



INSTITUTO TECNÓLOGICO DE CD. GUZMÁN

TESIS

TEMA:

**DISEÑO DE UN SISTEMA PARA LA EVALUACIÓN DE LOS
SIMULADORES Y/O ANALIZADORES UTILIZADOS PARA LA
CALIFICACIÓN DE ESFIGMOMANÓMETROS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

PRESENTA:

ING. ANA CRISTINA ARIAS GARCÍA

DIRECTOR DE TESIS:

DR. RAMÓN CHÁVEZ BRACAMONTES

CODIRECTOR DE TESIS:

DR. JAIME JALOMO CUEVAS

CD. GUZMÁN, JALISCO, MÉXICO, AGOSTO DE 2018

AGRADECIMIENTOS

- Agradezco a mis padres por su apoyo fundamental en todo lo que soy, tanto en mi educación académica, como a lo largo de mi vida.
- A mi esposo que ha estado a mi lado en los buenos momentos y me a apoyado para salir adelante en mi vida personal y profesional.
- A mi hija por motivarme para terminar con éxito mi formación académica.
- A mi asesor y codirector por el apoyo para realizar esta tesis.
- Al Instituto Tecnológico de Cd. Guzmán y de igual manera al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por apoyar mis estudios de Maestría.

Resumen

El siguiente proyecto trata del desarrollo de un prototipo de calificación de equipos simuladores de signos vitales, en donde solo abordamos la variable de presión arterial.

Este dispositivo desarrollado permite visualizar la simulación de la variable de presión arterial de un paciente y su sintomatología.

En el primer capítulo se describe el planteamiento del problema, los objetivos general y específico, la justificación del problema, los resultados importantes y la aportación del proyecto para solución del problema.

En el segundo capítulo se presentan todos los antecedentes del proyecto así como el estado del arte. Además nos da una panorámica más afondo del tema y sus avances en la calificación de este equipo médico y la importancia que tiene el mantener equipos debidamente calificados y certificados para detectar las diferentes sintomatologías de los pacientes y realizar un diagnóstico más acertado.

El tercer capítulo presenta el marco teórico que sustenta el proyecto, abordaremos los conceptos de presión arterial y sus tipos, los diferentes métodos de medición, que son los simuladores de signos vitales, cuál es su función y su uso en la medicina, además analizaremos las características de los diferentes componentes que se utilizaron en el desarrollo del proyecto así como de las plataformas de desarrollo en las cuales se llevó a cabo este prototipo.

El cuarto capítulo detalla la metodología que siguió de desarrollo del proyecto. Se detalla cada una de las etapas del diseño como lo son los componentes utilizados y las etapas donde se integraron, el funcionamiento de cada una de ellas y la programación en la plataforma de desarrollo.

Abstract

The following project deals with the development of a prototype of qualification of simulators of vital signs, where we only approach the variable of arterial pressure.

This developed device allows to visualize the simulation of the variable of arterial pressure of a patient and its symptomatology.

The first chapter describes the problem statement, the general and specific objectives, the justification of the problem, the important results and the contribution of the project to solve the problem.

In the second chapter all the background of the project as well as the state of the art are presented. It also gives us a more in-depth view of the subject and its advances in the qualification of this medical team and the importance of maintaining properly qualified and certified teams to detect the different symptomatology of patients and make a more accurate diagnosis.

The third chapter presents the theoretical framework that sustains the project, we will address the concepts of arterial pressure and its types, the different measurement methods, which are the simulators of vital signs, what is its function and its use in medicine, we will also analyze the characteristics of the different components that were used in the development of the project as well as the development platforms in which this prototype was carried out.

The fourth chapter details the methodology that followed the development of the project. Each of the design stages is detailed, as are the components used and the stages where they were integrated, the operation of each one of them and the programming in the development platform.

Índice general

Capítulo I INTRODUCCIÓN	1
1.1 Introducción	2
1.2 Objetivo general	3
1.3 Objetivos específicos	3
1.4 Justificación	3
1.5 Hipótesis	4
1.6 Metas	4
1.7 Aportaciones del trabajo a la solución del problema	4
1.8 Principales resultados	5
Capítulo II ANTECEDENTES	6
2.1 Introducción	7
2.2 Antecedentes	8
2.2.1 Medición de presión arterial invasiva	
8	
2.2.2 Estimación no invasiva manual de la presión arterial	8
2.2.3 Estimación automatizada de presión arterial no invasiva	8
2.2.4 Oscilometría	9
2.2.5 Algoritmos oscilométricos de estimación de la presión arterial	10
2.2.6 Algoritmo de amplitud máxima	11
2.2.7 Oscilometría derivada	12
2.2.8 Enfoque con redes neuronales (NN)	13

Capítulo III MARCO TEÓRICO ----- 16

3.1 Introducción ----- 17

3.2 Presión arterial ----- 17

3.3 Tipos de medición de la presión arterial ----- 18

3.4 Métodos de medición no invasiva de presión arterial ----- 19

 3.4.1 Método de auscultación (escuchar) ----- 19

 3.4.2 Método oscilométrico (de medición) ----- 20

3.5 Métodos de medición invasiva de presión arterial ----- 22

 3.5.1 Sensores extravasculares ----- 22

 3.5.2 Sensores intravasculares ----- 23

3.6 Monitores de signos vitales ----- 23

3.7 Esfigmomanómetro ----- 24

3.8 Simuladores de signos vitales ----- 25

3.9 Sensor de presión MPX5050 ----- 29

3.10 Sensor de presión MPX2050 ----- 32

3.11 Plataforma de desarrollo arduino ----- 34

 3.11.1 Arduino mega 2560 ----- 34

3.12 Tarjeta de adquisición de datos MyRio de National Instruments ----- 36

3.13 Plataforma de desarrollo de LabVIEW ----- 38

 3.13.1 Principales características ----- 39

3.14 Simulador CuffLink Non-Invasive Blood Pressure ----- 41

3.15 Druck DPI 620 Calibración avanzada modular y sistema de comunicación ----- 42

Capítulo IV Desarrollo ----- 45

4.1 Introducción ----- 46

4.2 Investigación del estado del arte y análisis de los simuladores que existen en el
mercado ----- 47

4.3 Planteamiento del diseño de prototipo y selección de materiales y plataformas a Utilizar para la misma -----	47
4.4 Desarrollo del prototipo y validación de su funcionamiento-----	49
Capítulo V RESULTADOS -----	59
5.1 Principales resultados alcanzados en el proyecto -----	60
5.1.1 Descripción del simulador de paciente -----	60
5.1.2 Descripción del filtro pasa altas -----	62
5.1.3 Integración del sensor de presión MPX5050 al filtro pasa altas para su simulación	65
Capítulo VI CONCLUSIONES Y APORTACIONES -----	66
6.1 Principales conclusiones el proyecto -----	67
6.1.1 Adquisición del simulador -----	67
6.1.2 Costo beneficio del proyecto -----	67
6.2 Aportaciones del proyecto a la solución del problema -----	67
ANEXOS -----	68

Índice de figuras

Figura 3.1 Montaje para método de auscultación -----	20
Figura 3.2 Onda característica del método oscilométrico -----	22
Figura 3.3 Monitor de signos vitales -----	23
Figura 3.4 Tipos de Esfigmomanómetros -----	25
Figura 3.5 Simuladores de signos vitales -----	26
Figura 3.6 Simulador de signos vitales Prosim 8 de Fluke -----	29
Figura 3.7 Variantes de encapsulado del MPX5050 -----	31
Figura 3.8 Variantes de encapsulado del MPX2050 -----	33
Figura 3.9 Arduino Mega 2560 R3 -----	36
Figura 3.10 Diagrama a bloques del Hardware de MyRio -----	37
Figura 3.11 Señales Primaria/Secundaria en los conectores A y B MXP -----	38
Figura 3.12 Panel frontal en LabVIEW -----	40
Figura 3.13 Diagrama a bloques de un VI de LabVIEW -----	41
Figura 3.14 CuffLink Non-Invasive Blood Pressure Simulator -----	42
Figura 3.15 Druck DPI 620 advance modular calibrator -----	43
Figura 4.1 Diagrama de flujo del proyecto -----	46
Figura 4.2 Diagrama a bloques del sistema de evaluación del simulador -----	48
Figura 4.3 Filtro de la señal de Oscilación -----	51
Figura 4.4 Frecuencia Filtrada -----	52
Figura 4.5 Diagrama de Conexiones del sensor MPX5050 a las entradas A0 y A1 de la tarjeta de Arduino -----	53
Figura 4.6 Gráfica de señales oscilométricas observadas por el microcontrolador -----	54
Figura 4.7 Diagrama de flujo del programa del microcontrolador -----	55
Figura 4.8 Pantalla del panel frontal de la interfase de usuario -----	57
Figura 4.9 Pantalla del diagrama a bloques del programa -----	58
Figura 5.1 CuffLink Non-Invasive Blood Pressure Simulator -----	61
Figura 5.2 Representación gráfica del funcionamiento de la etapa de filtro -----	63
Figura 5.3 Diagrama eléctrico de filtro pasa altas -----	63

Figura 5.4 Circuito implementado físicamente -----	64
Figura 5.5 Señal simulada de llenado y desinflado del brazalete -----	64
Figura 5.6 Detalle de la señal de llenado y desinflado del brazalete -----	65
Figura 5.7 Diagrama eléctrico de conexiones -----	66
Figura 5.8 Señal de llenado y desinflado del brazalete -----	66
Figura 5.9 Detalle de la señal de llenado y desinflado del brazalete -----	67

Índice de Tablas

Tabla 3.1	Categoría de los niveles de presión en adultos -----	18
Tabla 3.2	Información de operación de sensor MPX5050 -----	30
Tabla 3.3	Especificaciones eléctricas del sensor MPX5050 -----	31
Tabla 3.4	Información de Operación del sensor MPX2050 -----	32
Tabla 3.5	Especificaciones Eléctricas del MPX2050 -----	33
Tabla 3.6	Datos de referencia del Druck DPI 620 -----	44
Tabla 4.1	Especificaciones eléctricas y neumáticas del sensor MPX5050 Series -----	50
Tabla 5.1	Especificaciones del simulador de paciente -----	62

Capítulo I

Introducción

1.1 Introducción.

La medición de la presión arterial es un elemento imprescindible en la medicina, ya sea para estudios clínicos de determinadas enfermedades, para la evaluación del estado de pacientes hospitalizados o para el control de la hipertensión. Existe una amplia variedad de métodos para medir la presión arterial de forma invasiva y no invasiva, siendo los primeros potencialmente más exactos, pero la complejidad e inconveniencia en su aplicación hacen que los métodos no invasivos sean los más extendidos. [1]

El método oscilométrico es uno de los más ampliamente usados en las técnicas no invasivas de medir automáticamente la presión arterial. En este método es colocada una banda inflable (cuff) alrededor de una extremidad del cuerpo de un paciente, como puede ser la parte superior del brazo.

El cuff es inflado hasta una presión superior a la presión sistólica del paciente y se reduce esta presión linealmente o en una serie de pequeños pasos. Un sensor de presión mide la presión del cuff, incluyendo las oscilaciones resultantes del paso de la sangre a través de la arteria. Los datos tomados desde el sensor de presión son usados para calcular la presión sistólica, media y diastólica del paciente. [2]

Los equipos de medición y monitoreo de signos vitales como los esfigmomanómetros o monitores de presión arterial son muy importantes para el médico ya que puede identificar a tiempo, posibles anomalías y dar un adecuado tratamiento al paciente.

Para que el médico pueda realizar este diagnóstico de manera correcta al paciente es muy importante tener en óptimas condiciones a los equipos de medición. Por ello, se debe realizar una revisión periódica (Según la recomendación del fabricante y/o normas del sector salud correspondiente) con un simulador de paciente (ECG) donde se verifique los diferentes parámetros a monitorizar (parámetros cardiológicos). Como resultado final de la evaluación del equipo se logra determinar si se encuentra dentro de los márgenes de operatividad; de esta manera el médico especialista tiene una herramienta de confianza para apoyar su labor profesional.

Este trabajo tiene como objetivo desarrollar un sistema el cual funcione para calificar el funcionamiento de los simuladores y así garantizar su óptimo funcionamiento de los equipos.

1.2 Objetivo general.

Diseño de un sistema para la evaluación de un simulador NIBP.

1.3 Objetivos específicos.

- Validación y caracterización de un simulador NIBP en laboratorio.
- Desarrollo del sistema para la evaluación del simulador NIBP.

1.4 Justificación

En el sector médico es muy importante que los equipos de monitoreo de signos vitales mantengan un desempeño óptimo ya que de eso depende un buen diagnóstico del parte médico y a su vez del correcto tratamiento.

Para ello existen simuladores de signos vitales que funcionan como herramientas auxiliares que permiten detectar fallas, descalibraciones y mal funcionamiento de estos equipos médicos.

¿Qué nos garantiza que estos simuladores de signos vitales funcionan de manera adecuada?

Con el desarrollo de un sistema que permita evaluar el funcionamiento del simulador podemos garantizar este óptimo funcionamiento.

1.5 Hipótesis.

Se desarrolla un sistema basado en la plataforma de la tarjeta de adquisición de datos Arduino Mega junto con una interfaz gráfica de fácil manejo para los usuarios que nos ayudará a la evaluación de los simuladores de signos vitales atacando como primera etapa la variable de Presión Arterial y teniendo como opción después migrarse a la tarjeta de adquisición de Datos MyRio de National Instruments.

1.6 Metas.

- Diseño de un programa basado en la plataforma LabVIEW de National instrument utilizando en una primera fase como tarjeta de adquisición de datos una tarjeta de desarrollo de Arduino Mega.
- Desarrollo de una interfaz gráfica amigable con los usuarios para facilitar el manejo del sistema.
- Análisis de simuladores de diferentes marcas y modelos.
- Publicación de artículo en la Revista de Ingeniería Eléctrica ECORFAN Volumen I, Número 2 ISSN 2523-257

1.7 Aportaciones del trabajo a la solución del problema

- Se realiza la importancia de la calificación de simuladores de signos vitales para la variable de presión arterial.
- Se obtendrá un prototipo útil para asistir en la evaluación de los simuladores de signos vitales.
- Gracias a este dispositivo desarrollado se podrá generar un patrón de calificación para la empresa que podrá ser referencia para este tipo de evaluación.

1.8 Principales resultados

1. Se elaboro un articulo científico en el cual se analizaron los diferentes tipos de simuladores de signos vitales con el fin de diseñar una metodología para la adquisición de un equipo dependiendo de las necesidades y la orientación de uso al que va enfocado.
2. Se logro el estudio a fondo de los sistemas de medición de presión arterial por el método oscilométrico con el fin de desarrollar un prototipo capaz de realizar la medición de presión arterial con mayor precisión lo que nos permitirá calificar los equipos simuladores de signos vitales.
3. Se desarrollo la primera fase del prototipo que consta del sensor de presión de uso biomédico, acoplado con amplificador pasa altas a una tarjeta de adquisición de datos que en su primera fase del proyecto se utiliza una tarjeta de desarrollo de Arduino.
4. Se elaboro una interface de usuario en la plataforma LabVIEW en la cual podremos visualizar los datos capturados por el sensor.

