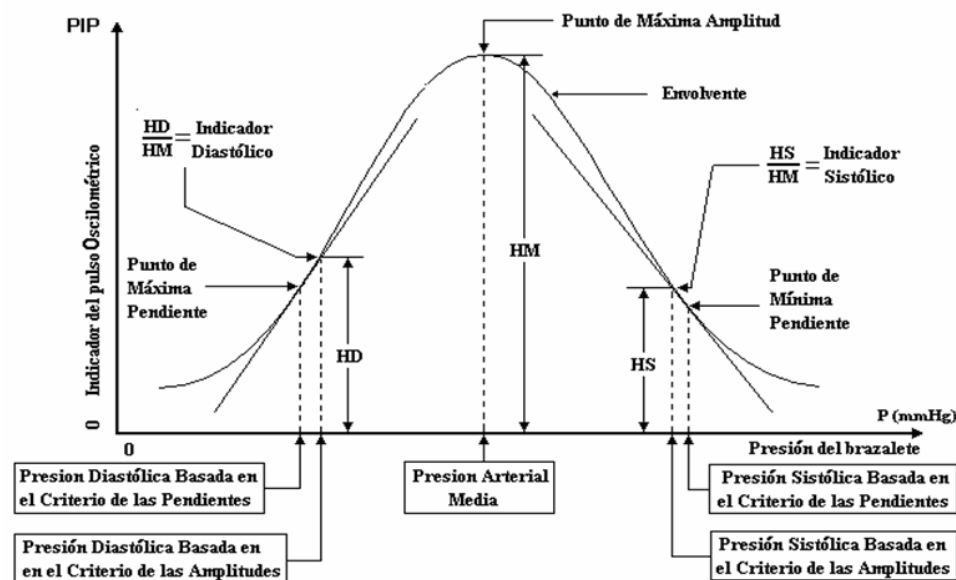


Figura 1.3: Criterios empleados en el Método Oscilométrico para determinar las presiones sistólicas y diastólicas.

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 [30].

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 [17, 27, 31, 32].

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% [33]. 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 [34] o mediante el uso de acelerómetros [35] 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 [36]:

- 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 Método de contornos de la imagen tiempo latido oscilométrica (CITLO)

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 [37].

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 3 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 [37].

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.

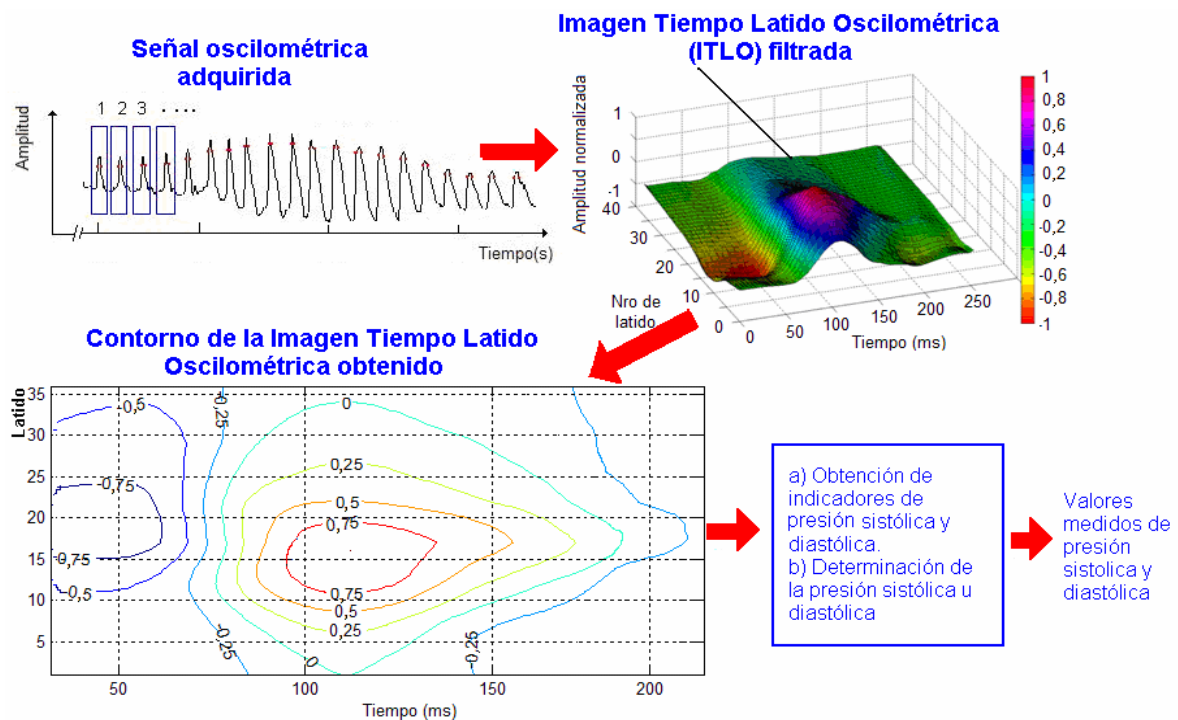


Figura 1.4: Secuencia del método CITLO

Capítulo 2 DISEÑO DEL CIRCUITO DE MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL EMPLEANDO LA SEÑAL OSCILOMÉTRICA

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.

En este capítulo 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.

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.

A continuación se pasará a caracterizar las señales de presión del brazalete y señal oscilométrica necesarias para la medición de presión arterial empleando el método de contorno de la imagen tiempo latido oscilométrico.

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. Como no fueron encontradas referencias bibliográficas que brindaran este valor, el mismo fue obtenido a partir de la obtención de la densidad espectral de potencia de una señal real de presión del brazalete. 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.

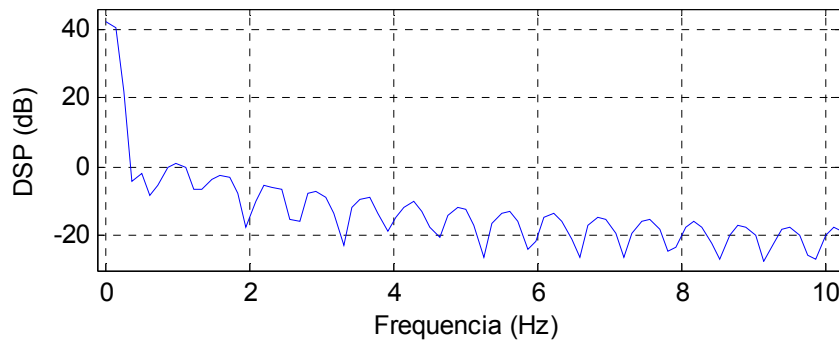


Figura 2.1: Gráfico de densidad espectral de potencia de la presión del brazalete

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.

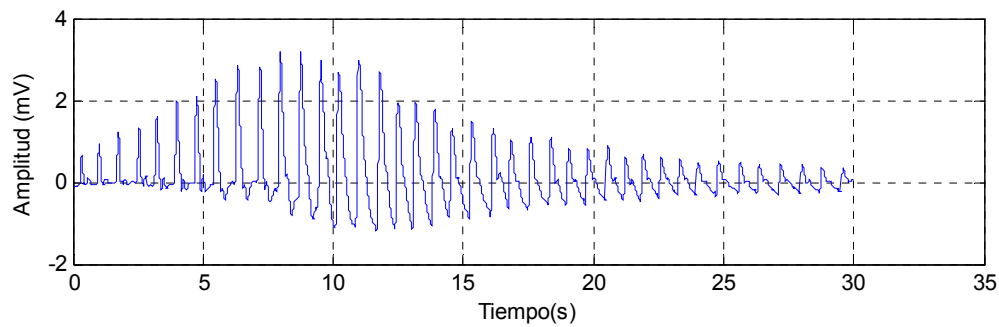


Figura 2.2: Señal oscilométrica en el tiempo

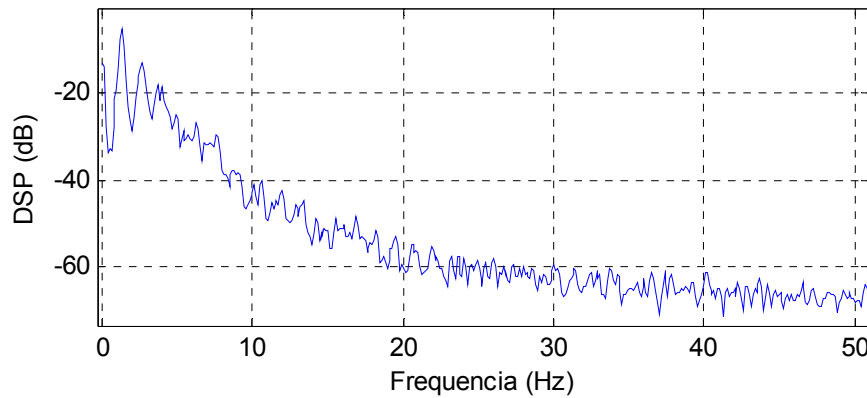


Figura 2.3: Gráfico de densidad espectral de potencia de la señal oscilométrica

2.3 Esquema general del circuito para la medición de la presión arterial empleando la señal oscilométrica

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 siguientes:

a) Señal de presión del brazalete:

- Valores de amplitud de entrada: 50 mV.
- Valores de amplitud de salida del canal de acondicionamiento: 4 V.
- Componentes de frecuencia: desde 0Hz (corriente directa) hasta 1 Hz.

b) Señal oscilométrica

- Valores de amplitud de entrada: 4 mV
- Valores de amplitud de salida del canal de acondicionamiento: 4 V
- Componentes de frecuencia: 0.5 Hz hasta 30 Hz

En la figura 2.4 se presenta el esquema general para la medición de la presión arterial empleando la señal oscilométrica.