Capítulo II

Antecedentes

En este capítulo se presentan los antecedentes que preceden a este proyecto.

2.1 Introducción.

Recientemente, los Institutos Nacionales de Salud (NIH) y el Instituto Nacional de Biomedicina Imágenes y Bioingeniería (NIBIB) han emitido un llamado para propuestas dirigidas al desarrollo de nuevas medidas de presión arterial (BP) con tecnologías más rápidas, de bajo costo y mínimamente intrusivas monitoreo en el manejo de la hipertensión [10].

La presión arterial (BP) podría ser estimada de mediciones externas [11]. Por lo tanto, la estimación confiable de presión arterial es un gran desafío y sigue siendo un problema sin resolver. Cabe señalar que hay una serie de monitores oscilométricos de la presión arterial comercialmente disponibles que cumplen con la corriente estándares para dispositivos BP automatizados [25] - [30]. sin embargo, los algoritmos oscilométricos exactos utilizados en estos dispositivos no son divulgados por los fabricantes que limita cualquier análisis adicional, evaluación y validación de estos algoritmos oscilométricos.

Además, los estándares actuales para los monitores de BP son posiblemente demasiado flojos como el error medio recomendado (ME) y desviación estándar del error (SDE) para la estimación de la BP están dentro de 5 mmHg y 8 mmHg, respectivamente [31], [32].

Revisando artículos en el campo de la estimación de BP [12], [13], [37]. Se describen algoritmos tales como: algoritmo de amplitud máxima y Oscilometría derivada [8]. Estos algoritmos usan paradigmas de aprendizaje tales como redes neuronales y sistemas difusos, algoritmos que estudian la morfología del pulso, algoritmos que son derivados del modelado basado de oscilometría y algoritmos que se basan en la medición del tiempo de tránsito del pulso. Estos métodos fueron diseñados para superar las interferencias y artefacto en oscilometría [9].

2.2 Antecedentes.

2.2.1 Medición de presión arterial invasiva

Los métodos de medición de presión arterial son categorizados generalmente en métodos invasivos y no invasivos [40]. El método de medición de presión arterial invasiva más común es la medición inter arterial usando una aguja [41]. Una cánula corta, de lados paralelos compuesto de teflón o poliuretano se pasa a una vena, como la arteria radial. La cánula está adjunta a un sistema de tubos, que proporciona una infusión constante de salina. La forma de onda de presión se transmite a través de líquido dentro de la tubería de infusión a un diafragma que desplaza en respuesta a la presión. Un transductor luego convierte el desplazamiento a una señal eléctrica. El método invasivo de la medición de la presión arterial generalmente está restringida a un entorno hospitalario y tiene las desventajas de complejidad, riesgo para el paciente e inconveniencia [7].

2.2.2 Estimación no invasiva manual de la presión arterial

Las técnicas no invasivas de estimación de la presión arterial son ambas manuales y automáticas.

Los métodos de palpación y auscultatorio usan manómetros de mercurio para medir la presión, los cuales ahora son considerados un peligro ambiental y por lo tanto muchos países de Europa y América del Norte están en proceso de eliminar el uso de esfigmomanómetros de mercurio y reemplazándolos con monitores automáticos de BP que no usan mercurio [44], [45].

2.2.3 Estimación automatizada de presión arterial no invasiva

Estas técnicas pueden ser ampliamente categorizado en dos tipos:

- i) Técnicas continuas que proporcionan variaciones arteriales de latido a latido, y
- ii) Las técnicas de muestreo que solo estiman la presión arterial sistólica (SBP), presión arterial diastólica (DBP), y a veces presión arterial media (MAP) en un corto período de medición de menos de un minuto [37].

Las técnicas continuas más comunes son pletismografía [46], tonometría [47] y descarga vascular [48].

Las técnicas de muestreo más comunes son la auscultación automática [2], ecografía Doppler con esfigmomanometría [49], y oscilometría [50], [51]. Entre estas técnicas, la oscilometría es el más popular para la estimación de SBP, DBP y MAP, ya que se puede implementar con relativa facilidad en dispositivos automatizados de medición de BP [52] - [54]. A diferencia de la auscultación técnica, la oscilometría puede repetirse por los pacientes en el hogar y es capaz de operar en un ambiente ruidoso [2].

2.2.4 Oscilometría

La Oscilometría se basa en la detección de las pulsaciones de presión dentro de un brazalete envuelto alrededor del bíceps o la muñeca del sujeto.

La oscilometría se realiza de forma similar al método de auscultación, pero usa un sensor de presión para registrar las oscilaciones de presión dentro del brazalete, en lugar de escuchar los sonidos de Korotkoff con un estetoscopio.

La curva de deflación del brazalete, durante el período de deflación, la forma de onda de presión forma una señal conocida como la curva deflación del brazalete. Esta curva se compone de dos componentes principales: componente de variación lenta debido a la presión del manguito aplicada y las pulsaciones que son causadas por la presión arterial.

Los pulsos oscilométricos extraídos forman una señal conocida como forma de onda oscilométrica (OMW). Los métodos para extraer los pulsos oscilométricos de la curva de deflación del brazalete son principalmente de filtrado [50], [51], [55], [56] y de tendencia [57], [58].

El método de filtrado se basa en eliminar los componentes de frecuencia que pertenecen a la presión del brazalete de desinflado utilizando un filtro pasa banda [51], [55] o pasa altas [56] filtro. La frecuencia de corte inferior del filtro generalmente se establece en 0.1-0.5 Hz y la frecuencia de corte superior del filtro se establece alrededor de 20 Hz. La OMW también se puede obtener a través del filtrado analógico durante la grabación de la presión del brazalete utilizando un circuito electrónico antes de digitalizar la forma de onda de presión registrada [50].

En el método de tendencia, una línea de mejor ajuste que representa la disminución de la presión del brazalete se resta de la curva de deflación del brazalete. Ajustar la línea requiere ubicar el comienzo de cada pulso individual en la curva de deflación y luego unir estos puntos. Esta línea de tendencia también produce una estimación de la disminución de la presión aplicada por el brazalete. Un enfoque para obtener esta tendencia es con la ayuda de un electrocardiograma (ECG) registrado simultáneamente [59].

Envolvente de la forma de onda oscilométrica, muchos de los algoritmos oscilométricos se basan en el análisis envolvente de la forma de onda oscilométrica (OMWE) [61] - [66]. La OMWE puede ser formada como pulsos oscilométricos durante el período de deflación del brazalete [12], [58], [67], la línea de base topeak [12], [58], la pendiente máxima [68].

Una variedad de algoritmos de análisis puede ser empleados para estimar los valores MAP, SBP y DBP.

2.2.5 Algoritmos oscilométricos de estimación de la presión arterial

Los algoritmos oscilométricos se definen como los algoritmos que estiman la MAP, SBP y DBP, y se pueden clasificar en varios niveles. En el nivel del sensor, los datos generalmente se adquieren usando sensores de presión. Sensores adicionales como los sensores de ECG se pueden agregar para ayudar a la estimación de BP. A los algoritmos oscilométricos se les puede aplicar a las señales grabadas en diferentes etapas. La mayoría de los algoritmos se basan en el procesamiento de la envolvente de los pulsos oscilométricos. Estos algoritmos usan coeficientes empíricos (algoritmo de amplitud máxima) o analizan la pendiente de la envolvente (oscilometría derivada), utilizan aprendizaje automático (enfoque de red neuronal) o el modelo envolvente para estimar la presión arterial. Sin embargo, los pulsos oscilométricos son muy ricos en información y, por lo tanto, existe una tendencia creciente hacia el desarrollo de algoritmos para extraer la información BP de los pulsos oscilométricos.

Estos algoritmos estiman la presión arterial analizando los cambios en la morfología del pulso oscilométrico o mediante el modelado de los pulsos oscilométricos. El tiempo de tránsito de pulsos (PTT) puede ser extraído si se usa otro sensor como ECG junto con el sensor de presión. La presión arterial puede estimarse analizando el PTT durante la desinflado del brazalete.

2.2.6 Algoritmo de amplitud máxima

El algoritmo oscilométrico más popular es el algoritmo de amplitud máxima (MAA). El MAA se basa en la suposición de que el cumplimiento arterial es máximo cuando la presión del brazalete es igual a la presión arterial, es decir, cuando la presión arterial de la pared está mínimamente extendida. En base a esta suposición, el MAA aproxima la presión arterial media (MAP) como la presión del brazalete a la que el OMWE alcanza un máximo [50],

[61], [70], [71]. Cuando la amplitud de las oscilaciones alcanza una fracción específica de la amplitud máxima de oscilación, la SBP y DBP pueden ser identificados. Para este propósito,

empíricamente coeficientes derivados para determinar los puntos de tiempo en que la presión del brazalete coincide con el SBP y el DBP, respectivamente [51]. El coeficiente sistólico r_s puede variar desde 0.45 a 0.73 y el coeficiente diastólico r_d puede variar desde 0,69 a 0,83 en diferentes dispositivos [72].

En [73], el MAA se simplificó aproximando el OMWE por dos líneas de mejor ajuste; uno para el lado sistólico y otro para el lado diastólico. La presión del brazalete a la que dos líneas se interceptan se tomó como el mapa. Similar al MAA, coeficientes derivados empíricamente se utilizaron para encontrar la PAS y valores DBP. Este algoritmo también se conoce como el algoritmo de aproximación lineal.

En [62], se mostró que el MAP puede ser estimado exactamente por MAA. Sin embargo, debido a la sensibilidad del método para variaciones en la forma de onda de BP, la presión de pulso y la conformidad arterial, las presiones sistólica y diastólica no pueden ser determinado con precisión. Por otra parte, se ha observado, a través de muchos estudios teóricos y experimentales, que los coeficientes utilizados en MAA deben cambiarse según varían los parámetros del sistema cardiovascular entre diferentes condiciones de salud y grupos de edad, etc. [64], [74] - [77]. En [78] un enfoque bayesiano se utilizó para encontrar los coeficientes y el óptimo SBP y DBP. Los valores de probabilidad de los coeficientes que maximizaban el a posteriori la probabilidad obtenida usando el enfoque de Bayes fue elegida como los coeficientes óptimos.

La técnica de regresión se utilizó para estimar los coeficientes SBP y DBP [79]. Usando un conjunto de datos de mediciones oscilométricas de BP, se construyeron varios clústeres de orientación (TARGETING CLUSTERS), cada uno representando las mediciones con valores similares de SBP y DBP. La técnica de regresión de Gauss se utilizó luego para obtener los coeficientes de SBP y DBP óptimos para cada grupo.

En [80], se propuso un método bootstrap no paramétrico para estimar el intervalo de confianza para las lecturas de BP oscilométricas obtenido usando el MAA. La metodología propone utilizar pseudo medidas basadas en el principio de arranque para derivar las amplitudes pseudo máximas y el pseudo sobres. Luego, el SBP y el DBP se derivaron usando las relaciones entre las amplitudes pseudo máximas y los pseudo sobres y los intervalos de confianza para tales estimados.

MAA solo tiene en cuenta la envolvente de los pulsos oscilométricos e ignora la riqueza de información que los pulsos contienen. En MAA, las estimaciones de SBP y DBP se basan en las estimaciones iniciales del MAP. Por lo tanto, el MAA es muy sensible al ruido y artefactos eso puede alterar la verdadera ubicación del MAP. La estimación los coeficientes en MAA se encuentran empíricamente y se mantienen fijos en la mayoría de las publicaciones / dispositivos. Por lo tanto, hay una nueva tendencia hacia el desarrollo de algoritmos oscilométricos sin coeficiente. Otra tendencia futura es el desarrollo de algoritmos que usan coeficientes de estimación personalizados.

2.2.7 Oscilometría derivada

Similar al MAA, la oscilometría derivada estima la presión arterial desde la envolvente de los pulsos oscilométricos. Sin embargo, en lugar de utilizar coeficientes empíricos basados en el pulso oscilatorio de amplitud máxima, se analiza la pendiente del pulso oscilométrico

[37], [64], [81] - [83]. Drzewiecki et al. [37], [64] encontraron que la derivada del OMWE trazada contra la presión del brazalete alcanza un máximo a la presión del manguito igual al DBP, y un mínimo que ocurre a una presión del brazalete igual a la SBP.

La ventaja de la oscilometría derivada es que no requiere coeficientes empíricos. Sin embargo, como el método es basado en la derivada de la envolvente, es muy sensible a ruido y artefactos tales como movimiento y contracciones musculares, y entonces requiere una señal de buena calidad para funcionar bien.

2.2.8 Enfoque con Redes Neuronales (NN)

Las redes neuronales artificiales (NN) se pueden considerar como una herramienta no lineal que puede aproximarse casi cualquier relación no lineal que puede existir entre las entradas y salidas o encontrar patrones en datos. Estos modelos computacionales se caracterizan por su arquitectura, algoritmo de aprendizaje y funciones de activación [84]. El modelo NNs no requiere una matemática explícita y por lo tanto son adecuados para sistemas fisiológicos que desafían un modelado debido a su naturaleza no lineal. Los NNs han sido ampliamente utilizados en el área de medición e instrumentación biomédica.

1) Redes con OMWE como entrada: las NN pueden ser empleadas como una herramienta no lineal para encontrar la relación compleja y no lineal entre el OMWE y el BP [85] - [87]. Estos métodos se basan en el entrenamiento de una red usando el OMWE como entrada, con medidas intraarteriales [85] o las mediciones realizadas por una enfermera [86], [87]. Una vez que la red ha extraído información sobre la asociación entre la entrada (OMWE) y el objetivo (presión arterial medida), se puede utilizar para estimar la presión arterial de cualquier patrón de entrada desconocido que no se ha proporcionado durante el entrenamiento. Baker et al. [85] propusieron un feed-forward de dos capas NN (FFNN) con un algoritmo de entrenamiento de retroceso de descenso más empinado para la estimación de BP la arteria. En un esfuerzo similar, Narus et al. [86] entrenó un threelayer FFNN utilizando el entrenamiento de retroceso de descenso más empinado con impulso para la estimación de presión arterial en la arteria supraorbital. En [87], se diseñó un FFNN de dos capas para estimar la presión arterial de la parte superior del brazo y resultó ser superior a el algoritmo MAA en términos de desviación estándar de error (SDE). En [88], diferentes algoritmos de entrenamiento pertenecientes a tres clases: descenso más pronunciado (con tasa de aprendizaje variable, con velocidad de aprendizaje y momento variables, retroproducción flexible), cuasi-Newton (Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno, un paso secante, Levenberg-Marquardt) y gradiente conjugado (Actualización de Fletcher-Reeves, actualización de Polak-Ribiere, Powell-Beale reinicio, gradiente conjugado escalado) se utilizaron para entrenar a dos NN separados: uno para estimar el SBP y el otro para estimar el DBP. Se compararon los diferentes algoritmos de entrenamiento en términos de error de estimación y rendimiento de entrenamiento.

En contraste con el MAA, el enfoque de NN no depende de coeficientes empíricos. Además, a diferencia de la oscilometría derivada, el enfoque NN no es sensible al ruido. Sin embargo, el enfoque NN adolece de varios inconvenientes, como la de un gran conjunto de datos de capacitación, alto costo computacional, sensibilidad a parámetros de red iniciales, y la falta de un enfoque general para determinar el tamaño de red óptimo.

2) Redes basadas en características: Recientemente para la extracción de características se han propuesto técnicas para obtener una representación concisa del OMWE [89] - [91]. En lugar de aplicar directamente el OMWE crudo al NN, un pequeño conjunto de características que forma obtiene una representación efectiva de todo el OMWE.

Estas características se tratan como entradas al NN para encontrar la relación implícita entre el BP y el OMWE. En [89], el análisis de componentes principales se utilizó para reducir la dimensionalidad de un conjunto de datos de OMWE al encontrar una representación descorrelacionada de las muestras de OMWE y descartando los componentes de baja varianza que principalmente reflejan ruido. Sin embargo, no hay garantía de que el resto los componentes principales son las características más efectivas. En [91], el OMWE fue modelado matemáticamente por una suma de dos funciones gaussianas. Los parámetros óptimos de la función gaussiana que minimizaban la suma de los errores al cuadrado entre el modelo y el OMWE real se utilizaron como características.

En [90], una técnica neuro-difusa híbrida que utilizó las ventajas de NN y lógica difusa se utilizaron para la estimación de BP de las características extraídas del OMWE.

El enfoque NN basado en características tiene sustancialmente menor complejidad con respecto a los parámetros de diseño y requiere un conjunto de datos de entrenamiento más pequeño y una menor carga computacional.

Capítulo II | ANTECEDENTES

En los artículos revisados, las NN se utilizaron para extraer información de la presión arterial desde la envolvente de los pulsos oscilométricos. Las NN pueden también incorporarse para extraer información de presión arterial de la morfología oscilométrica del pulso, Además, hasta la fecha, se han incorporado algunas simples arquitecturas NN se han incorporado para la estimación de BP.

Capítulo III

Marco teórico

3.1 Introducción.

En este capítulo se presenta toda la información teórica referente a los componentes del sistema, los métodos y procedimientos de medición de la presión arterial, los diferentes equipos de medición y los conocimientos necesarios de los simuladores de signos vitales para abordar el tema.

3.2 Presión arterial

La presión sanguínea es la presión de la sangre contra las paredes arteriales. La presión sistólica es el punto de presión mas alto sobre las paredes arteriales que coincide con la contracción de los ventrículos y empuja la sangre a través de las arterias al inicio de la sístole. Cuando el corazón reposa entre latíos durante la diástole, la presión sanguínea cae. La presión mas baja se presenta en las paredes arteriales durante la diástole y se denomina presión diastólica. La presión arterial se mide en milímetros de mercurio (mmHg) y se registra como una fracción. El numerador es la presión sistólica; el denominador es la presión diastólica. La diferencia entre las dos se llama presión de pulso. Por ejemplo, si la presión sanguínea es de 120/80 mmHg, 120 es la presión sistólica y 80 la diastólica. La presión del pulso, en este caso, es 40. La tabla 3.1 presenta las categorías de los niveles de presión en adultos.

Para obtener una valoración exacta de la presión sanguínea, el profesional de enfermería debe conocer que sitio debe elegir y como identificar los ruidos con su oído. Además, asegurarse de que el paciente no consumió cafeína ni nicotina 30 min antes de realizar la medición [1].

Tabla 3.1. Categoría de los niveles de presión en adultos

CATEGORÍAS DE NIVELES DE PRESIÓN SANGUÍNEA EN ADULTOS MAYORES A 18 AÑOS		
Categoría	Nivel de Presión Sanguínea (mmHg)	
	Sistólica	Diastólica
Normal	<120	<80
Prehipertensión	120 - 139	80 - 89
Presión sanguínea alta		
Etapa 1	140 - 159	90 - 99
Etapa 2	≥ 160	≥ 100

La presión de la sangre puede valorarse con diferentes tipos de dispositivos, por lo regular con un estetoscopio y un esfigmomanómetro, también puede estimarse con un dispositivo de ultrasonido Doppler, por palpación y con aparatos electrónicos o automatizados.

3.3 Tipos de medición de la presión arterial

La presión arterial puede medirse tanto no invasiva (NIBP) e invasiva (IBP) y se asocia con la presión en los vasos sanguíneos arteriales. Mientras que el método invasivo es más preciso, el método no invasivo (NIBP) es más común. Mientras que los procedimientos invasivos requieren personas altamente calificadas, el método no invasivo es relativamente simple y se puede hacer tanto por personas calificadas y no calificadas. Monitores de presión no invasiva (NIBP) van desde el uso doméstico hasta monitores de parámetros múltiple integrales y utilizados en los centros sanitarios.

3.4 Métodos de medición no invasiva de presión arterial

3.4.1 Método de Auscultación (escuchar)

El dispositivo usado para medir la presión arterial es el esfigmomanómetro. Consiste en un brazalete conectado a un bulbo de goma que se utiliza para inflar el manguito y un medidor que registra la presión en el brazalete (Figura 3.1). Con el brazo apoyado en una mesa para que este aproximadamente a la altura del corazón, el brazalete del esfigmomanómetro se envuelve alrededor del brazo desnudo. El brazalete se infla apretando el bulbo hasta que la arteria braquial queda comprimida y el flujo sanguíneo se detiene, alrededor de 30 mm Hg por encima de la presión sistólica habitual de la persona. El técnico ubica el estetoscopio por debajo del brazalete sobre la arteria braquial, y lentamente lo desinfla. Cuando el brazalete se desinfla lo suficiente para permitir que la arteria se abra, un chorro de sangre la atraviesa y origina el primer ruido escuchado a través del estetoscopio. Este ruido corresponde a la presión arterial sistólica. Cuando se desinfla aún más el brazalete, los ruidos se vuelven de repente demasiado débiles para poder ser escuchados a través del estetoscopio. Este nivel, llamado la presión arterial diastólica, representa la presión ejercida por la sangre remanente en las arterias durante la relajación ventricular. A presiones por debajo de la presión arterial diastólica, los sonidos desaparecen por completo. Los diferentes sonidos que se escuchan mientras se toma la presión se denominan ruidos de Korotkoff [5].

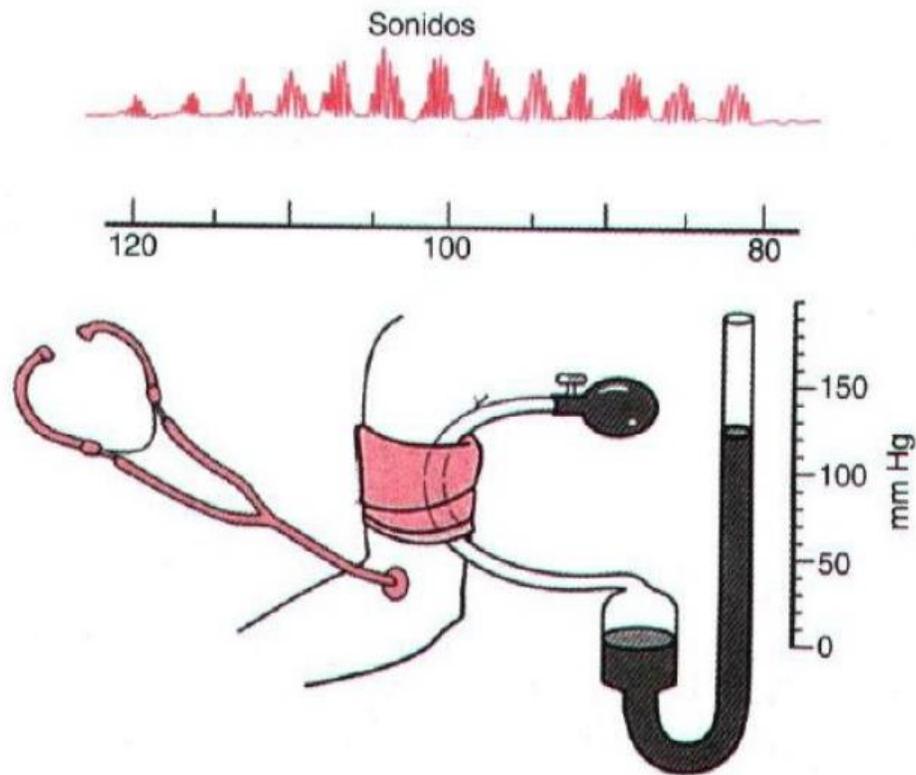


Figura 3.1: Montaje para método de auscultación. (fuente tomada de Tortora & Derickson 2009)

No hay un estándar acordado para estos sonidos, la siguiente fórmula describe con mayor exactitud el muestreo de esta técnica:

$$BP = 1/3 \times (\text{sistólica} + 2 \times \text{diastólica})$$

3.4.2 Método oscilométrico (de medición)

La mayoría de los dispositivos de medición de la presión arterial disponibles en el mercado se basan en el método oscilométrico con el uso de un brazalete que se coloca alrededor de una extremidad del paciente (usualmente el brazo), el cual es inflado para ocluir el flujo sanguíneo. La presión que ejerce este brazalete es liberada lentamente para permitir que el flujo de la sangre en la arteria se reanude nuevamente [2].

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

Los métodos oscilométricos a veces son usados en mediciones a largo plazo y a veces en la práctica general. El equipo es funcionalmente similar al del método auscultatorio, pero, en vez de usar el estetoscopio y el oído del experto, tiene en el interior un sensor de presión electrónico (transductor) para detectar el flujo de sangre. El sensor de presión es un dispositivo electrónico calibrado con una lectura numérica de la presión sanguínea. A diferencia del intrínsecamente exacto manómetro de mercurio, para mantener la exactitud, la calibración debe ser chequeada periódicamente. En la mayoría de los casos el brazalete es inflado y desinflado por una bomba y unas válvulas operadas eléctricamente, que se pueden ajustar en la muñeca (elevada a la altura del corazón), aunque se prefiera la parte superior del brazo. Estos instrumentos varían ampliamente en exactitud, y deben ser chequeados en intervalos específicos y recalibrados si fuera necesario.

El brazalete es inicialmente inflado a una presión superior a la presión arterial sistólica, y después, durante un período de 30 segundos, se reduce hasta llegar a un nivel por debajo de la presión diastólica. Cuando el flujo de sangre es nulo (presión del brazalete excediendo la presión sistólica), o sin obstáculo (presión del brazalete debajo de la presión diastólica), la presión del brazalete será constante. Es esencial que el tamaño del brazalete sea el correcto: los brazaletes de tamaño insuficiente pueden dar una presión demasiado alta, mientras que los brazaletes de gran tamaño muestran una presión demasiado baja. Cuando el flujo de sangre está presente, pero restringido, la presión del brazalete, que es monitoreada por el sensor de presión, variará periódicamente en sincronía con la expansión y contracción cíclicas de la arteria braquial, es decir, oscilará. Los valores de la presión sistólica y diastólica son computados usando un algoritmo, no son realmente medidos desde los datos en bruto.

A continuación, se muestra la onda característica del método oscilométrico. El punto (1) indica el valor de presión sistólica encontrado, mientras que el punto (2) muestra el valor de la presión diastólica [3].

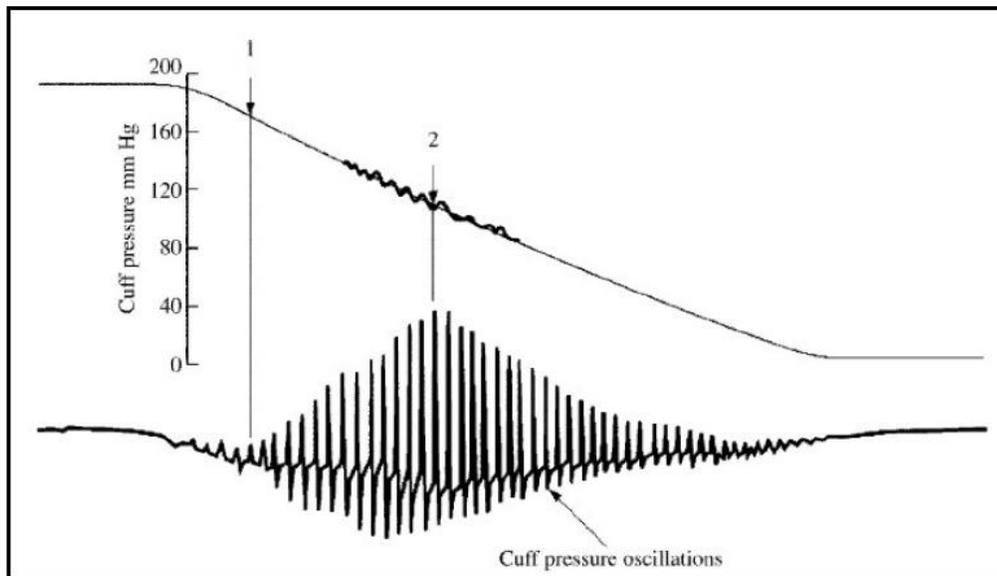


Figura 3.2. Onda característica del método oscilométrico. (fuente tomada de Webster, 2009)

3.5 Métodos de medición invasiva de presión arterial

3.5.1 Sensores extravasculares

El sistema de sensor extravascular está compuesto de un catéter conectado a una válvula de cierre de 3 posiciones que lo conecta con un sensor de presión. El sistema catéter-sensor, el cual es llenado con una solución salina-heparina, debe ser vaciado con la solución cada cierto tiempo para prevenir que la sangre se coagule en la punta. El médico inserta el catéter bien sea a través de una incisión quirúrgica que expone la arteria, o mediante una inserción percutánea, la cual involucra el uso de una aguja especial o una técnica de guiada. La presión arterial es transmitida a través de la columna de líquido del catéter hacia el sensor y, finalmente, hacia el diafragma, el cual es deflectado [3].

3.5.2 Sensores intravasculares

Los catéteres de sensor en la punta tienen la ventaja de que la conexión hidráulica hacia el catéter, entre la fuente de presión y el elemento sensor, es eliminada. La respuesta en frecuencia del sistema catéter-sensor está limitada por las propiedades hidráulicas del sistema. La detección de presiones en la punta del catéter sin el uso de un sistema acoplado con líquidos puede entonces permitir al médico obtener altas respuestas en frecuencia y eliminar el retraso encontrado cuando la onda de pulso es transmitida a través del sistema catéter-sensor [3].