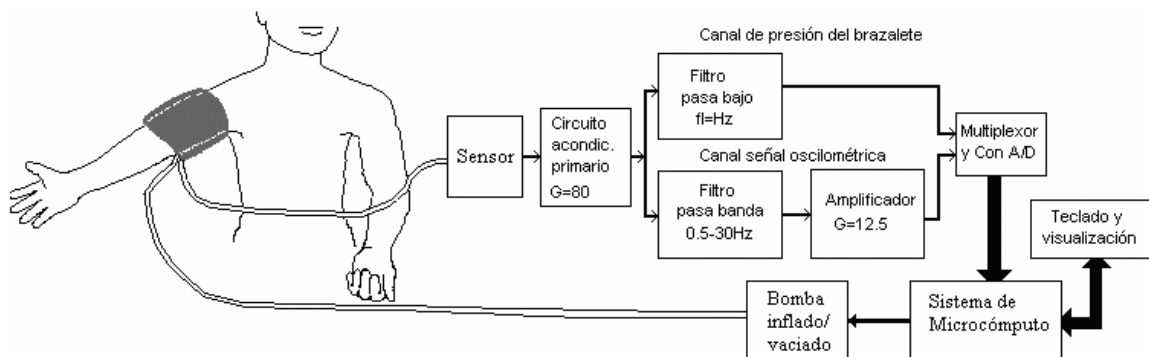


Figura 2.4 Esquema general del circuito para la medición de presión empleando la señal oscilométrica. A continuación se describe en detalle cada uno de los bloques que conforman el esquema presentado.

2.3.1 Diseño de los circuitos de entrada

En este subepígrafe 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 sensar 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 tipo piezocerámico de la firma SemSyn modelo SX7005D cuya hoja de datos se ofrece en el Anexo I.

En una primera etapa la señal compuesta es amplificada por un amplificador de instrumentación cuyos requerimientos de ganancia son de 80, partiendo de la caracterización de las señales de entrada. Como aspecto significativo debe señalarse que este amplificador debe tener una alta razón de rechazo al modo común y alta resistencia de entrada. En este sentido se proponen dos variantes de diseño. La primera está realizada con componentes discretos, teniendo en cuenta que en el momento actual no se disponen de componentes de mayor grado de integración para su montaje.

Al circuito de acondicionamiento primario le sigue el filtro pasa bajo de la señal de presión del brazalete y el amplificador y filtro pasa alto para la señal oscilométrica. 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 12.5, que multiplicado con la ganancia del acondicionamiento primario se obtiene una ganancia total de 1000.

En la figura 2.5 se muestra el esquema diseñado. Puede observarse que el acondicionamiento primario, además de cumplir los requerimientos de ganancia se le han añadido dos capacitores al amplificador de instrumentación cuyo objetivo es actuar como filtro pasa bajo de segundo orden para la frecuencia de 30Hz con lo cual se cumplimentan los requerimientos de filtro de antialiasing del canal oscilométrico.

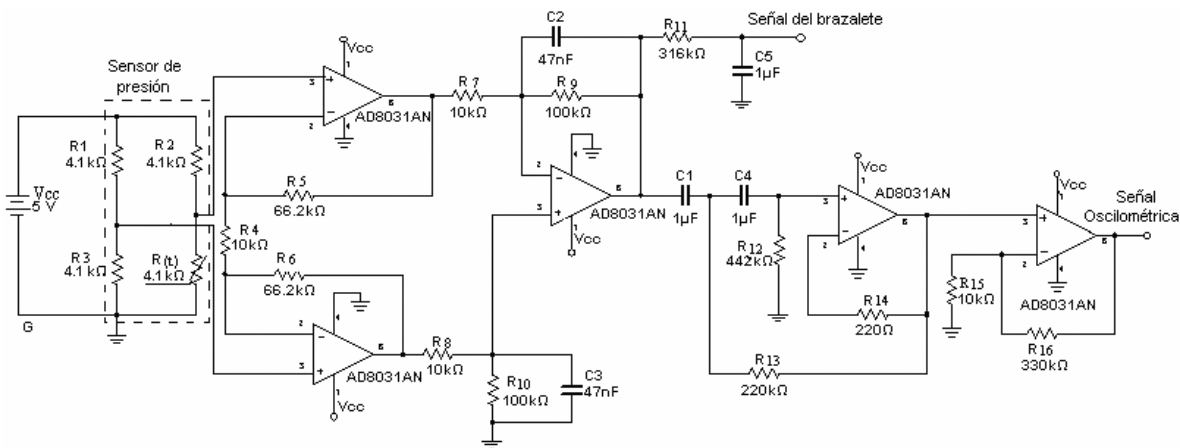


Figura 2.5: Esquema del circuito de acondicionamiento con componentes discretas

En la figura 2.6 se muestra la variante de circuito de acondicionamiento empleando componentes de más alta integración y mejores características de razón de rechazo al modo común y resistencia de entrada. En este diseño se coloca un filtro pasa bajo con aproximante de Bessel de segundo orden para la frecuencia de 30Hz a partir del filtro pasa alto brindando las características de filtro de antialiasing del canal oscilométrico debido a que en la etapa de amplificación la señal no es filtrada como en el caso de la figura 2.5.

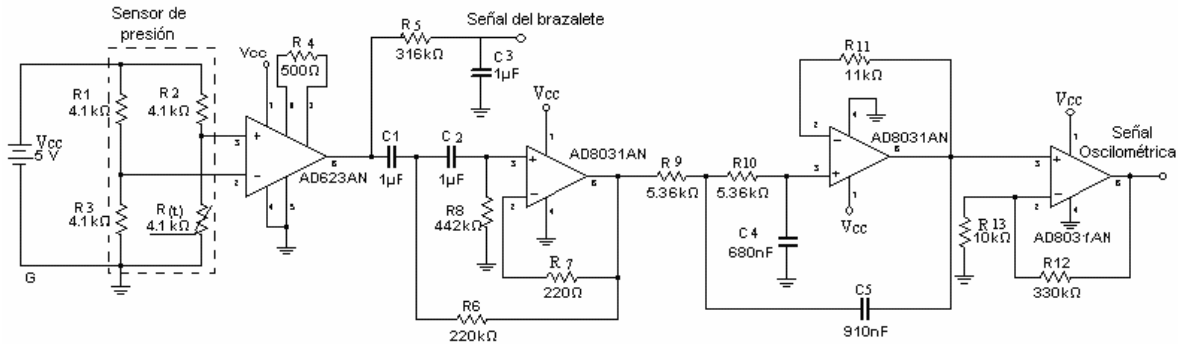


Figura 2.6: Esquema del circuito de acondicionamiento con componentes de mayor integración

Como entradas digitales (on-off) del sistema de medición también serán consideradas 4 teclas que serán conectadas a uno de los puertos digitales del sistema microprocesador con las siguientes funciones:

Tecla 1: Inicio medición/Parar medición

Tecla 2: Seleccionar Modo/subir.

Tecla 3: Seleccionar Modo/bajar

Tecla 4: Establecer modo.

Las teclas 2,3 y 4 permiten seleccionar el posible modo de medición teniendo en cuenta que la medición se puede hacer para diferentes tipos de tamaño de brazaletes y en cada uno de ellos es necesario garantizar que la razón de vaciado del brazalete sea 3 mmHg/s, además una de las opciones de modo es la de calibración. También para el caso de los brazaletes de niños es necesario garantizar que la presión de inflado nunca sea mayor de 150 mmHg.

Cada tecla se conecta directamente a una entrada de un puerto digital del sistema microprocesador.

2.3.2 Diseño de los circuitos de visualización y salida

Los circuitos de visualización y salida están formados por los siguientes esquemas a saber:

- a) Panel de visualización.
- b) Circuito de activación/desactivación de la válvula de vaciado.
- c) Circuito de control de la electroválvula de vaciado.
- d) Circuito de conexión/desconexión de la bomba de inflado.

2.3.2.1 Panel de visualización

Para la visualización se emplea un panel de representación de información alfanumérica de 2 líneas de 16 caracteres modelo LCD-016M002L, el cual necesita para su interconexión con el sistema del microprocesador un total de 16 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) [38].

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 2.7 se muestra una vista del panel de visualización mientras que en la Tabla 2.1 se muestra el esquema de interconexión de terminales.

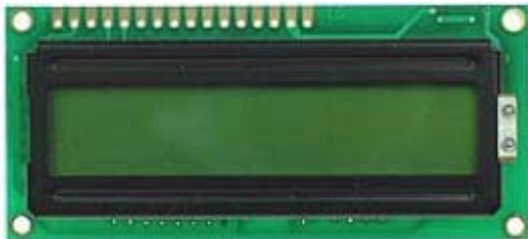


Figura 2.7: Vista del panel de visualización

Tabla 2.1 Terminales del panel de visualización

Nro del pin	Símbolo	Función
1	Vss	Tierra
2	Vdd	+3V o +5V
3	V0	Ajuste de contraste
4	Rs	H/L Selección de registro
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
15	A/Vee	4.2V para LED(Ra=0V)
16	K	Fuente para B/L (0V)

2.3.2.2 Circuito de activación/desactivación de la válvula de vaciado

En la figura 2.8 se presenta una vista del circuito de activación/desactivación de la válvula de vaciado. Obsérvese que el transistor (Q1) solo conduce y cae en saturación cuando es activado por un terminal de salida del puerto digital (Out 1). La válvula a emplear es del tipo SLA-01 de la firma *Kohritsu* y la hoja de datos se ofrece en el Anexo II.