3.6 Monitores de signos vitales

Son equipos de diagnóstico médico para monitorear en forma simultánea los diferentes signos vitales del paciente por medio de los parámetros tales como señal electrocardiográfica, presión sanguínea invasiva, presión sanguínea no invasiva, gasto cardíaco, oxígeno en la sangre (saturación), capnografía, respiración, etc. Son utilizados por pacientes pediátricos y adultos; según la clasificación del paciente se determina los accesorios a utilizar para la medición de los parámetros.



Figura 3.3: Monitor de Signos Vitales

3.7 Esfigmomanómetro

La palabra esfigmomanómetro se deriva del prefijo “esfigmo” que a su vez proviene del griego sphygmós, pulso; manos, no denso y metrón, medida. Los esfigmomanómetros son instrumentos de uso muy generalizado en la atención a la salud, que sirven para medir la presión o tensión arterial de manera indirecta o no invasiva, ya que se comprime externamente a la arteria y a los tejidos adyacentes y se supone que la presión necesaria para ocluir la arteria es igual a la que hay dentro de ella. Dicha presión o tensión arterial, es producida por el volumen de sangre contenida en los vasos sanguíneos.

La Norma Oficial mexicana NOM-009-SCFI 1999 establece las especificaciones mínimas que deben cumplir los esfigmomanómetros que se utilizan para medir la presión sanguínea del cuerpo humano; así mismo en el apéndice (B.4) de la misma norma; nos indica que deben aplicarse verificaciones periódicas para constatar que los manómetros mantengan sus propiedades metrológicas. El "Gold estándar" para la medición de la presión arterial es la medida intraarterial con catéter, también llamada presión arterial directa; sin embargo, por su precisión, reproducibilidad, rentabilidad y adecuado conocimiento, el esfigmomanómetro de mercurio (Riva- Rocci, 1896) generalmente se mantiene como el "Gold Standard" para la medición de la presión arterial en la clínica, sobre todo comparándolo contra otro tipo de dispositivos para la medición de la presión arterial [4].



a): Esfigmomanómetro de aire(Fuente: <https://esfigmomanometro.online/belmalia-esfigmomanometro-aneroide-con-estetoscopio>)



b): Esfigmomanómetro de mercurio (fuente: <https://www.ivmedical.cl/productos/diagnostico/toma-presion-esfigmomanometro/pack-toma-presion-de-mercurio-bokangr-con-fonendoscopio>)



c): Esfigmomanómetro digital (<https://farmaciaberdaquer.com/ortopedia/1547-tensiometro-digital-con-adaptador-de-corriente-v.html>)

Figura 3.4 Tipos de Esfigmomanómetros

3.8 Simuladores de Signos Vitales

Un simulador de signos vitales es un aparato electrónico que permite reproducir las señales vitales que emite el cuerpo humano; tales como: ritmo cardíaco, presión arterial, oxigenación de la sangre, temperatura, gasto cardíaco y hasta algunas anomalías del cuerpo como arritmias cardíacas, hiperventilación, entre otros.

Para simular estos comportamientos, los equipos recurren a varias técnicas, desde la elaboración de modelos y virtualización de hardware, hasta la implementación de hardware y software para simulaciones más complejas.



Figura 3.5 Simulador de Signos vitales (<https://www.flukebiomedical.com/products/biomedical-test-equipment/patient-monitor-simulators/prosim-8-vital-signs-patient-simulator>)

Los novedosos simuladores de pacientes usan tecnología avanzada para las pruebas de aseguramiento de calidad y el análisis de problemas de los monitores de los pacientes.

Un ejemplo de un Simulador de paciente es el Prosim 8 de la marca Fluke que tiene las siguientes características:

- Un completo sistema de pruebas de monitor polivalente, 80 % más pequeño y 7,7 kilos más ligero que su predecesor.
- El simulador multifunción 8 en 1 comprueba el ECG (incluidos los ECG fetales y las arritmias), la respiración, la temperatura, la IBP, la salida y cateterización cardiaca, la NIBP, la SpO2 y las formas de onda de longitud de onda múltiple Rainbow.
- Terminales de ECG de conexión continua para conexiones seguras y sencillas de las derivaciones y de los broches de ECG.
- Curva R de SpO2 personalizada para realizar pruebas precisas de las últimas y futuras tecnologías de oximetría.
- Pruebas de linealidad de la presión estática.
- Simulación de NIBP repetible para las pruebas de repetibilidad de la presión dinámica.

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

- Pulsos sincronizados fisiológicamente en todos los parámetros.
- Funciones de lector de códigos de barras y de captura directa de datos con capacidad de impresión.
- Ajustes de paciente predeterminados y autosecuencias tanto personalizables como integrados para realizar pruebas de forma rápida y sencilla.
- Interfaz de usuario multilingüe que permite seleccionar varios idiomas.
- Batería integrada de fácil reemplazo y larga duración.
- El software de la interfaz de ordenador opcional ofrece procedimientos y listas de comprobación personalizables que reemplazan los manuales de mantenimiento voluminosos, así como la captura y el almacenamiento de datos automática.
- Comunicación inalámbrica para controlar el dispositivo de pruebas remotamente por medio de un ordenador, para transferir datos y para realizar informes reglamentarios de forma automática.

Características Específicas.

Simulación:

ECG de 12 derivaciones (incluidos fetales y arritmias)

Respiración

Temperatura

Presión invasiva (2 canales)

Gasto cardíaco

Cateterización cardíaca

PANI (NIBP)

SpO2 (opcional)

SpO2 Máximo Rainbow (opcional)

ECG:

10 a 360 ppm (pasos 1 ppm)

Marcapasos

Arritmias

Pruebas rendimiento

Fetal / Maternal

Presión invasiva:

2 canales
mmHg o kPa
adulto y neonatal

Respiración:

Apnea, 15 a 150 rpm (pasos 1 rpm)
Normal y ventilado
Selección apneas
Variación impedancia ($\Delta \Omega$) de 0 a 5 Ω

Temperatura:

30°C a 42°C (pasos 0,5°C)
Compatible YSI series 400 y 700

Gasto cardíaco:

Con accesorio (opcional)
Tipo catéter Baxter Edwards
2,5 - 5 - 10 l/min

PANI (NIBP):

mmHg o kPa
Adulto
Neonatal
Preseleccionadas y ajustables
30 a 240 ppm
Sincronización: ritmos sinusales y arritmias
Función manómetro: 10 a 400 mmHg
Bomba interna
Test fugas

SpO2:

Con accesorio (opcional)
Simulación óptica
30% a 100% (pasos 1%)
30 a 300 ppm (pasos 1ppm)

Curvas R fabricante: Nellcor, Masimo, Nonin y Nihon Khoden

Curvas R Fluke Biomedical: Mindray, GE-Ohmeda, Philips/HP y BCI

Curvas R personalizables por el usuario mediante software incluido en dotación

Perfusión entre 0% a 20%

Artefactos: respiración y luz ambiental

Conectividad:

USB e Inalámbrica Zigbee© [4]

En la siguiente figura se muestra la imagen de un simulador Prosim 8 de la marca Fluke



Figura 3.6: Simulador de Signos vitales Prosim 8 de Fluke

(<https://www.flukebiomedical.com/products/biomedical-test-equipment/patient-monitor-simulators/prosim-8-vital-signs-patient-simulator>)

3.9 Sensor de Presión MPX5050

El Sensor MPX5050DP es sensor de presión manométrico, posee dos puertos para presión de vacío y atmosférica, adaptable para trabajar con un microcontrolador con entrada en A/D convertidor analógico-digital. Este transductor piezoresistivo trabaja con un nivel de señal analógica de salida proporcional a la presión. El rango de presión al cual trabaja se encuentra en el intervalo a 0 a 50 [kPa] ideal para cubrir el rango de presión requerido en el proyecto, al rango de voltaje de salida es de 0,2 a 4,7 [V] y presenta un error máximo de 2,5 [%], con un voltaje de alimentación de 5[V]. En la siguiente figura se muestra este sensor y para conocer sus características.

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

Características

- 2.5% de error máximo sobre 0 ° a 85 ° C
- Ideal para microprocesadores o sistemas basados en microcontroladores
- Temperatura compensada de más de -40 ° a + 125 ° C
- Medidor de tensión de esfuerzo de corte de silicio patentado
- Elemento de epoxi monocapa duradero
- Opción de Chip Carrier fácil de usar

Tabla 3.2: Información de operación de sensor MPX5050

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX5050 Series)								
MPX5050D	867	•				•		MPX5050D
MPX5050DP	867C			•		•		MPX5050DP
MPX5050GP	867B		•		•			MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		•		•			MPX5050GP
Small Outline Package (MPXV5050 Series)								
MPXV5050GP	1369		•		•			MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			•		•		MPXV5050DP
MPXV5050GC6U	482A		•		•			MPXV5050G
MPXV5050GC6T1	482A		•		•			MPXV5050G
Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)								
MPVZ5050GW7U	1560		•		•			MZ5050GW

En la siguiente figura se muestran las diferentes variantes de encapsulado del sensor

Capítulo III | MARCO TEÓRICO



Figura 3.7: Variantes de encapsulado del MPX5050 (<https://datasheet.octopart.com/MPX5050DP-Freescale-Semiconductor-datasheet-82618.pdf>)

En la siguiente tabla se muestra las especificaciones eléctricas que el fabricante proporciona de este componente.

Tabla 3.3. Especificaciones Eléctricas del sensor MPX5050

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _o	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{off}	0.088	0.2	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	4.587	4.7	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	—	4.5	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	%V _{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I _{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

3.10 Sensor de presión MPX2050

Los dispositivos de la serie MPX2050 son sensores de presión piezorresistivos de silicio que proporcionan una salida de voltaje lineal y altamente precisa, directamente proporcional a la presión aplicada. El sensor es un diafragma de silicio monolítico único con extensímetro y una red de resistencia de película delgada integrada en el chip. El chip está cortado con láser para lograr una calibración precisa de desplazamiento y compensación y compensación de temperatura.

Características

- Temperatura compensada de 0 ° C a +85 ° C
- Indicador de tensión de esfuerzo cortante de silicio único
- Opciones de paquete de portador de virutas fáciles de usar
- Voltaje de suministro de radiométrico
- Opciones de diferencial y manómetro
- Linealidad de $\pm 0,25\%$

Tabla 3.4 Información de operación del sensor MPX2050

ORDERING INFORMATION									
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX2050 Series)									
MPX2050D	Tray	344	•				•		MPX2050D
MPX2050GP	Tray	344B		•		•			MPX2050GP
MPX2050DP	Tray	344C			•		•		MPX2050DP
MPX2050GSX	Tray	344F		•		•			MPX2050D

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

En la figura 3.8 se muestran las diferentes variantes de encapsulado del sensor

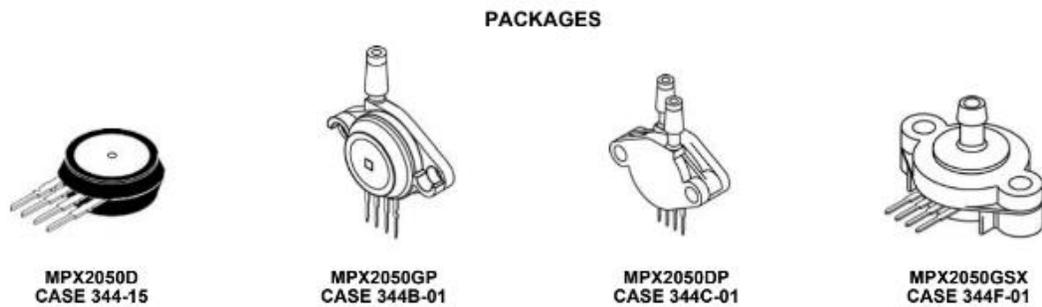


Figura 3.8: Variantes de encapsulado del MPX2050 (<https://datasheet.octopart.com/MPX2050DP-Freescale-Semiconductor-datasheet-82618.pdf>)

En la tabla 3.5 se muestran las especificaciones eléctricas que el fabricante proporciona de este componente.

Tabla 3.5 Especificaciones Eléctricas del MPX2050

Table 1. Operating Characteristics

($V_S = 10$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$)

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	10	16	Vdc
Supply Current	I_o	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	38.5	40	41.5	mV
Offset ⁽⁴⁾	V_{off}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	—	-0.25	—	0.25	% V_{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 50 kPa)	—	—	± 0.1	—	% V_{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}
Temperature Effect on Full Scale Span ⁽⁵⁾	TCV_{FSS}	-1.0	-	1.0	% V_{FSS}
Temperature Effect on Offset ⁽⁵⁾	TCV_{off}	-1.0	-	1.0	mV
Input Impedance	Z_{in}	1000	-	2500	Ω
Output Impedance	Z_{out}	1400	-	3000	Ω
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)	t_R	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁷⁾	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}

3.11 Plataforma de desarrollo Arduino

Arduino es una plataforma de desarrollo electrónica abierta (Open-Source) para la creación de prototipos basada en software y hardware libre.

Arduino puede tomar información y datos del entorno a través de sus pines de entrada/salida tanto analógicos como digitales haciendo uso de diferentes sensores que existen en el mercado. Gracias a ello también es posible realizar control y actuar sobre todo aquello que le rodea haciendo uso de Motores, luces y diferentes tipos de actuadores.

El microcontrolador de la placa Arduino se programa mediante un sencillo código de programación de muy alto nivel basado en el lenguaje C++ y un entorno (IDE) que responde a las especificaciones de Open Software.

Los proyectos desarrollados en Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectarlo a un ordenador, aunque si bien tiene la posibilidad de comunicarse con diferentes tipos de software, por ejemplo: LabVIEW, Proteus, Flash, Processing, etc.

En definitiva, las posibilidades de Arduino son inmensas, además todos los días aparecen en la red proyectos de lo más curioso y novedosos, aplicaciones y hardware compatible para desarrollar todo tipo de proyectos donde la imaginación es el límite.

3.11.1 Arduino Mega 2560.

Arduino Mega es una tarjeta de desarrollo open-source construida con un microcontrolador modelo Atmega2560 que posee pines de entradas y salidas (E/S), analógicas y digitales. Esta tarjeta es programada en un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje Processing/Wiring. Arduino puede utilizarse en el desarrollo de objetos interactivos autónomos o puede comunicarse a un PC a través del puerto serial (conversión con USB) utilizando lenguajes como Flash, Processing, MaxMSP, etc. Las posibilidades de realizar desarrollos basados en Arduino tienen como límite la imaginación.

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

El Arduino Mega tiene 54 pines de entradas/salidas digitales (14 de las cuales pueden ser utilizadas como salidas PWM), 16 entradas análogas, 4 UARTs (puertos serial por hardware), cristal oscilador de 16MHz, conexión USB, jack de alimentación, conector ICSP y botón de reset. Arduino Mega incorpora todo lo necesario para que el microcontrolador trabaje; simplemente conéctalo a tu PC por medio de un cable USB o con una fuente de alimentación externa (9 hasta 12VDC). El Arduino Mega es compatible con la mayoría de los shields diseñados para Arduino Duemilanove, diecimila o UNO.