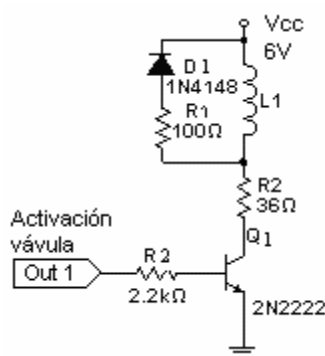


Figura 2.8: Circuito de activación de la válvula de vaciado

2.3.2.3 Control de la electroválvula de vaciado

La electroválvula empleada para el vaciado lineal del brazalete es del modelo SV-602W de la firma *Kohritsu* 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 [39]. El voltaje analógico que se aplica proviene de un convertidor dígito analógico del sistema microprocesador. La hoja de datos de la válvula SV-602W se ofrece en el Anexo III.

En la figura 2.9 se ofrece un gráfico del comportamiento de la válvula de acuerdo al voltaje aplicado a sus terminales.

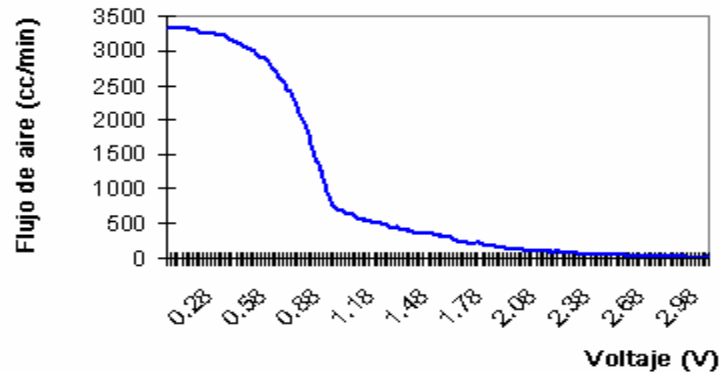


Figura 2.9: Comportamiento de la electroválvula en función del voltaje aplicado

2.3.2.4 Circuito de conexión/desconexión de la bomba de inflado

En la figura 2.10 se muestra el circuito de conexión y desconexión de la bomba de inflado del brazalete, en la cual se logra que una vez que aparece un nivel alto en el terminal del puerto de salida (Out 2) se activa el transistor (Q2) el cual al pasar a saturación pone también en saturación al transistor (Q1) y con ello se activa la bomba de inflado. La bomba de inflado se alimenta con un voltaje de corriente directa de 6 V y consume 230 mA. Como transistor de potencia fue seleccionado el BD138, por tener una corriente IC máxima de 1 A y potencia de 8 W.

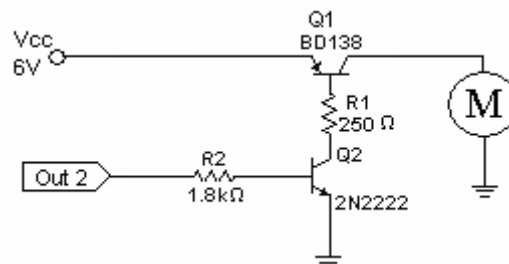


Figura 2.10 Circuito de activación de la bomba de inflado

2.3.3 Sistema de micro cómputo

El diseño del sistema de micro cómputo 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 (Programmable System on a Chip PSoC) de la firma Cypress y los PIC de la firma MicroChip. 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, con la que actualmente se

promueve un convenio y, teniendo en cuenta que los mismos usan la tecnología PIC se ha decidido la misma para el diseño del sistema de micro cómputo.

Para la selección del sistema de micro cómputo deben tenerse en cuenta 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 buscan, aumentar la primera y minimizar el segundo, luego que se hayan cumplido los primeros cuatro requisitos.

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

Tabla 2.2 Exigencias fundamentales del sistema de micro cómputo

No	Característica	Cantidad
1.	Número de entradas analógicas	1 con dos canales multiplexados
2.	Número de salidas analógicas	1 para el control de la electroválvula de vaciado
3.	Resolución del convertidor análogo digital	Entre 10 y 12 bit
4.	Número de entradas digitales	4 entradas para teclado No se especifican las entradas del A/D si se considera parte del PIC.
5.	Número de salidas digitales	1 control válvula de vaciado 1 control bomba de inflado 12 para atención a <i>display</i>
6.	Memoria de programa (PROM)	2 kB
7.	Memoria de acceso aleatorio (RAM)	Entre 1.39kB y 1.78kB

Dentro de los aspectos reflejados en la Tabla 2.2, es importante señalar como se determina el tamaño de memoria RAM del sistema debido a que este aspecto difiere de los sistemas similares, que emplean el método clásico (método PIP) en la medición de presión empleando la señal oscilométrica.

La diferencia fundamental radica en que el método PIP, solo se va guardando en memoria la posición de los máximos de los latidos para posteriormente obtener la envolvente de la señal y junto a ello el valor de la presión del brazalete.

A continuación se analizan diferentes variantes. Si las mediciones de presión poseen un tiempo máximo del orden de 100s y tomando una frecuencia de muestreo de 128, un ritmo cardiaco máximo de 3.5 latidos/s y 2 byte de tamaño de dato, se puede entonces hallar el total de muestras a almacenar (NTMA) para el caso que se almacenen todas las muestras adquiridas. Así $NTMA_1$ se calcula de la siguiente forma:

$$NTMA_1 = 100 * 3.5 * 128 * 2 = 89600 \text{ Byte}$$

El valor de NTMA resulta considerablemente grande y el mismo habrá que multiplicarlo por dos teniendo en cuenta que son dos canales: oscilométrico y del brazalete. Sin embargo considerando el caso del método PIP en el que solo se guarda la posición de los máximos de los latidos, NTMA estaría dado por:

$$NTMA_2 = 100 * 3.5 * 2 = 700 \text{ B}$$

De igual forma a lo explicado anteriormente, el valor de $NTMA_2$ se duplica para tener en cuenta las mediciones de presión del brazalete por lo que el valor final sería 1400B.

En el caso del método CITLO si se emplean los tres indicadores del método CITLO para la medición, además de los máximos de los latidos se necesita almacenar en el peor de los casos una ventana deslizante de muestras bidimensional de 0.3 del período de la señal por 7 latidos de profundidad. Además es necesario tener en cuenta localizaciones de memoria adicionales para almacenar los valores de los contornos dado que sería tres veces la cantidad de latidos, por lo que el valor de NTMA vendría dado por:

$$NTMA_3 = [(0.3/3.5) * 7 * 128 + 3 * (100 * 3.5)] * 2 = 1127 \text{ B}$$

En este caso no es necesario duplicar el valor de $NTMA_3$ para considerar el valor de la presión del brazalete debido a que solo es necesario almacenar la presión del brazalete

(700B) por cada latido por lo que solo habría que adicionar 700 B dando un resultado final de 1827B que serían 1.78kB.

Este valor puede resultar relativamente grande todavía y, puede disminuirse aun más para la variante más sencilla. Si se considera un solo indicador en la medición de presión solo sería necesario tomar tres muestras en cada latido y 3 latidos para una ventana bidimensional de 3 x 3, por lo que NTMA estaría dado entonces por:

$$NTMA_4 = [3 \times 3 + (100 \times 3.5)] \times 2 = 718B$$

Al valor de NTMA₄ al igual que en el caso anterior solo es necesario sumarle 700 B para guardar la presión del brazalete obteniéndose un total de 1418B que sería 1.39kB, siendo este valor más manejable.

Partiendo de los requerimientos hallados en la Tabla 2.2 se determina que los requerimientos expuestos pueden satisfacerse con un microprocesador PIC del tipo PIC18F252 que posee como características más significativas las que se ofrecen en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3 Características significativas del PIC18F252

No	Especificación	Característica
1	Número de entradas analógicas	5
2	Número de salidas analógicas	2 salidas PWM
3	Resolución del convertidor análogo digital	10bit
4	Número de entradas/salidas	23
5	Memoria de programa (PROM)	16k
6	Memoria (RAM)	1.5k

Capítulo 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

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 el 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 Resultados y discusión de las pruebas del sensor

Como transductor se utilizó un sensor de presión de tipo piezocerámico de la firma SemSyn modelo SX7005D. 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. Las especificaciones del dispositivo mostradas en la hoja de datos convienen perfectamente con el papel que va a desempeñar [40]. 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	4.1	160	23.3
20	7.2	180	25.8
40	9.3	200	28.1
60	11.5	220	30.1
80	13.8	240	32.7
100	16.2	260	34.9
120	18.5	280	37.3
140	21.0	300	39.6

Para un mejor análisis de la linealidad, en la Figura 3.1, 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 marcas rectangulares mientras que la línea continua representa la ecuación de linealización de los valores reales.

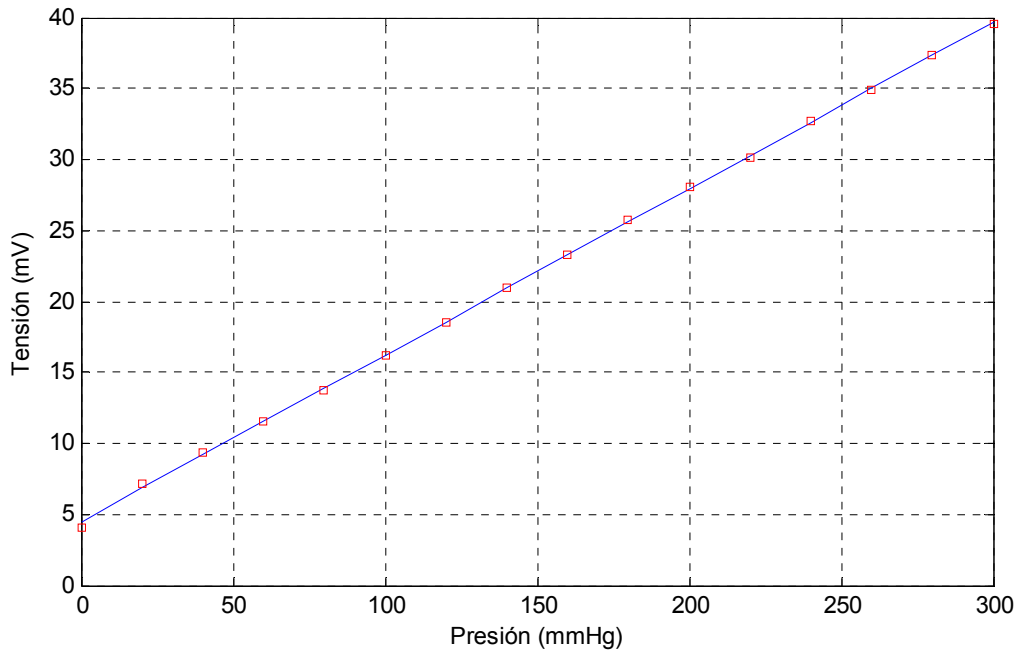


Figura 3.1 Gráfico de tensión vs presión del sensor SX7005D

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 3.2. Si

se calcula el error medio se obtiene un valor de -1.1102×10^{-16} mV con una desviación estándar de ± 0.1704 mV, representativo de la alta linealidad del sensor.

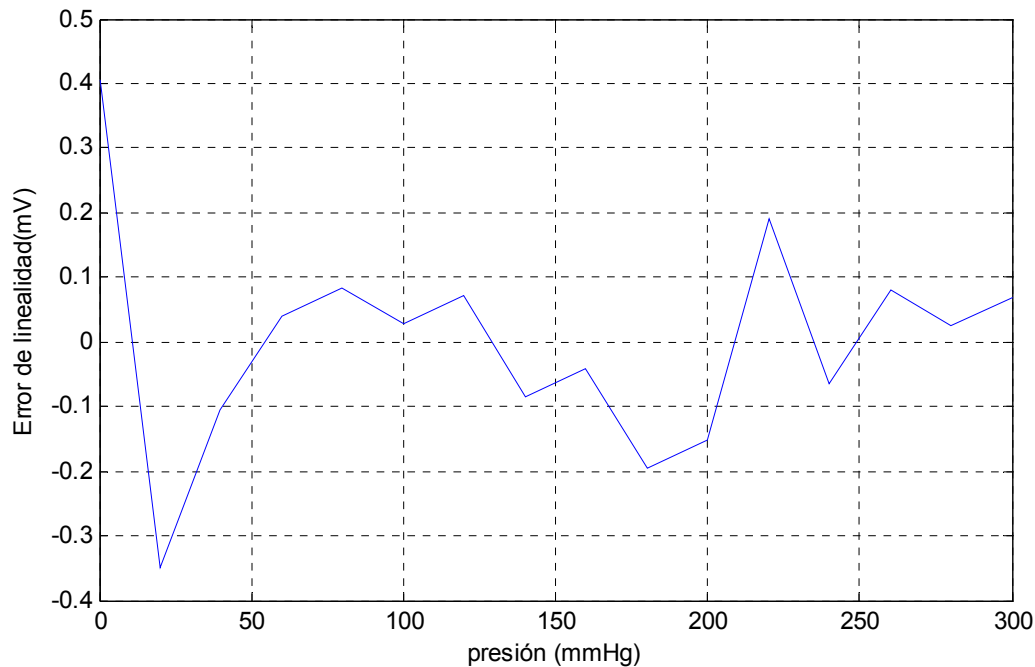


Figura 3.2 Gráfico de error de linealidad del sensor

3.3 Resultados y discusión de la simulación del canal de presión del brazalete

Para la realización de la validación de los resultados del diseño 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 3.3 se ofrecen los resultados de tensión de salida vs tiempo de la señal del brazalete, y en la figura 3.4, 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 0.5 Hz que fue el valor establecido en los requisitos de diseño.

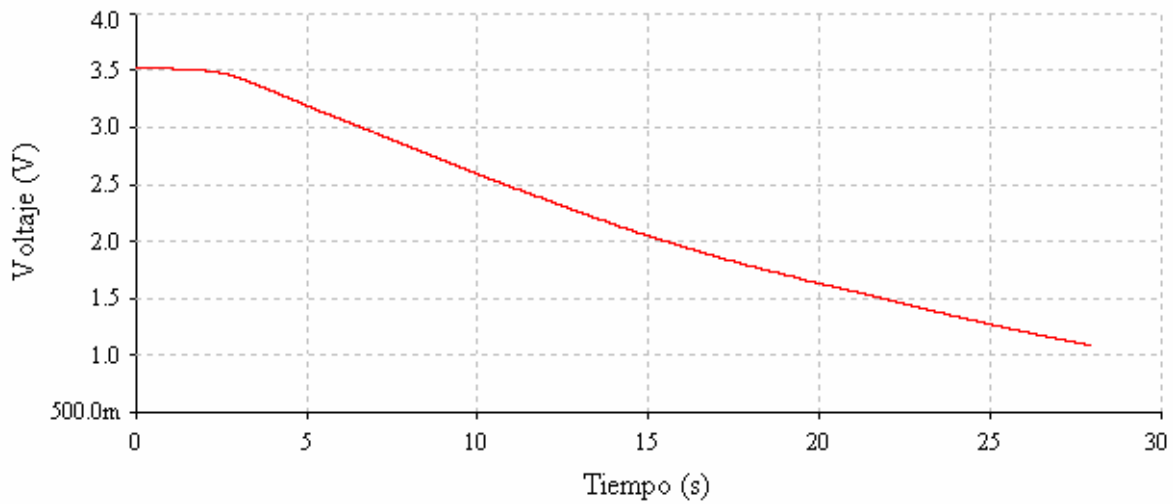


Figura 3.3 Voltaje de salida de la señal del brazalete en función del tiempo

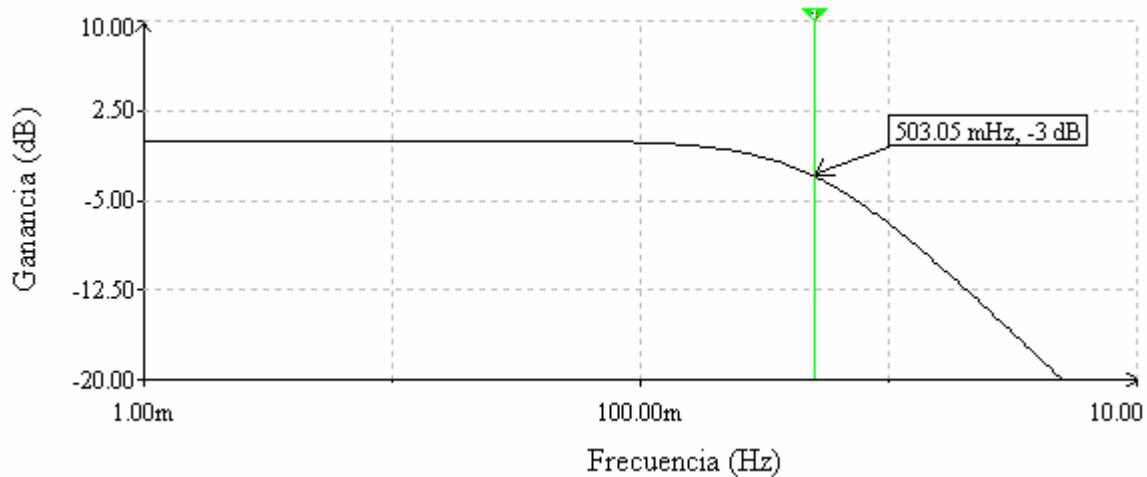


Figura 3.4 Respuesta de frecuencia del filtro RC pasivo

3.4 Resultados y discusión de la simulación del canal oscilométrico

El canal oscilométrico fue diseñado en el capítulo 2 y presentado en la (figura 2.6) con componentes de mayor grado de integración. Para la comprobación de su correcto funcionamiento, de acuerdo a los requerimientos de diseño, fue simulado en análisis transiente y análisis a corriente alterna AC.

En la figura 3.5 se ofrecen los resultados del voltaje de salida de la señal oscilométrica vs tiempo.