Esta nueva versión de Arduino Mega 2560 adicionalmente a todas las características de su sucesor utiliza un microcontrolador ATmega8U2 en vez del circuito integrado FTDI. Esto permite mayores velocidades de transmisión por su puerto USB y no requiere drivers para Linux o MAC (archivo inf es necesario para Windows) además ahora cuenta con la capacidad de ser reconocido por el PC como un teclado, mouse, joystick, etc.

Para más información sobre este producto visita www.arduino.cl, allí encontraras tutoriales y ejemplos que te serán de utilidad si estás iniciándote con Arduino. [5].

Características:

Microcontrolador ATmega2560.

Voltaje de entrada de – 7-12V.

54 pines digitales de Entrada/Salida (14 de ellos son salidas PWM).

16 entradas análogas.

256k de memoria flash.

Velocidad del reloj de 16Mhz.

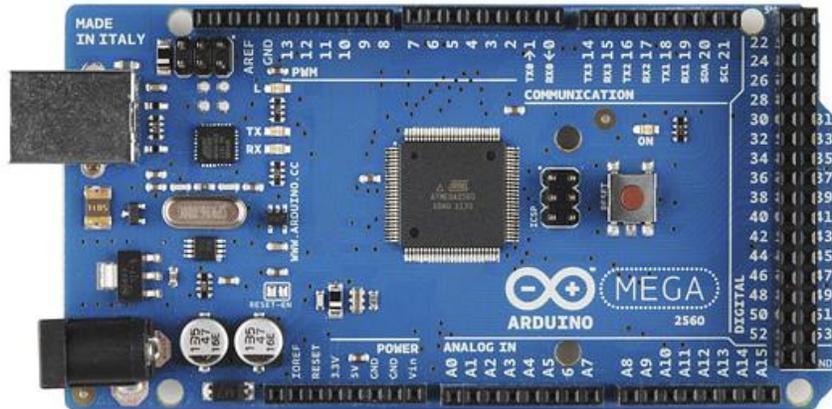


Figura 3.9: Arduino Mega 2560 R3 (<https://dSPACE.cvut.cz/bitstream/handle/10467/65602/F2-BP-2016-Lexmann-Robert-priloha-4-ArduinoMega2560.pdf?sequence=4>)

3.12 Tarjeta de adquisición de Datos MyRio de National Instruments

La tarjeta de desarrollo de myRIO de National Instruments son dispositivos embebidos para estudiantes las cuales cuentan con E/S en ambos lados del dispositivo en forma de conectores MXP y SMP. Incluye entradas analógicas, salidas analógicas, líneas de E/S digitales, LEDs, un push-button, un acelerómetro interno, un FPGA Xilinx y un procesador dual-core ARM Cortex-A9. Algunos modelos también incluyen soporte para Wi-Fi. Estas unidades de desarrollo se pueden programar con LabVIEW o C.

El NI myRIO-1900 proporciona entrada analógica (AI), salida analógica (AO), entrada y salida digital (DIO), audio y salida de potencia en un dispositivo compacto integrado. El NI myRIO 1900 se conecta a una computadora host a través de USB e inalámbrico 802.11b, g, n.

La figura 3.10 muestra la disposición y funciones de los componentes NI myRIO-1900.

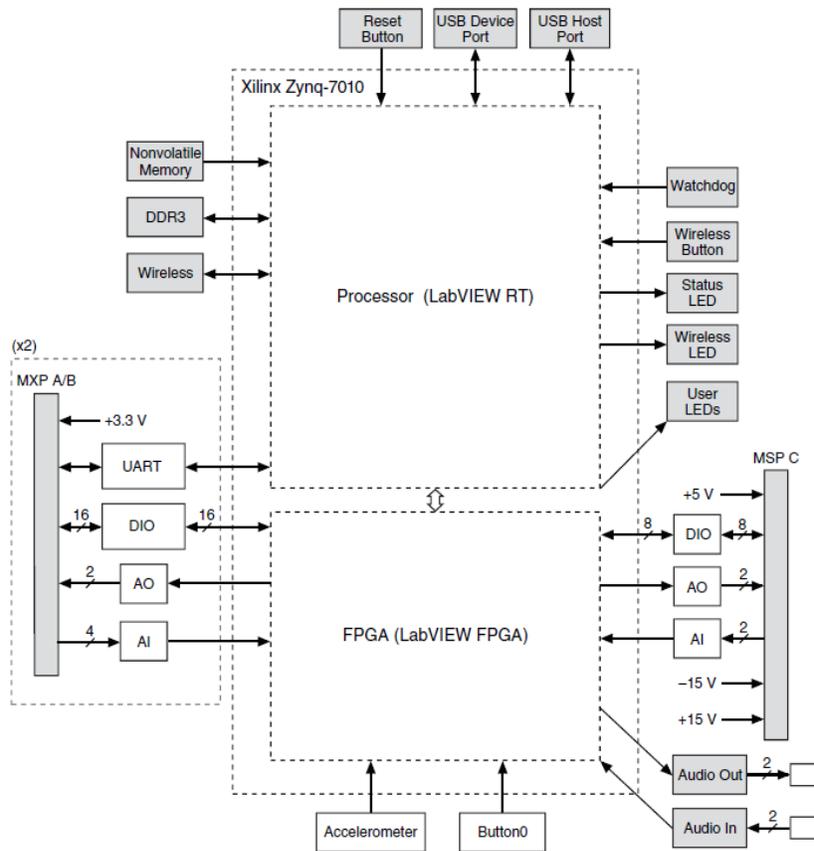


Figura 3.10: Diagrama a bloques del Hardware de myRIO
 (<http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>)

Los conectores A y B del Puerto de Expansión NI myRIO-1900 llevan conjuntos idénticos de señales. Las señales se distinguen en el software por el nombre del conector, como en Conector A / DIO1 y Conector B / DIO1. La siguiente figura y tabla muestran las señales en los conectores MXP A y B.

Debemos tomar en cuenta que algunos pines llevan funciones secundarias y funciones primarias [6].

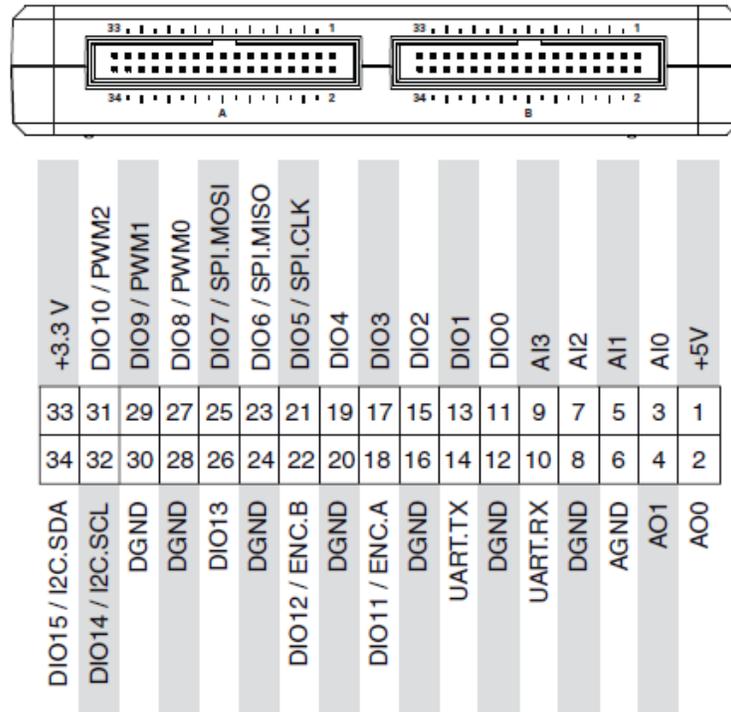


Figura 3.11: Señales Primaria/Secundaria en los conectores A y B MXP
 (<http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>)

3.13 Plataforma de desarrollo de LabVIEW

LabVIEW (acrónimo de Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfico. Recomendado para sistemas hardware y software de pruebas, control y diseño, simulado o real y embebido, pues acelera la productividad. El lenguaje que usa se llama lenguaje G, donde la G simboliza que es lenguaje Gráfico.

Este programa fue creado por National Instruments (1976) para funcionar sobre máquinas MAC, salió al mercado por primera vez en 1986. Ahora está disponible para las plataformas Windows, UNIX, MAC y GNU/Linux.

Los programas desarrollados con LabVIEW se llaman Instrumentos Virtuales, o VIs, y su origen provenía del control de instrumentos, aunque hoy en día se ha expandido ampliamente no sólo al control de todo tipo de electrónica (Instrumentación electrónica) sino también a su programación embebida, comunicaciones, matemáticas, etc.

3.13.1 Principales características:

Su principal característica es la facilidad de uso, válido para programadores profesionales como para personas con pocos conocimientos en programación pueden hacer programas relativamente complejos, imposibles para ellos de hacer con lenguajes tradicionales. También es muy rápido hacer programas con LabVIEW y cualquier programador, por experimentado que sea, puede beneficiarse de él. Los programas en LabVIEW son llamados instrumentos virtuales (VIs) Para los amantes de lo complejo, con LabVIEW pueden crearse programas de miles de VIs (equivalente a millones de páginas de código texto) para aplicaciones complejas, programas de automatizaciones de decenas de miles de puntos de entradas/salidas, proyectos para combinar nuevos VIs con VIs ya creados, etc. Incluso existen buenas prácticas de programación para optimizar el rendimiento y la calidad de la programación.

Como se ha dicho es una herramienta gráfica de programación, esto significa que los programas no se escriben, sino que se dibujan, facilitando su comprensión. Al tener ya prediseñados una gran cantidad de bloques, se le facilita al usuario la creación del proyecto, con lo cual en vez de estar una gran cantidad de tiempo en programar un dispositivo/bloque, se le permite invertir mucho menos tiempo y dedicarse un poco más en la interfaz gráfica y la interacción con el usuario final. Cada VI consta de dos partes diferenciadas:

Panel Frontal: El Panel Frontal es la interfaz con el usuario, la utilizamos para interactuar con el usuario cuando el programa se está ejecutando. Los usuarios podrán observar los datos del programa actualizados en tiempo real (como van fluyendo los datos, un ejemplo sería una calculadora, donde tu le pones las entradas, y te pone el resultado en la salida). En esta interfaz se definen los controles (los usamos como entradas, pueden ser botones, marcadores etc..) e indicadores (los usamos como salidas, pueden ser gráficas).

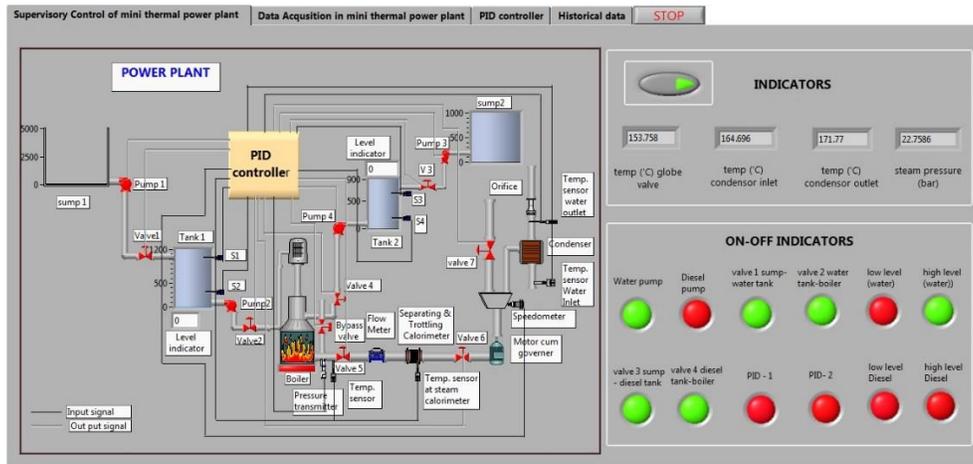


Figura 3.12. Panel frontal en LabVIEW

Diagrama de Bloques: es el programa propiamente dicho, donde se define su funcionalidad, aquí se colocan íconos que realizan una determinada función y se interconectan (el código que controla el programa --). Suele haber una tercera parte icono/conector que son los medios utilizados para conectar un VI con otros VIs.

En el panel frontal, encontraremos todo tipos de controles o indicadores, donde cada uno de estos elementos tiene asignado en el diagrama de bloques una terminal, es decir el usuario podrá diseñar un proyecto en el panel frontal con controles e indicadores, donde estos elementos serán las entradas y salidas que interactuarán con la terminal del VI. Podemos observar en el diagrama de bloques, todos los valores de los controles e indicadores, como van fluyendo entre ellos cuando se está ejecutando un programa VI.

La figura 3.13 muestra un Diagrama de Bloques de un programa:

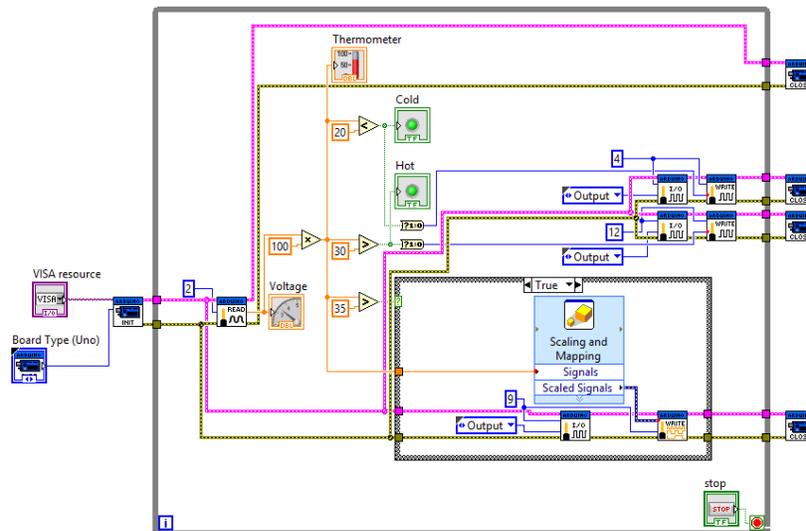


Figura 3.13. Diagrama a bloques de un VI de LabVIEW

3.14 Simulador CuffLink Non-Invasive Blood Pressure

El Simulador de presión sanguínea no Invasiva (NIBP) Cufflink ofrece una forma rápida, confiable y consistente de evaluar el funcionamiento y el rendimiento de las señales oscilométricas de NIBP.

Con selecciones programables por el usuario, el CuffLink puede simular el rango completo o normal, hipertensivo y las formas de onda NIBP dinámicas hipertensivas que representan adultos típicos, bebés y pacientes neonatales. El simulador también puede generar bradicardia normal y selecciones de ritmo de taquicardia con una amplia gama de pulsos periféricos débiles, normales y fuertes. Una variedad de parámetros que permiten la creación y el almacenamiento de cinco autosecuencias personalizadas dentro de la unidad. Además de los valores objetivo-programables de presión sanguínea, estas autosecuencias pueden incluir presión estática, fugas y prueba de "descarga" de la válvula de alivio de sobrepresión.