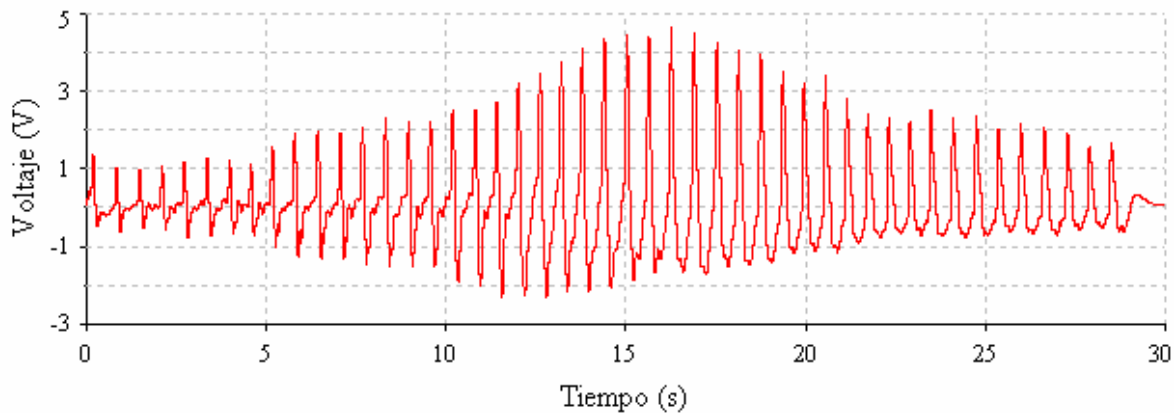


Figura 3.5 Voltaje de salida de la señal oscilométrica en función del tiempo

En la figura 3.6 se muestran los resultados de la respuesta de frecuencia del filtro pasa alto con frecuencia de corte para el diseño de 0.5 Hz, que se encuentra a la salida del acondicionamiento primario, en el canal de medición oscilométrico y fue concebido con componentes de mayor grado de integración (figura 2.6). Este filtro también es usado en el canal oscilométrico con componentes de menor grado de integración (figura 2.5), observándose que los resultados prácticos se adecuan al valor deseado.

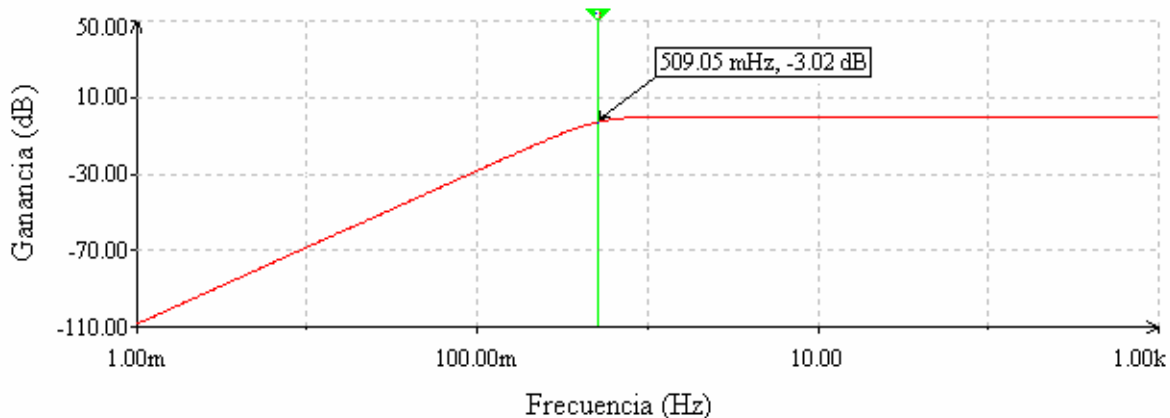


Figura 3.6 Respuesta de frecuencia del filtro pasa alto

En la figura 3.7 se muestra la respuesta de frecuencia del filtro pasa bajo de segundo orden con aproximante de Bessel y frecuencia de corte de 30 Hz que se diseña para el canal oscilométrico con mayor grado de integración (figura 2.6). El mismo se encuentra ubicado a la salida del filtro paso alto, y sus resultados en la simulación coinciden con lo esperado.

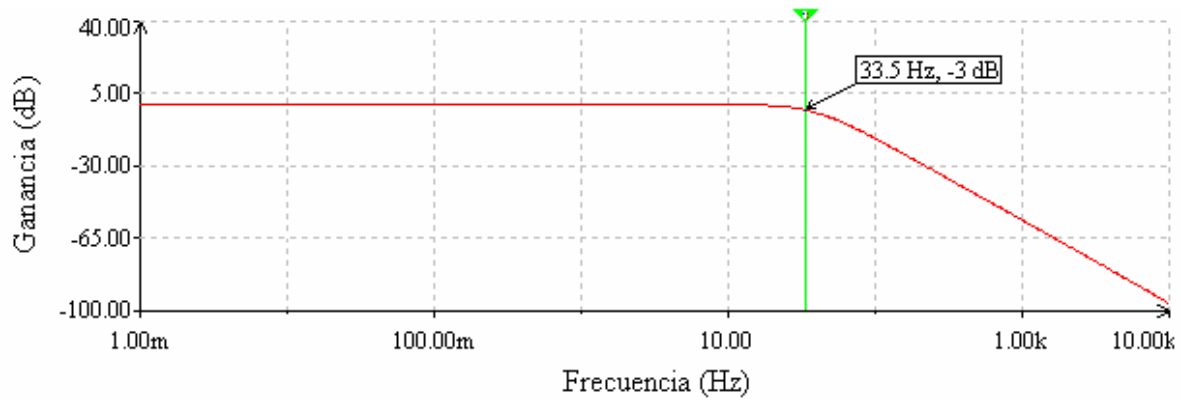


Figura 3.7 Respuesta de frecuencia del filtro pasa bajo

En la figura 3.8 se hace un análisis total del canal de medición oscilométrico con componentes de mayor grado de integración (figura 2.6), donde se aprecia una respuesta de canal como pasa banda con frecuencias de corte son de 0.5 Hz y 33.5 Hz.

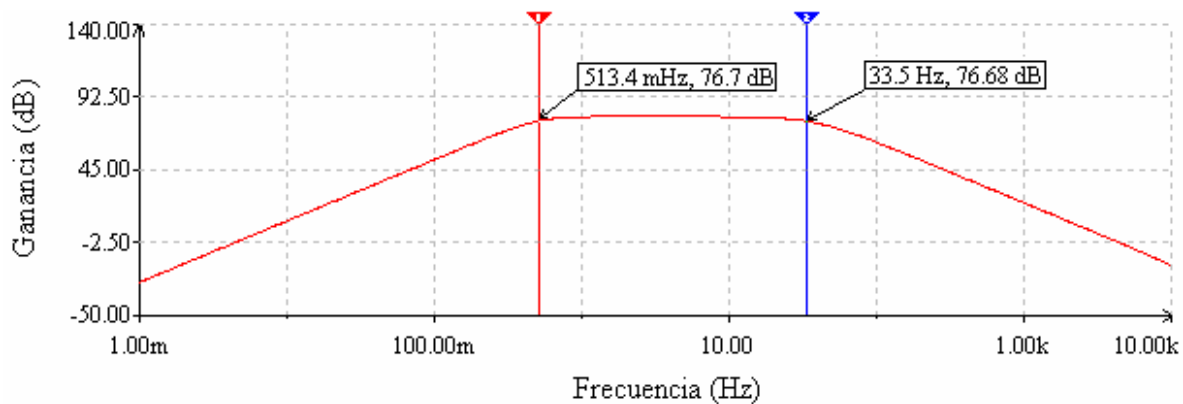


Figura 3.8 Respuesta de frecuencia del canal oscilométrico con mayor grado de integración

En la figura 3.9 se realiza un análisis de la respuesta de frecuencia del amplificador de instrumentación diseñado con componentes de menor grado de integración (figura 2.5), el cual posee un filtro pasa bajo de segundo orden para la frecuencia de 30Hz

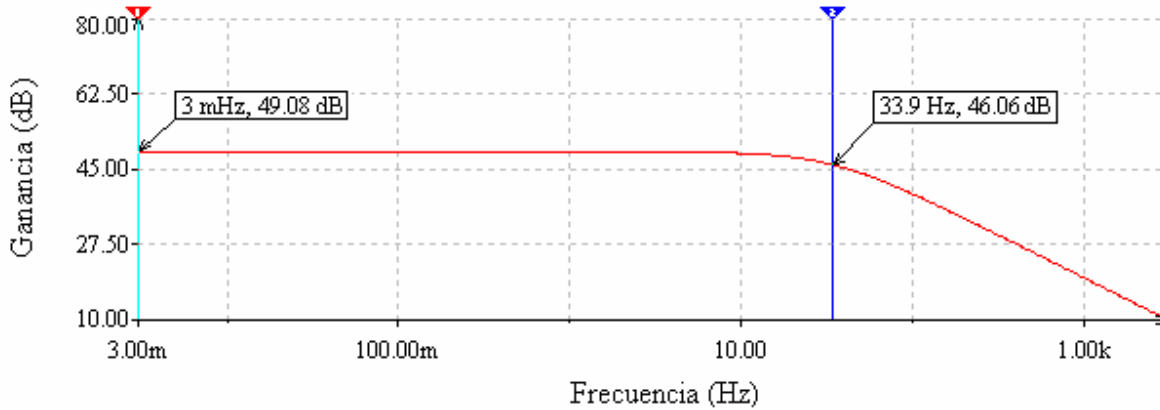


Figura 3.9 Respuesta de frecuencia del filtro pasa bajo del amplificador de instrumentación

En la figura 3.10 se hace un análisis total del canal de medición oscilométrico con componentes de menor grado de integración (figura 2.5), donde se aprecia un filtro pasa banda y sus frecuencias de corte son de 0.5 Hz y 34 Hz.

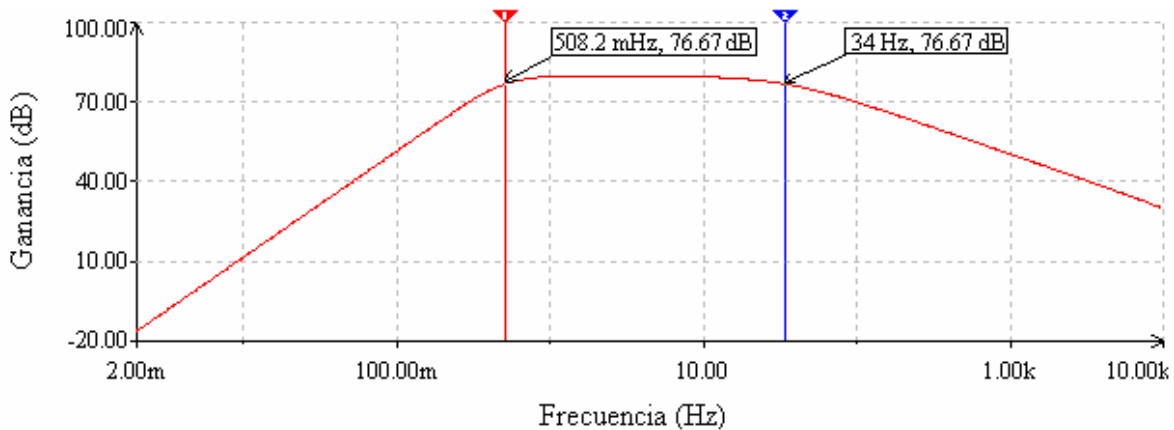


Figura 3.10 Respuesta de frecuencia del filtro pasa banda del canal de medición oscilométrico con componentes de menor grado de integración.

3.5 Resultados y discusión de las pruebas del circuito de salida para la activación de la válvula de vaciado

El circuito de salida para la activación de la válvula de vaciado (figura 2.8) posee un transistor Q1 que conduce y cae en saturación cuando es activado por un terminal de salida del puerto digital Out 1. En la figura 3.11 se muestran los resultados de la simulación para los voltajes de Q1 y Out 1 los que concuerdan perfectamente con el diseño.

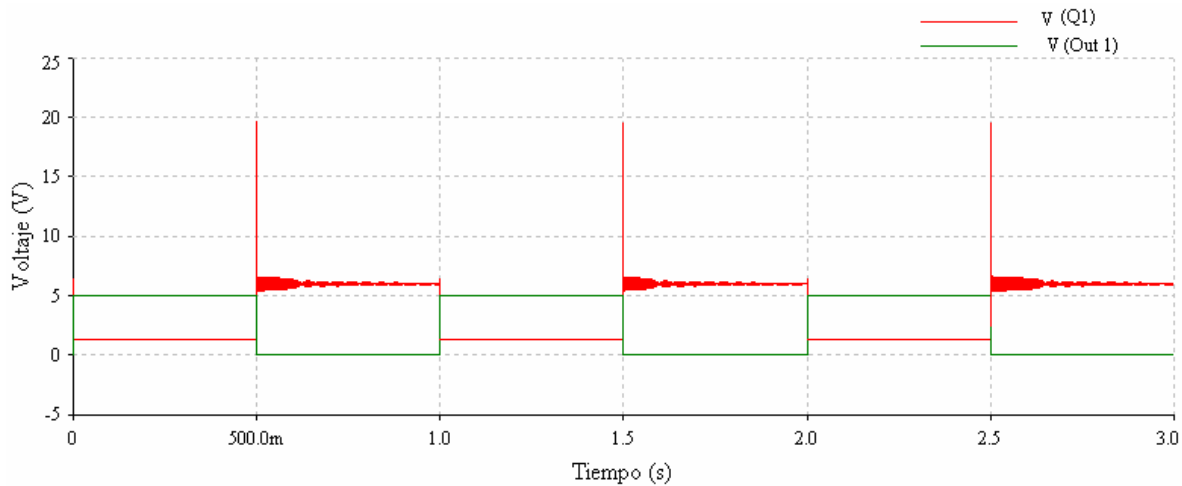


Figura 3.11 Valores de voltaje de Q1y Out 1 en el circuito de salida para la activación de la válvula de vaciado en función del tiempo

3.6 Resultados y discusión de las pruebas del circuito de activación/desactivación de la válvula de inflado

En el circuito de activación de la válvula de inflado (figura 2.10); cuando aparece un nivel alto en el terminal del puerto de salida Out 2, pasa a saturación a Q2 el cual pone también en saturación a Q1 y se activa la bomba de inflado. En la figura 3.12 se muestran los gráficos de voltaje de Out 2, Q2 , Q1 y M respectivamente, donde los valores corresponden perfectamente con los resultados esperados.

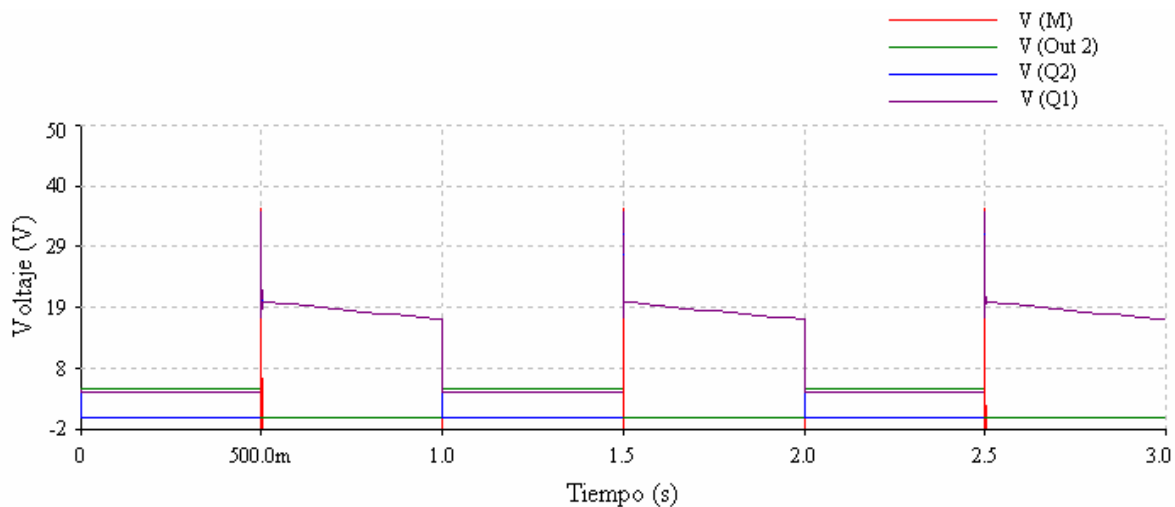


Figura 3.12 Valores de voltaje del circuito de activación de la válvula de inflado en función del tiempo

3.7 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 en el Anexo IV.

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 aproximado (USD)
Costo de las componentes	54.12
Costo aprox. del impreso	10.00
Costo del Hardware	64.12

Del análisis de la tabla se concluye que el costo aproximado del hardware del sistema está en el orden de 65 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 500USD

3.8 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

En el trabajo se ha logrado el diseño de un hardware capaz de adquirir la señal de oscilometría y la del brazalete para la medición de la PSA, y partiendo de aquí implementar el método CITLO.

Se logró establecer los requerimientos de puertos de entrada/salida, variables analógicas y digitales, convertidores análogos digitales y capacidad de memoria permitiendo seleccionar el microcontrolador para la aplicación. Se han determinado los requerimientos de los canales de medición para la señal de oscilometría y la del brazalete.

Para el canal de medición oscilométrico se realizaron dos diseños uno con componentes de menor grado de integración y otro con componentes de mayor grado de integración. Debe tenerse en cuenta que este último posee mejores características de razón de rechazo al modo común y resistencia de entrada. Todos los diseños fueron simulados y validados en el programa Multisim 10.1 de National Instrument donde se obtuvieron resultados satisfactorios.