CuffLink presenta un compresor interno, que automatiza las mediciones de presión estática, pruebas de fugas y prueba de válvula de alivio. Fácil ajuste de la presión de niveles del brazalete y proporciona inflado del brazalete con constante niveles de pruebas.



Figura 3.14 Cufflink Non-Invasive Blood Pressure Simulator
([CuffLink%20NIBP%20Simulator?preview=Hoja+de+especificaciones.pdf](#))

3.15 Druck DPI 620 calibración avanzada modular y sistema de comunicación

La calibración modular avanzada GE Druck DPI serie 620 y el sistema de comunicación HART pueden medir y generar mA, mV, V, ohmios, frecuencia y una variedad de RTD y T / C. El GE Druck DPI-620 proporciona una fuente aislada de alimentación de lazo de 24 V para energizar dispositivos y bucles de control y un suministro estabilizado de voltaje de cd para los transductores métricos de relación. Se proporciona un comunicador digital HART para el ajuste de configuración y calibración de los dispositivos HART.

Características

- Mide, fuente y simula múltiples parámetros
- Comunicador digital HART
- Fácil de usar, con pantalla táctil de calidad de video, que puede manejarse con una mano enguantada

Capítulo III | MARCO TEÓRICO

- Resistente a la intemperie a IP 65
- Puede mostrar hasta 6 lecturas activas
- Disponible con una gama de módulos adicionales, módulos de medición de presión y estaciones de generación, módulo de documentación de calibración de campo Intecal, sonda de medición 300Vac
- Interfaz digital para módulos de presión y opciones futuras Maestro y esclavo USB para conectar a una PC y periféricos
- Capacidades multifuncionales: eléctrico, frecuencia, temperatura y presión
- Concepto modular redistribuible y expandible
- Los componentes individuales se pueden usar como instrumentos independientes
- Disponible en la versión de Windows CE
- Batería de polímero de litio de larga duración



Figura 3.15: Druck DPI 620 advance modular calibrator
(<https://www.atecorp.com/products/druck/dpi-620>)

Tabla 3.6 Datos de referencia del Druck DPI 620

Quick reference data

A1.1 DPI 620: Channel 1 (CH1)

Measure (M) / Source (S) / Power (P)	
±30 V (M)	±55 mA (M)
0 to 12 V (S)	0 to 24 mA (S)
±2000 mV (M) 0 to 2000 mV (S)	8 RTDs (M/S): Pt1000, Pt500, Pt200, Pt100(385), Pt50, D 100, Ni 100, Ni 120
0 to 4000 Ω (M/S)	12 Thermocouples (M/S): K, J, T, B, R, S, E, N, L, U, C, D
0 to 50 kHz (M/S)	⚠ 20 Vrms (M): voltage connectors on CH1 only.
Switch (M) 	⚠ 2000 mV rms (M): voltage connectors on CH1 only.
	⚠ 300 Vrms, 50 Hz to 400 Hz (M). <i>Only with the AC probe; see Section 3.2.5.</i>

A1.2 DPI 620: Channel 2 (CH2)

±30 V (M)	0 to 24 mA (S)
±2000 mV (M)	24 V loop (P); maximum: 24 mA
±55 mA (M)	Switch (M) 

A1.3 DPI 620 + MC 620 + PM 620

Pressure* (M)	
Gauge: 25 mbar to 200 bar (0.36 to 3000 psi) Absolute: 350 mbar to 1000 bar (5 to 15000 psi)	
<i>Note: Maximum pneumatic pressure: 500 bar (7250 psi)</i>	

**Caution: To prevent damage to the PM 620 module, only use it within the specified pressure limit on the label.*

Capítulo IV

Desarrollo

4.1 Introducción

En este capítulo se describe paso por paso la metodología del proyecto en sus fases de desarrollo.

El proyecto se dividió en 4 etapas de desarrollo.

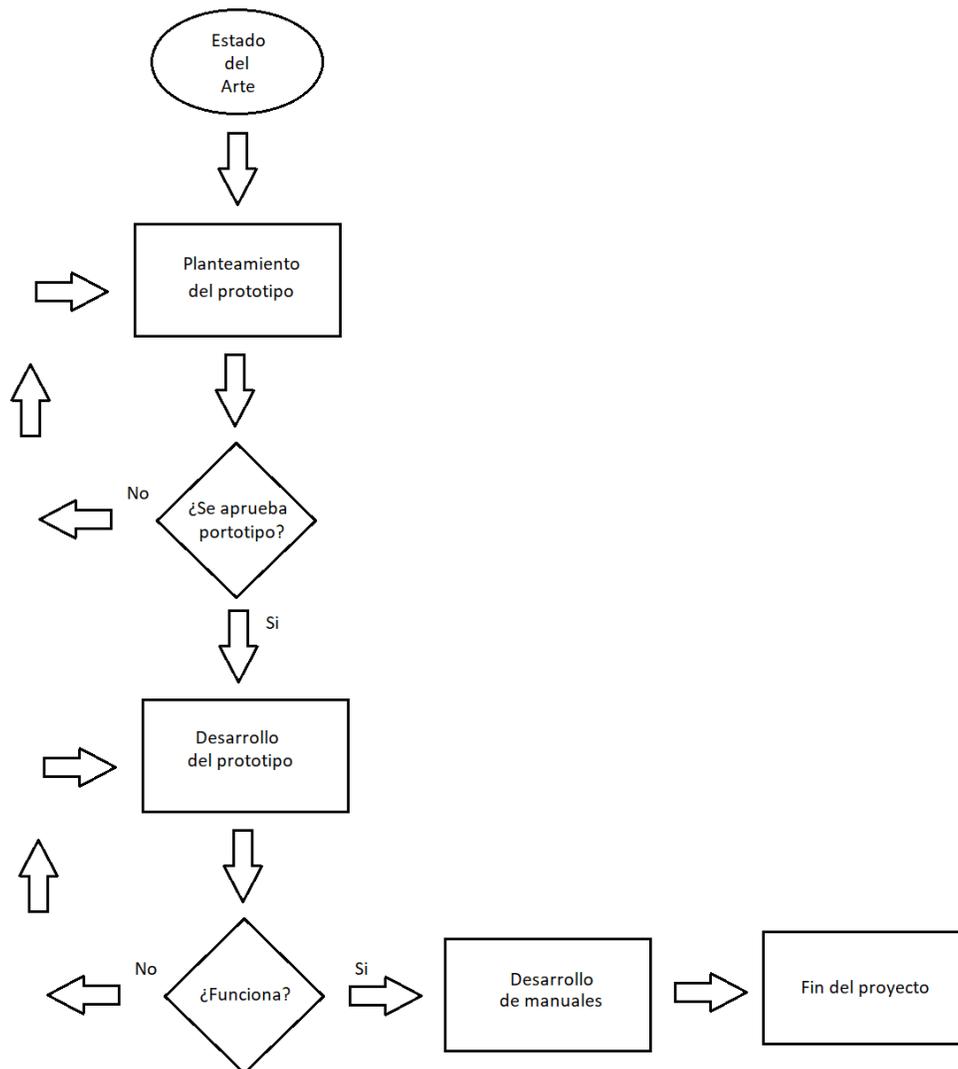


Figura 4.1: Diagrama de flujo del proyecto.

4.2 Investigación del estado del Arte y análisis de los simuladores que existen en el mercado.

a).- Como un primer paso se realizó el estudio del estado del arte para tener un punto de partida sobre el tema de los simuladores de signos vitales.

b).- Se desarrolló una investigación sobre los tipos de simuladores que existen en el mercado. Se analizaron algunos de los modelos de diferentes marcas que se ofrecen en el mercado, sus características físicas y funcionales así como una metodología para la toma de decisión para realizar la selección correcta de un simulador de acuerdo a las necesidades que se tengan o a los requerimientos de cada cliente.

c).- Se realizó el estudio del funcionamiento de un simulador de Signos vitales para entender el tipo de salidas que el equipo simula en la parte de la presión Arterial, así como sus cuadros asintomáticos para determinar cómo se realizara al interface entre el simulador y el sistema de calificación a desarrollar.

4.3 Planteamiento del diseño de prototipo y selección de materiales y plataformas a utilizar para la misma.

El prototipo consiste en un sistema de adquisición de datos a través de un sensor transductor de baja presión en el orden los Kilo pascales (kPa) ya que la señal a medir es de una presión arterial simulada la cual va desde los 0 mmHg hasta los 375 mmHg que es equivalente de 0 kPa hasta 50 kPa.

Las características principales de este sensor son su exactitud y precisión muy altas puesto que debe superar las especificaciones de los simuladores de signos vitales.¿

Entre la etapa del sensor y la etapa de adquisición de datos se implementó un filtro Pasa Altas que nos permite dividir una señal de presión y nos permite visualizar el aumento de la presión simulada del paciente durante la sístole cardiaca.

La plataforma sobre el que se desarrolló el sistema esta basada mediante Software de LabVIEW de National Instruments, la cual consta de una interfase de usuario desarrollada en el entorno gráfico y como primera etapa la adquisición de los datos a través de una tarjeta de desarrollo de Arduino Modelo Mega 2560 R3 y como segunda etapa una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments Modelo MyRio para tener mayor capacidad al integrar más variables al sistema como lo serán Temperatura, pulso cardiaco y oxigenación entre otras.

A continuación de muestra un diagrama a bloques del sistema.

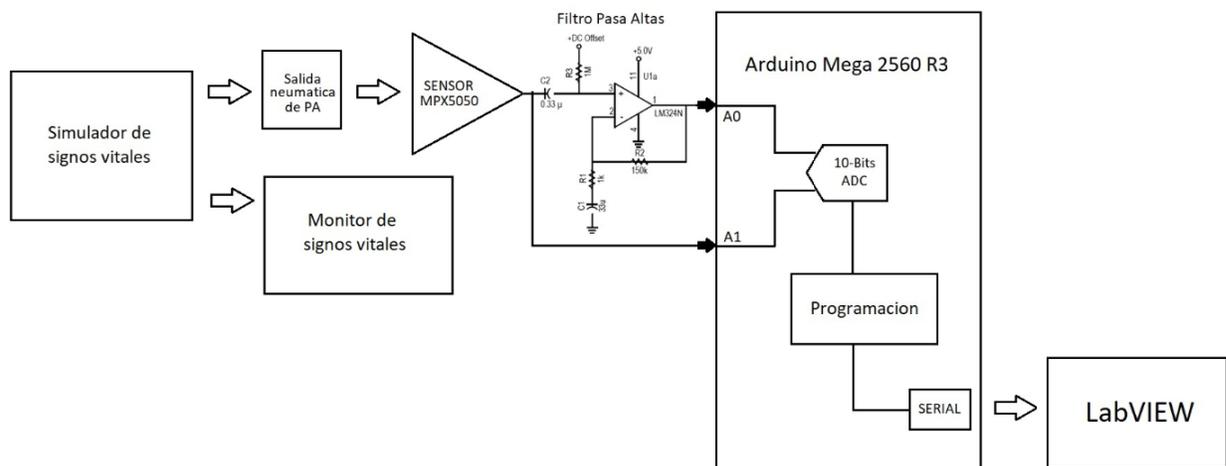


Figura 4.2: Diagrama a bloques del sistema de evaluación del simulador

4.4 Desarrollo del prototipo y validación de su funcionamiento.

Primero se seleccionó el Sensor de presión modelo MPX5050 de la marca Freescale que cuenta con las especificaciones que se requieren para esta aplicación.

Las series del MPX5050 son sensores piezoresistivos transductores de compresión monolíticos de última generación diseñados para un amplio rango de aplicaciones, pero particularmente empleados en aplicaciones con microcontroladores o microprocesadores con convertidor Analógico-digital integrado.

Este simple elemento transductor combina avanzadas técnicas micro mecánicas, películas finas de metalización y proporciona procesamientos bipolares precisos, salidas analógicas de alto nivel que son en proporción a la presión aplicada en la entrada de neumática del sensor.

Cumpliendo con estas características garantizamos que la medición es mucho más precisa y confiable lo que nos permite realizar la calificación de los simuladores.

A continuación se presentan las características de operación del sensor MPX5050 Series.

Tabla 4.1: Especificaciones eléctricas y neumáticas del sensor MPX5050 Series

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _o	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{off}	0.088	0.2	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	4.587	4.7	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	—	4.5	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	%V _{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I _{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

Para la separación de las señales producidas por el simulador se implementó un circuito de filtrado utilizando un Amplificador Operacional (Amp Op) LM324N el cual es básicamente un filtro pasa altas.

La señal de presión del simulador es censada por el MPX5050. La salida del sensor se divide en dos señales para dos diferentes propósitos. Una de ellas es usada para medirse directo de la señal de presión del simulador a la entrada analógica de la tarjeta de adquisición de datos mientras que la otra es procesada simultáneamente a través del filtro pasa altas.

Mientras el MPX5050 está acondicionado por su amplificador interno, la presión del simulador se puede conectar directamente a la entrada del convertidor analógico - digital (A / D) para su digitalización. La otra señal se filtra y amplifica sin procesar para extraer una versión amplificada de la señal oscilométrica.

La salida del sensor consta de dos señales; la señal de oscilación (≈ 1 Hz) montada en la señal de presión del simulador (≤ 0.04 Hz).

Capítulo IV | DESARROLLO

El filtro pasa altas de 2 polos está diseñado para bloquear la señal de presión del simulador antes de la señal de amplificación de la señal de oscilación.

Si la señal de presión del simulador no es apropiadamente atenuada, la base de la oscilación no será constante y la amplitud de cada oscilación no tendrá la misma referencia para la comparación.

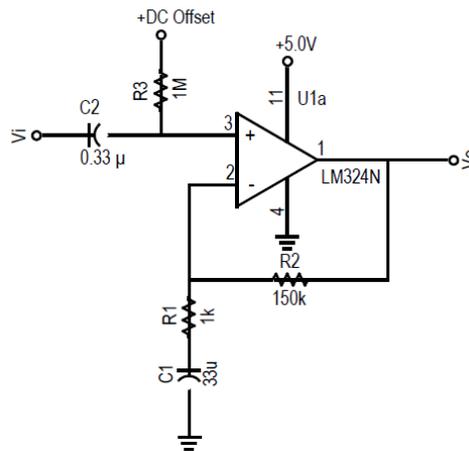


Figura 4.3: Filtro de la señal de oscilación.