RECOMENDACIONES

La recomendación fundamental de este trabajo es que una vez que se ha realizado el diseño del hardware del sistema para la medición de presión sanguínea arterial con el empleo del método CITLO, es procedente y se recomienda su montaje y puesta a punto final que en este caso no se hizo por no disponer de todos los componentes necesarios para el montaje.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ESH-ESC. 2003 European Society of Hypertension–European Society of Cardiology guidelines for the management of arterial hypertension. *J Hypertens*. 2003;21:1011-53.
- [2] González K, Pérez GA, García H, Herrera M, Morales A. Principales factores de riesgo asociados a la hipertensión en la adolescencia. *III Simposio Internacional de hipertensión arterial HTA2006*. Centro de Convenciones Bolívar. Santa Clara. Cuba 2006.
- [3] Pérez D, Dueñas A, Alfonso J, Vázquez A, Navarro D, Pozo H, et al. Hipertensión arterial. Guía cubana para la prevención, diagnóstico y tratamiento de la hipertensión arterial. Ciudad de la Habana: MINSAP 2008.
- [4] Pérez L. Análisis vertical de la hipertensión arterial en Cuba. *III Simposio Internacional de hipertensión arterial HTA2006* Mayo 2006; 2006; Centro de Convenciones Bolívar. Santa Clara. Cuba: Editorial Feijo; 2006.
- [5] Chobanian A, Bakris G, Black H, Cushman W, Green L, Izzo J, et al. The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure. *Hypertension*. 2003;42:1206-52.
- [6] Bagga A, Jain R, Vijayakumar M, Kanitkar M, Ali U. Evaluation and Management of Hypertension. *Indian Pediatrics*. 2007;44:103-21.
- [7] Paskalev D, Kircheva A, Krivoshiev S. A centenary of auscultatory blood pressure measurement: A tribute to Nikolai Korotkoff. *Kidney Blood Press Res*. 2005;28:259-63.
- [8] Mancia G, Zanchetti A. One hundred years of auscultatory blood pressure: Commemorating N. S. Korotkoff. *Journal of Hypertension*. 2005;23(1):1-2.
- [9] Geddes LA, Voelz M, Combs C, Reiner D, Babbs CF. Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure. *Ann Biomed Eng*. 1982;10:271-80.
- [10] Gelfer M. Addressing the Need for Accurate Blood Pressure Measurements: A Review of the Evidence. *Business Briefing: Global Healthcare*. 2003:1-7.
- [11] Jones D, Appel L, Sheps S, Roccella E, Lenfant C. Measuring Blood Pressure Accurately: New and Persistent Challenges. *JAMA*. 2003 February, 26; 289(8):1027-30.
- [12] Parati G, Fainia A, Castiglioni P. Accuracy of blood pressure measurement: sphygmomanometer calibration and beyond. *Journal of Hypertension*. 2006;24(10):1915-8.

- [13] Tholl U, Forstner K, Anlauf M. Measuring blood pressure: pitfalls and recommendations. *Nephrol Dial Transplant*. 2004;19(4):766-70.
- [14] Liebl M, Holzgreve H, Schultz M, Crispin A, Bogner J. The effect of clothes on sphygmomanometric and oscillometric blood pressure measurement. *Blood Pressure*. 2004;13:279:82.
- [15] Paratia G. Mediciones de la presión arterial fuera del consultorio. *Boletín del Consejo Argentino de HTA*. 2008;9(3):321-8.
- [16] Santos J, García M. Presentación y validación del Capnógrafo para el monitor Doctus IV del Instituto Central de Investigación Digital. *Revista Cubana de Medicina Intensiva y Emergencias*. 2003;2(3):11-8.
- [17] Ruso R, Ramos J, Batista O, Del Rey R. Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial. II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica; 2001; Ciudad de la Habana. 23 al 25 de mayo; 2001.
- [18] Safar M, Smulyan H. The blood pressure measurement. *American Heart Journal*. 2006 September;152(3):417-9.
- [19] Himmelmann A, Hansson L, Hedner T. Blood pressure measurement: A century of achievements and improvements in the year 2002. *Blood Pressure*. 2002;11:325-7.
- [20] Bluth C, Bluth J, inventors; Computerized Screening, Inc., assignee. Blood pressure measurement system. USA patent US 6,511,435 B1. 2003 jan. 28.
- [21] Keavney B, Bird R, Caiazza A, Casadei B, Conway J. 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*. 2000;14:573-9.
- [22] Rodríguez S. Sistema para la medición y estudio de las señales de presión sanguínea arterial en niños [Tesis de Master en Electrónica]. Santa Clara: Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas; 2002.
- [23] Rodríguez S, Llanes R, Iser K, Taboada A, Ferrer C, inventors; Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, assignee. Equipo y procedimiento para la determinación de la presión sanguínea arterial. Patente Cubana No 23196. Cuba. 2007.
- [24] Wu S, Wu J, Jan T, Chen C, inventors; Taidoc Corp Ltd, assignee. Method and apparatus for non-invasive blood pressure measurement. USA patent US 6,475,154 B1. 2002.
- [25] Sorvoja H, Mylly R, Karja-Koskenkari P, Koskenkari J, Lilja M, Kesaniemi A. Accuracy comparison of oscillometric and electronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as a reference. *Molecular and Quantum Acoustics*. 2005;26:235:60.
- [26] Chen Y, Zorn B, Strange D, inventors; VSM Medtech Ltd., assignee. Method and apparatus for measuring blood pressure by the oscillometric technique. USA patent US 6,719,703 B2. 2004 Apr. 13, 2004.
- [27] Moraes J, Cerulli M. A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles. *Computers in cardiology*. 2000;27:211-4.

- [28] Geddes LA, Roeder R, inventors; Pardue Research Foundation, assignee. Oscillometric noninvasive blood pressure monitor. USA patent US 7,014,611 B1. 2006 Mar, 21.
- [29] Csordas P, Scherer B. Development and applications of a home health monitoring device. In: ICC, editor. International Carpathian Control Conference ICC 2006; 2006 May 29-31; Roznov. Czech Republic; 2006.
- [30] Gonzales H. Medición de Presión Sanguínea Arterial Latido a Latido por Tonoscilometría Braquial [Tesis Presentada en Opción al Título de Máster]. Havana: Instituto Superior Politécnico “José Antonio Echeverría”; 1999.
- [31] Drzewiecki G. Non invasive arterial blood pressure and mechanics. In: Bronzino J, ed. *The biomedical engineering handbook*. New York: Taylor & Francis 2006:55-1.
- [32] Amoores J, Vacher E, Murray I, Mieke S, Kim S, Smith F. 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*. 2007;12(5):297-305.
- [33] Kolluri S, Hersh L, Medero R, inventors; GE Medical Systems Information Technologies, Inc., assignee. Oscillometric determination of blood pressure. USA patent US 6,893,403 B2. 2005 May 17.
- [34] Lin C, Liu S, Wang J, Wen Z. Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003 April;50(4):432- 41.
- [35] Koo Y, Kang J, Shin IH, Jung MY, Suh GJ, Kim HC. Preliminary study of motion artifact rejection for NIBP measurement in an ambulance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*; 2007: IEEE; 2007.
- [36] Takla G, Petre JH, Doyle J, Horibe M, Gopakumaran B. The Problem of Artifacts in Patient Monitor Data During Surgery: A Clinical and Methodological Review. *Anesth Analg*. 2006 November;103(1196 5).
- [37] Rodríguez S. Método robusto de medición de la Presión Sanguínea Arterial en niños [Tesis presentada en opción al grado científico de Doctor en Ciencias Técnicas]. Santa Clara: Universidad Central “Marta Abreu” de las Villas; 2008.
- [38] Laguna Udl. Display Hitachi HD44780. 2007 [cited 2009 June, 12th]; Available from: <http://www.isaatc.ull.es/portal/docencia/itinformatica/itisistemas/leyfa/informacion-sobre-practicas/hojas-de-datos/display-hitachi-hd44780>
- [39] kohritsu CO. L. Linear Control Servo Valves. 2009 [cited 2009 June,18th]; Available from: <http://www.kohritsu.co.jp/pc/free03.htm>
- [40] Honeywell. 1 psig to 300 psig Button Package Plastic Silicon Pressure Sensors. SX7 Series 2009 [cited 2009 April,14th]; Available from: www.honeywell.com/sensing

ANEXOS

Anexo I. Hoja de datos del sensor

SX7 Series

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 for additional details.

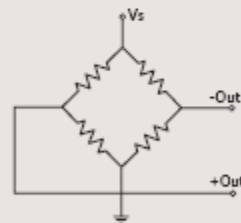
APPLICATIONS

Medical Equipment
Computer Peripherals
Pneumatic Controls
HVAC

FEATURES

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

EQUIVALENT CIRCUITS



SX7 Series

PRESSURE SENSOR CHARACTERISTICS

Maximum Ratings (For All Devices)

Supply Voltage, V_S	+12 Vdc	Maximum Pressure ⁽⁷⁾	
Maximum Pressure on any port	200 psig	SX7001D	20 psid
Temperature Ranges		SX7005D	20 psid
Operating	-40°C to +85°C	SX7015D	30 psid
Storage	-55°C to +125°C	SX7030D	60 psid
Humidity Limits	0 to 100% RH	SX7100D	150 psid
Lead Temperature		SX7150D	200 psid
(Soldering 3 Seconds)	250°C	SX7300D	300 psid

STANDARD PRESSURE RANGES

Characteristics	Operating Pressure	Proof Pressure	Full-Scale Span ⁽⁹⁾		
			Min	Typ	Max
SX7001D	1 psi	–	15 mV	20 mV	25 mV
SX7005D	5 psi	–	50 mV	75 mV	100 mV
SX7015D	15 psi	–	75 mV	110 mV	150 mV
SX7030D	30 psi	–	75 mV	110 mV	150 mV
SX7100D	100 psi	–	100 mV	150 mV	200 mV
SX7150D	150 psi	–	75 mV	110 mV	150 mV
SX7300D	0 – 300 psi	350 psi	100 mV	150 mV	200 mV