El filtro consta de 2 redes RC las cuales determinan 2 frecuencias de corte. Estos 2 polos están cuidadosamente seleccionados para asegurar que la señal de oscilación no se distorsione o se pierda. Las dos frecuencias de corte pueden ser aproximadas por la siguiente ecuación.

$$f_{P1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

$$f_{P2} = \frac{1}{2\pi R_3 C_2}$$

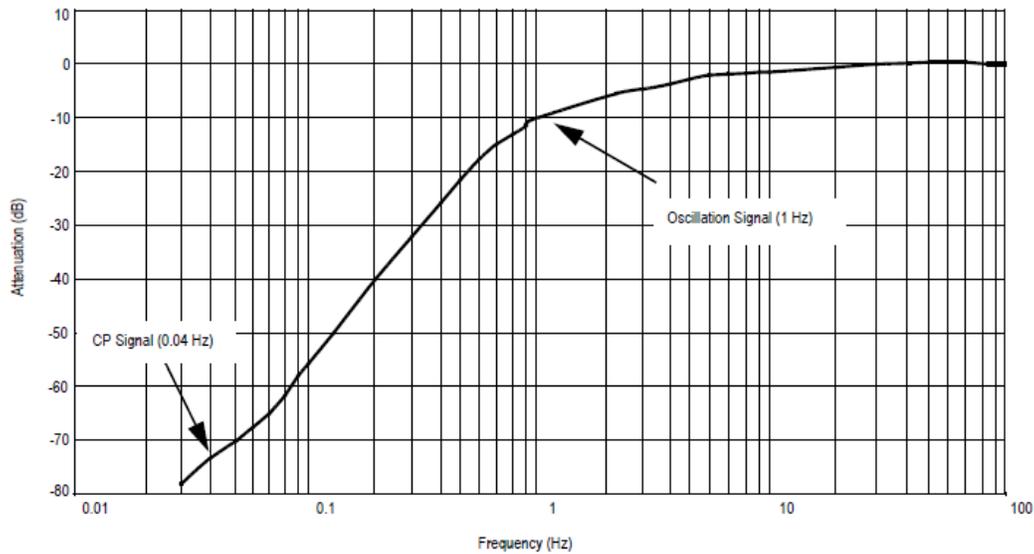


Figura 4.4: Frecuencia filtrada

Una vez que se filtra la señal y se amplifica con el pasa altas, se introducen a la tarjeta de adquisición que en nuestro caso es la tarjeta de desarrollo de Arduino a través de las entradas analógicas A0 y A1 para ser procesadas.

En la siguiente figura se muestra el diagrama de conexiones del conector de la tarjeta donde se conectan las señales que provienen del Sensor y del filtro pasa Altas.

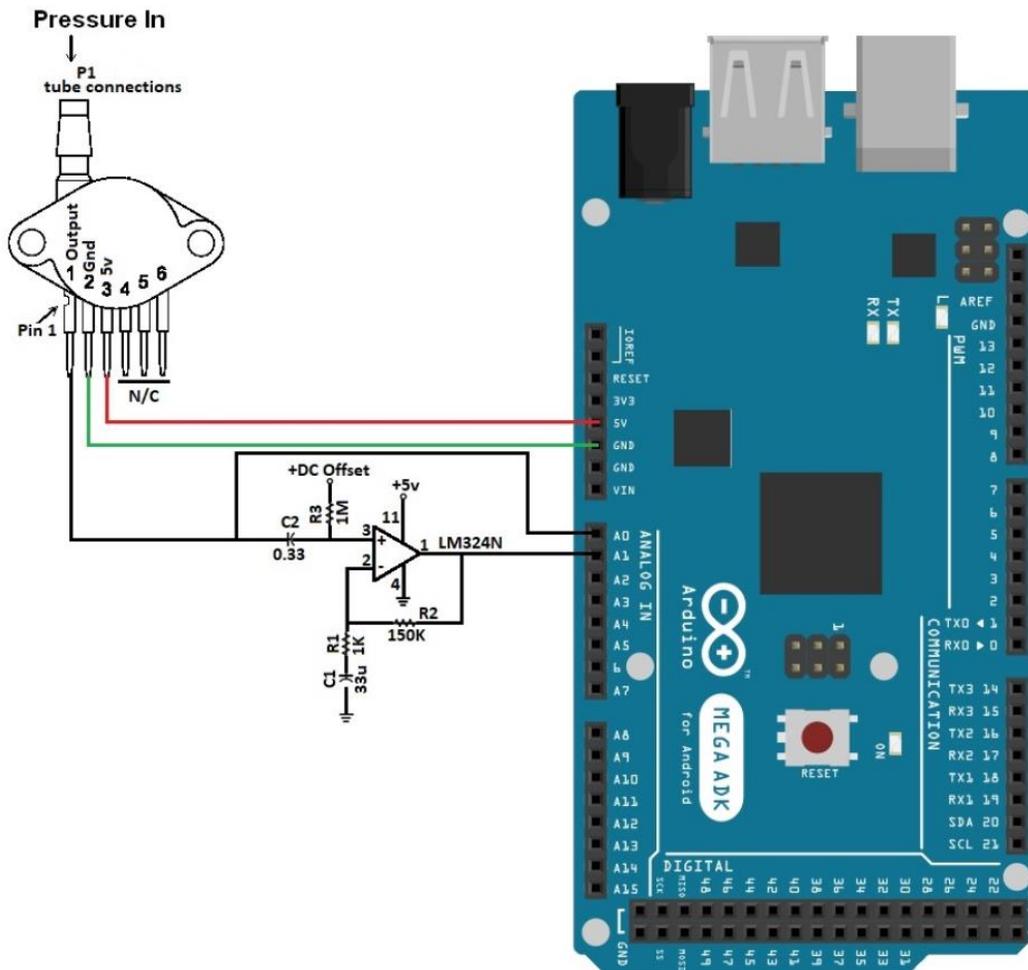


Figura 4.5: Diagrama de Conexiones del sensor MPX5050 a las entradas A0 y A1 de la tarjeta Arduino

El Arduino lee dos señales de presión oscilométricas de manera simultánea.

En la entrada analógica A0 tenemos la señal de oscilación del sensor proveniente de la simulación de la presión de llenado del brazalete que genera el simulador de signos vitales.

En la entrada analógica A1 tenemos la señal de oscilación filtrada proveniente del circuito pasa altas el cual dejara pasar solamente la señal oscilométrica de la presión sistólica y diastólica que se está simulando.

Cuando el simulador de signos vitales simula el efecto de inflado y desinflado del brazalete al mismo tiempo que la señal de presión arterial, podemos tomar el punto más alto de

Capítulo IV|DESARROLLO

desinflado del maguito del brazalete cuando la señal oscilométrica de presión aparece, este valor que observamos en la intersección de las dos señales en el punto más alto de la recta oscilométrica de desinflado es la presión sistólica y en el punto más bajo donde deja de pasar la señal del filtro pasa altas podremos observar la presión diastólica.

En la siguiente figura podremos observar de manera grafica el comportamiento del circuito.

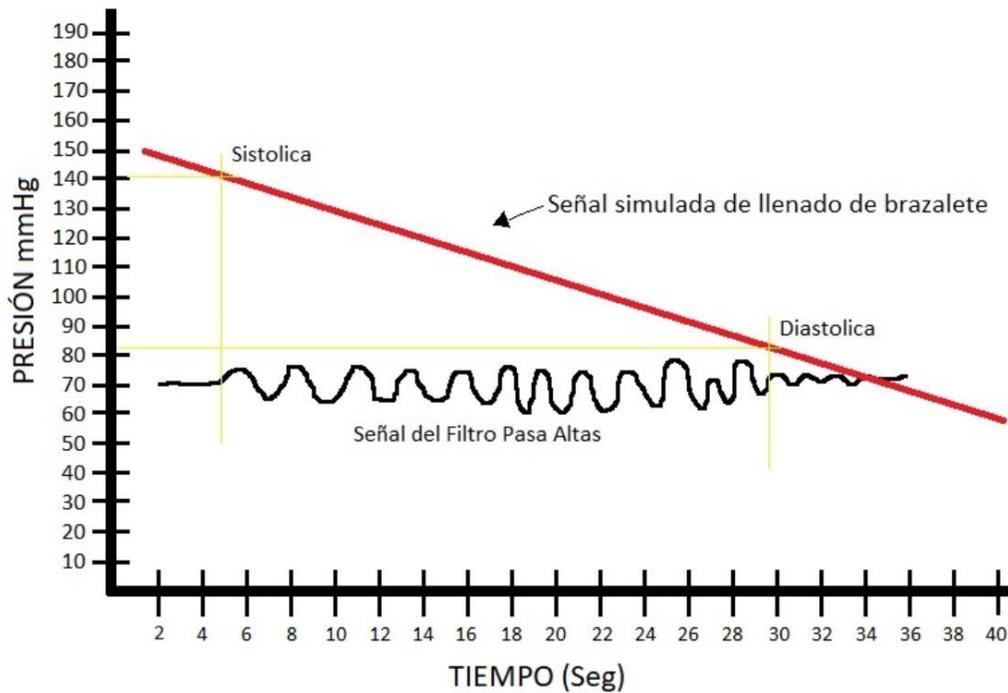


Figura 4.6: Grafica de señales oscilométricas observadas por el microcontrolador.

Una vez que el microcontrolador lee estas señales y las convierte de señales analógicas a señales digitales el sistema las guarda en variables para realizar el cálculo de la presión sistólica y diastólica. Estos datos son almacenados en variables que se exportan por el serial del microcontrolador para ser analizados y graficados a través de la interfase de usuario desarrollada en LabVIEW.

A continuación, se muestra el diagrama de Flujo del programa utilizado en el microcontrolador de Arduino para el procesamiento de las señales.

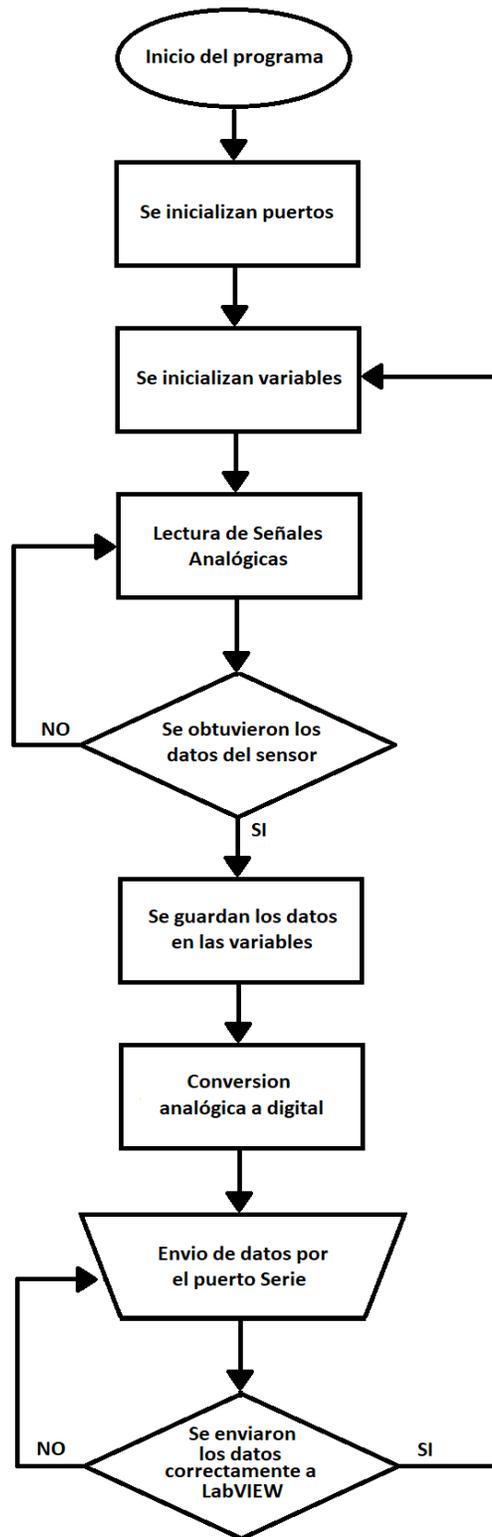


Figura 4.7: Diagrama de flujo del programa del microcontrolador

Capítulo IV | DESARROLLO

Se desarrolló una interface de usuario en ambiente grafico haciendo uso de la plataforma de programación grafica LabVIEW donde mostramos las mediciones del sensor.

Estas mediciones del sensor expresadas en la pantalla califican la exactitud y precisión de la simulación de presión arterial generada por el simulador conectado al sensor MPXV5050

La pantalla frontal consta de varios indicadores y comandos que nos ayudan a visualizar y configurar las señales de entrada provenientes de la tarjeta Arduino.

En primer lugar, tenemos una ventana de comando donde configuramos el puerto de la computadora donde nos conectaremos a la tarjeta Arduino.

Después tenemos dos graficadores que muestran el valor de la presión de inflado y desinflado del brazalete y la Señal de presión Arterial, a demás contamos con un display digital que nos muestra el valor numérico del dato que se está graficando. Y por último un botón de stop con el cual nos ayuda a detener el programa.

Esta primera etapa del programa es experimental para realizar las pruebas correspondientes al sistema de adquisición de datos y corroborar su funcionamiento.

A continuación, se muestra la pantalla frontal del programa de interfase de usuario.

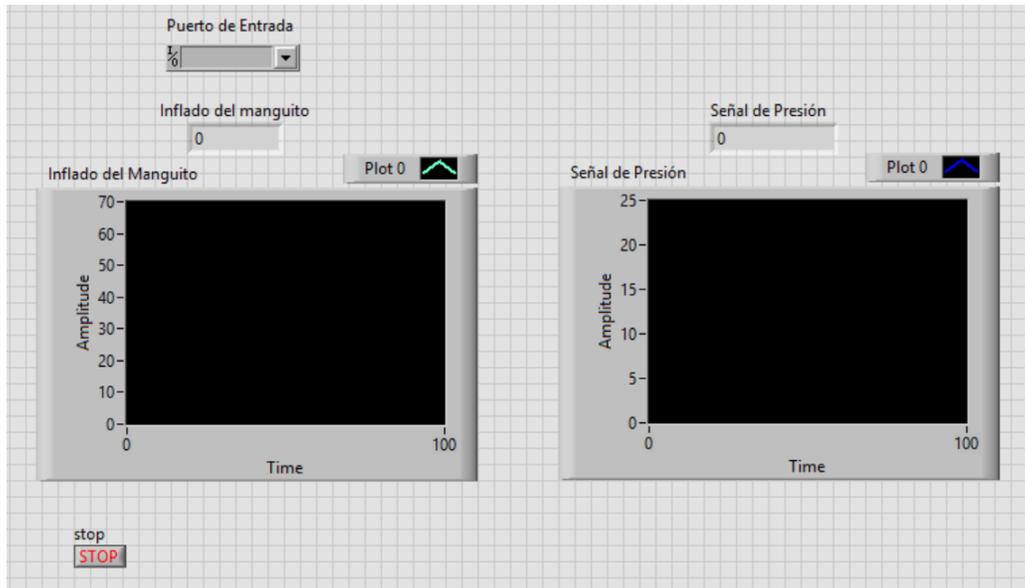


Figura 4.8: Pantalla del Panel frontal de la interfase de usuario.

El diagrama a bloques consta de una herramienta para importar datos provenientes del puerto serie seleccionado de forma continua en cadena String lo que permite una transmisión de información más veloz.