SX7001D PERFORMANCE CHARACTERISTICS⁽¹⁾

Characteristics	Min	Typ	Max	Unit
Sensitivity	3.0	4.0	5.0	mV/V/psi
Temperature Coefficient of Span ⁽⁶⁾	-2550	-2300	-2050	ppm/°C
Zero Pressure Offset	-35	-20	0	mV
Temperature Coefficient of Offset ⁽⁶⁾	–	+4	–	µV/V/°C
Combined Pressure Non-Linearity and Pressure Hysteresis ⁽²⁾	–	0.2	±0.5	%FS
Long Term Stability of Offset and Sensitivity ⁽⁴⁾	–	0.1	–	%FS
Response Time (10% to 90%) ⁽³⁾	–	100	–	µsec
Input Resistance ⁽⁵⁾	–	4.1	–	kΩ
Temperature Coefficient of Resistance	+690	+750	+810	ppm/°C
Output Resistance ⁽⁷⁾	–	4.1	–	kΩ
Repeatability ⁽¹⁾	–	0.5	–	%FS

SX7005D PERFORMANCE CHARACTERISTICS⁽¹⁾

Characteristics	Min	Typ	Max	Unit
Sensitivity	2.0	3.0	4.0	mV/V/psi
Temperature Coefficient of Span ⁽⁶⁾	-2550	-2300	-2050	ppm/°C
Zero Pressure Offset	-35	-20	0	mV
Temperature Coefficient of Offset ⁽⁶⁾	–	+4	–	µV/V/°C
Combined Pressure Non-Linearity and Pressure Hysteresis ⁽²⁾	–	0.2	±0.5	%FS
Long Term Stability of Offset and Sensitivity ⁽⁴⁾	–	0.1	–	%FS
Response Time (10% to 90%) ⁽³⁾	–	100	–	µsec
Input Resistance ⁽⁵⁾	–	4.1	–	kΩ
Temperature Coefficient of Resistance	+690	+750	+810	ppm/°C
Output Resistance ⁽⁷⁾	–	4.1	–	kΩ
Repeatability ⁽¹⁾	–	0.5	–	%FS

SPECIFICATION NOTES (for all devices)

Note 1: Reference Conditions:
 $T_A = 25^\circ\text{C}$
 Supply
 $V_S = 5\text{ Vdc}$
 Common Mode Line
 Pressure = 0 psig
 Pressure applied to Port 2 only

Note 2: Full-Scale Span in the algebraic difference between the output voltage at full-scale pressure and the output at zero pressure. Full-Scale Span is ratiometric to the supply voltage.

Note 3: Pressure Hysteresis - the maximum output difference at any point within the operating pressure range for increasing and decreasing pressure.

Note 4: Slope of the best straight line from 0 to 70°C.

Note 5: Maximum difference in output at any pressure with the operating pressure range and the temperature range within 0°C to 70°C after:
 a) 100 temperature cycles, 0°C to 70°C
 b) 1.0 million pressure cycles, 0 psi to Full-Scale Span

Note 6: Input resistance is the impedance between V_S and ground.

Note 7: Output resistance is the impedance between + and - outputs.

Note 8: Response time for a 0 psi to Full-Scale Span pressure step change, 10% to 90% rise time.

Note 9: Long term stability over a one year period.

Anexo II. Hoja de datos de la electroválvula modelo SLA-01

SLOW LEAK VALVE/KOHRITSU CO.,LTD.

<http://www.kohritsu.co.jp/pc/free04.1>

KOHRITSU CO.,LTD.

SLOW LEAK VALVE/OTHER VALVES

SLA-01

有限会社 光立

TEL : 048-280-5337

E-Mail : info@kohritsu.co.jp



Exhaust speed	3-5mmHg per second between 210mmHg and 50mmHg
Material	POM
Dimension	8mm×23.5mm
Weight	1.12gram

SLA DATA

取扱製品 1

血圧計用比例バルブ
 ・各種血圧計用比例バルブ紹介
 ・流量データ掲載

取扱製品 2

定速排気弁
 ・流量データ掲載

PRODUCTS I

LINEAR CONTROL
 SERVO VALVES

PRODUCTS II

SLOW LEAK VALVE

Inspection Procedure of Slow Leak Valve

1.Connection

Valve to be connected with a 500cc tank thru a tube.

2.Use compressed air

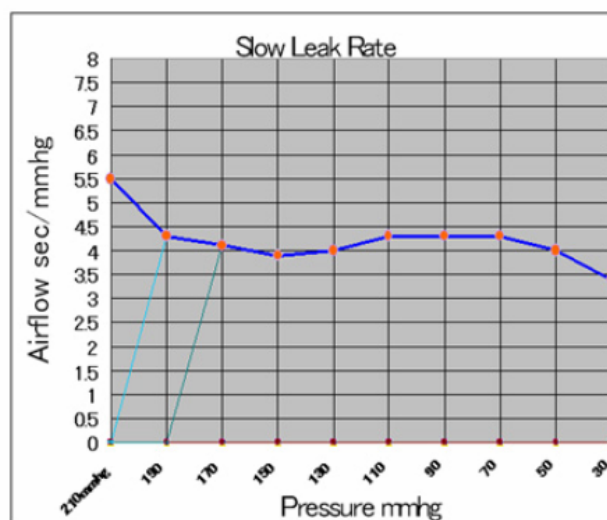
Pressurize the tank to 210mmHg and wait until compressed air is stabilized (Pressure meter may show compressed air in the tank close to 170mmHg as stabilized)

3.Adjustment

Leak rate range shall be adjusted from 3 to 6mmHg/sec for pressure of 170mmHg down to 50mmHg

100cc & 800cc types are also available with the same leak rate of 3 to 6mmHg/sec.

Other leak rate ranges maybe possible upon request.



Anexo III. Hoja de datos de la electroválvula modelo SV-602W

LINEAR CONTROL SERVO VALVES KOHRITSU CO.,LTD.

<http://www.kohritsu.co.jp/pc/free03/>

KOHRITSU CO.,LTD.

有限会社 光立
TEL : 048-280-5337
E-Mail : info@kohritsu.co.jp

LINEAR CONTROL SERVO VALVES

MODEL NO:SV-602W



◆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

取扱製品 1

血圧計用比例バルブ
・各種血圧計用比例バルブ紹介
・流量データ掲載

取扱製品 2

定速排気弁
・流量データ掲載

PRODUCTS I

LINEAR CONTROL
SERVO VALVES

PRODUCTS II

SLOW LEAK VALVE

資料請求ページ

弊社の資料をご請求されたい方はこちらから。

営業品目

◆医療機器部品開発・製造
◆流体機器開発・製造

血圧計用比例バルブ
定速排気弁

PRODUCT LINE

Size	20.0mm×15.0mm×13.5mm
Control capacity	300cc-800cc
Voltage	6V
Weight	9.75g

PART NO.*I	Rated Voltage	Field to use	Control size*II	Remarks
SV-302	3V	Professional	1. 2. 3.	Airflow Characteristics Airflow vs. Voltage
SV-302W	3V	Professional	1. 2. 3.	
SV-602	6V	Professional	1. 2. 3.	Airflow Characteristics
SV-602W	6V	Professional	1. 2. 3.	Airflow Characteristics
SV-311	3V	Home monitor	1. 2. 3.	
SV-611	6V	Home monitor	1. 2. 3.	Airflow Characteristics
SV-312	3V	Home monitor	4. 5. 6. 7.	
SV-312W	3V	Professional/Home monitor	4. 5. 6. 7.	Airflow vs. Voltage vs Pressure
*I W: w/Balancing wings *II 1. Large Adult(800cc) 2. Adult(500cc) 3. Child(300cc) 4. Infant(100cc) 5. Wrist(60cc) 6. Newborn(30cc) 7. Finger(10cc)				

▼Airflow Characteristics Movie

Anexo IV. Listado de componente y sus precios aproximados

Tabla Anexo III. Listado de componente y sus precios aproximados

Componente	Precio unitario (USD)	Cantidad	Total (USD)
Motor de Inflado	6	1	6
Válvula (SV-602W)	20	1	20
Válvula on/off	1	1	1
PIC	7.40	1	7.4
Sensor SX005D	2.33	1	2.33
Resistor (316 k Ω)	0.11	1	0.11
Capacitor (1 uF)	0.26	3	0.78
AO (AD623AN)	2.96	1	2.96
Resistor (442 k Ω)	0.19	1	0.19
Resistor (220 k Ω)	0.06	2	0.12
Resistor (5.36 k Ω)	0.10	2	0.2
Capacitor (680 nF)	0.86	1	0.86
Capacitor (910 nF)	1.41	1	1.41
AO (AD8031AN)	2.95	3	8.85
Resistor (11 k Ω)	0.06	1	0.06
Resistor (10 k Ω)	0.06	1	0.06
Resistor (330 k Ω)	0.09	1	0.09
Resistor (500 Ω)	0.05	1	0.05
Resistor (1.8 k Ω)	0.06	1	0.06
Resistor (250 Ω)	0.04	1	0.04
Transistor (2N2222)	0.2	2	0.4
Transistor (BD138)	0.6	1	0.6
Resistor (36 Ω)	0.05	1	0.05
Resistor (2.2 k Ω)	0.01	1	0.01
Resistor (100 Ω)	0.02	1	0.02
Diodo (1N4148)	0.02	1	0.02
Resistor (4.1 k Ω)	0.15	3	0.45
Total			54.12