Los datos son separados de la cadena String y graficados de manera directa para su análisis. Además son enviados directamente a MATLAB para analizar los datos e implementar cualquier tipo de procedimiento matemático que se desee para un mejor análisis de la información.

A continuación, se muestra un diagrama a bloques de la interfaz desarrollada.

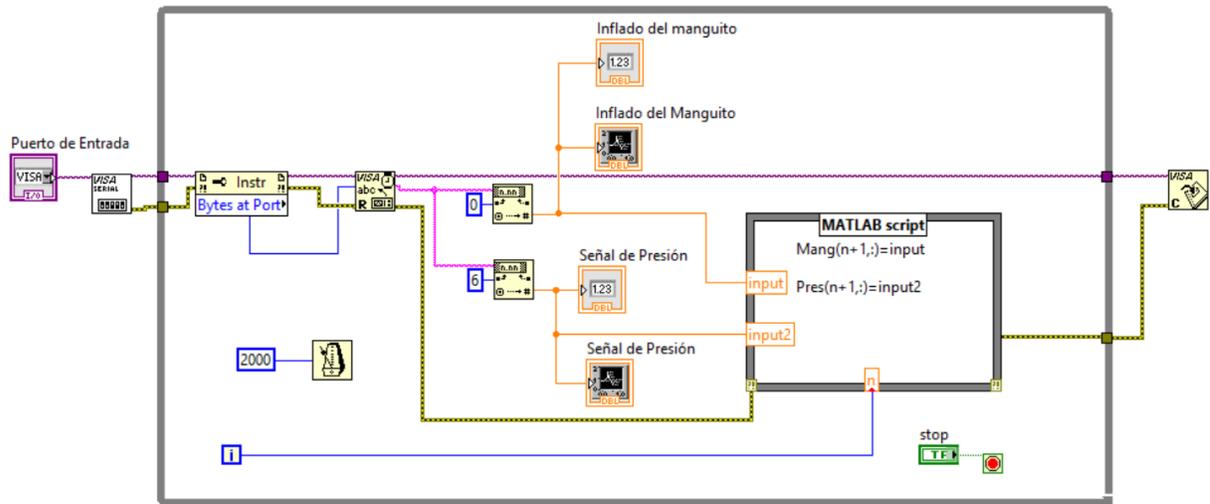


Figura 4.9: Pantalla del diagrama a bloques del programa.

Capítulo V

Resultados

5.1 Principales resultados alcanzados en el proyecto.

5.1.1 Descripción del simulador de paciente.

Como primer paso se logró la adquisición de un simulador de signos vitales de paciente con el cual se realizarán pruebas con el sistema para validar ambos funcionamientos.

Además, ayudará en las siguientes etapas del proyecto para lograr un sistema completo de calificación de simuladores de paciente con el fin de establecer un patrón estándar de calificación de estos equipos el cual será propuesto en un futuro por la empresa metas a nivel nacional.

El Simulador de presión sanguínea no Invasiva (NIBP) Cufflink ofrece una forma rápida, confiable y consistente de evaluar el funcionamiento y el rendimiento de las señales oscilométricas de NIBP.

Con selecciones programables por el usuario, el CuffLink puede simular el rango completo o normal, hipertensivo y las formas de onda NIBP dinámicas hipertensivas que representan adultos típicos, bebés y pacientes neonatales. El simulador también puede generar bradicardia normal y selecciones de ritmo de taquicardia con una amplia gama de pulsos periféricos débiles, normales y fuertes. Una variedad de parámetros que permiten la creación y el almacenamiento de cinco autosecuencias personalizadas dentro de la unidad. Además de los valores objetivo-programables de presión sanguínea, estas autosecuencias pueden incluir presión estática, fugas y prueba de "descarga" de la válvula de alivio de sobrepresión.

CuffLink presenta un compresor interno, que automatiza las mediciones de presión estática, pruebas de fugas y prueba de válvula de alivio. Fácil ajuste de la presión de niveles del brazalete y proporciona inflado del brazalete con constante niveles de pruebas.



Figura 5.1: Cufflink Non-Invasive Blood Pressure Simulator
([CuffLink%20NIBP%20Simulator?preview=Hoja+de+especificaciones.pdf](#))

A continuación, se muestra una tabla con las especificaciones del simulador que se adquirió para esto fines.

Tabla 5.1: Especificaciones del simulador de paciente

Specifications

Power	120/250 V ac, 50 W average, 100 W peak, 50/60 Hz
Analog outputs	
Cuff pressure	0 mmHg to 499.95 mmHg FS \pm 1 % of reading, 10 mV/mmHg
Pulse pressure	0 mmHg to 5 mmHg FS \pm 1 of reading, 1 V/mmHg
Digital manometer	
Pressure	499.75 mmHg (maximum)
Measurement parameters	Instantaneous and peak
Displayed graphics	
Dynamic real-time NIBP cuff-pressure waveform programmed peripheral pulse and envelope waveforms	
Display	
Alphanumeric graphic display (LCD)	
Alphanumeric mode	8 lines x 40 characters
Graphics mode	64 vertical x 240 horizontal dot matrix, backlight with viewing angle adjustment
Digital interfaces	
RS-232/Serial	Bidirectional; downloads cuff measurement data and controls test features with a compatible computer or via the medTester 5000C with the medCheck option.
Parallel printer	Centronics compatible
Pulse sync	0 V dc to 5 V dc (TTL)
Cuff mandrel	
Interlocking plastic blocks	Four cuff circumferences, including: 39.5 cm (large adult), 33 cm (adult), 26.6 cm (small adult), and 20 cm (child)
Truncated plastic cylinders	Three neonatal cuff circumferences, including: 14 cm, 10 cm, and 7.6 cm
Pop-off valve testing	
Automatic test for operation of the monitor's relief valve	
Measurement parameters	Instantaneous and peak pressure
Maximum pressure	499.75 mmHg
System leak testing	
Start pressure	499.75 mmHg max
Elapsed time	60 s (fixed)
Leak-rate range	0.25 mmHg/min to 499.75 mmHg/min
Pump	2 liters/minute minimum (free flow)
Accuracy	
Dynamic NIBP Response Repeatability (Systolic/Diastolic/Mean)	\pm 1 % of target value
Cuff pressure	\pm 1 % of reading \pm 1 mmHg
Input overpressure limit	\pm 1500 mmHg
Autosequences	
	<ul style="list-style-type: none"> • Up to five user-programmable sequences to test NIBP monitors with a specific series of CuffLink performance tests, including static pressure test, leak test, and pop-off test • Up to eight adult-neonatal-arrhythmia dynamic NIBP selections, each of which can be cycled up to 99 times during the sequence • Printable test report

5.1.2 Descripción del filtro pasa altas

Se logro el desarrollo filtro pasa Altas que nos sirve para detectar la señal oscilométrica del sensor de presión al momento en el que se realiza la simulación del inflado del brazalete lo que nos ayuda a determinar el punto de presión del brazalete donde empezamos a ver la señal de oscilación para determinar la presión Sistólica y el punto bajo de presión del brazalete

donde dejamos de ver la señal de oscilación para determinar la presión Diastólica, así como se muestra en esta gráfica.

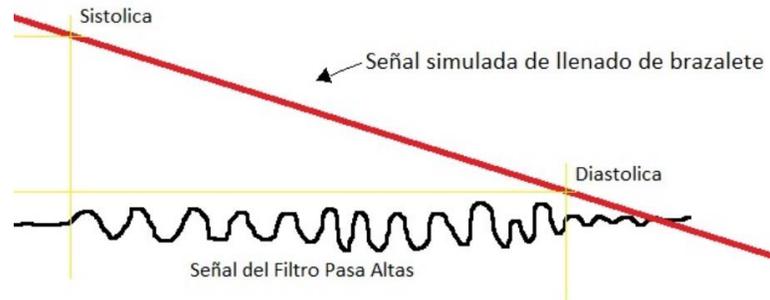


Figura 5.2: Representación grafica del funcionamiento de la etapa de filtro

A continuación, se muestra el diagrama eléctrico de conexiones del filtro implementado.

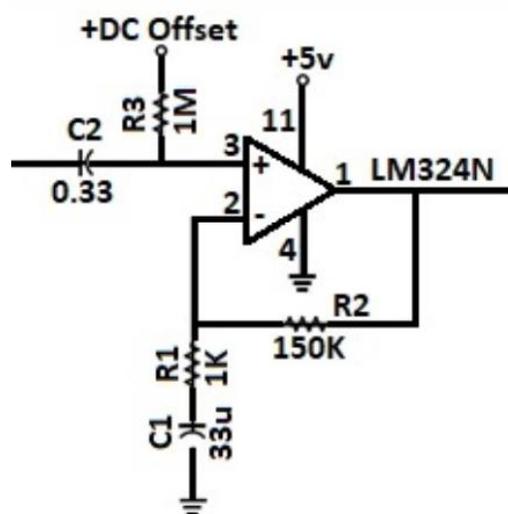


Figura 5.3: Diagrama eléctrico del filtro pasa altas

En la siguiente figura se muestra el filtro implementado de manera física para su experimentación.

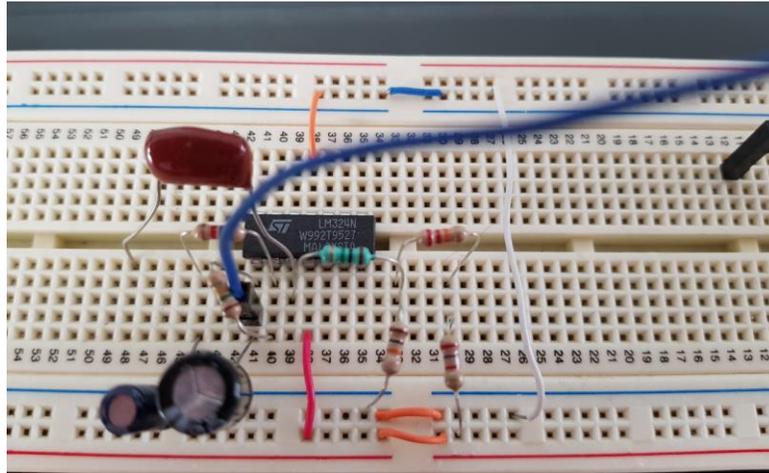


Figura 5.4: Circuito implementado físicamente

Una vez implementado el circuito simulamos una prueba para realizar la validación del circuito, obteniendo los siguientes resultados:

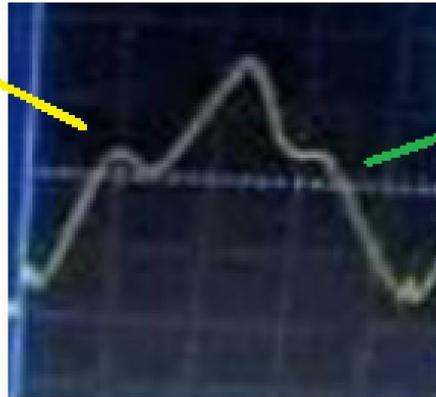
En la siguiente imagen se muestra la señal de llenado y desinflado del brazalete simulando la por medio de un generador de frecuencia baja.



Figura 5.5: Señal simulada de llenado y desinflado del brazalete

La siguiente imagen detallada la gráfica:

Señal de
llenado



Señal de
desinflado

Figura 5.6: Detalle de la Señal de llenado y desinflado el brazalete

5.1.3 Integración del sensor de presión MPX5050 al filtro pasa altas para su simulación

Como siguiente fase se integro a nuestro sistema el sensor de presión MPX505 de la marca Freescale con el cual se pudieron realizar las pruebas de presión para poder visualizar la una señal real de llenado y de brazalete como la señal simulada de presión arterial en la salida del filtro pasa altas.

En la siguiente figura se muestra el diagrama eléctrico de conexiones del circuito implementado

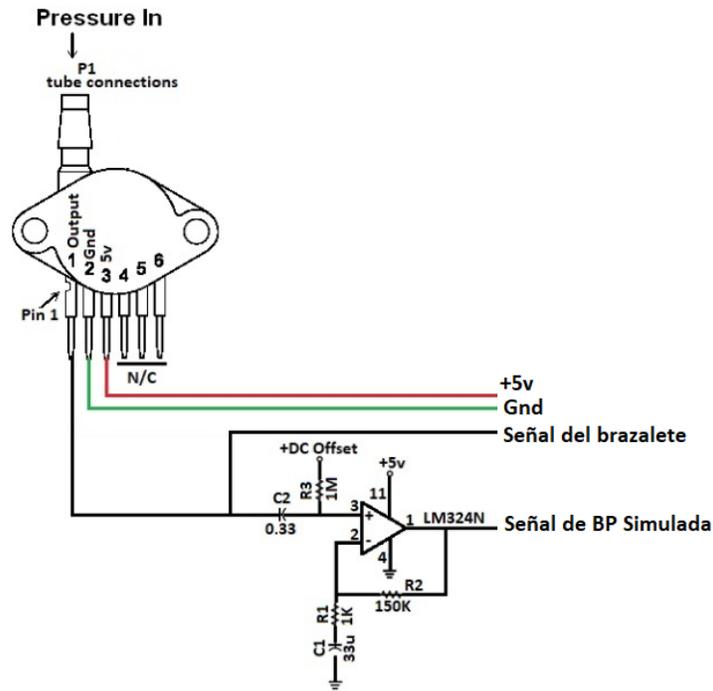


Figura 5.7: Diagrama eléctrico de conexiones

A continuación, se muestra la imagen de la gráfica resultante de señal real del llenado del brazalete utilizando un brazalete en la conexión neumática del sensor de presión.

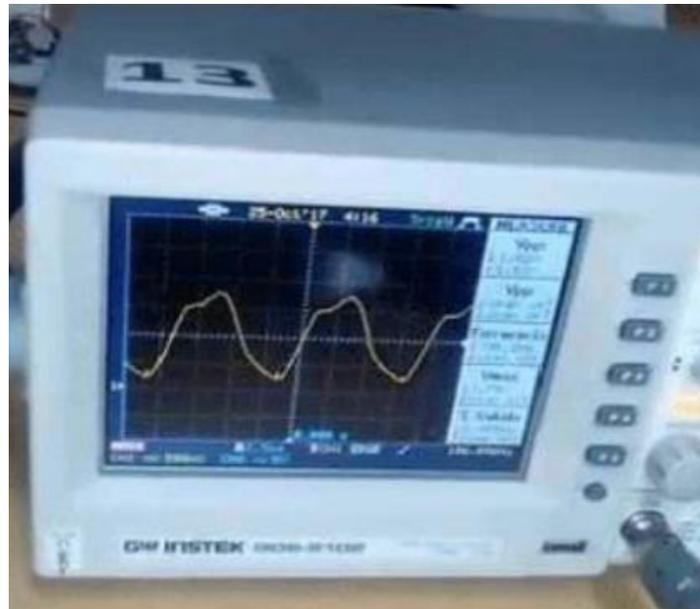


Figura 5.8: Señal de llenado y desinflado del brazalete

En la siguiente imagen se muestra frecuencia la salida del filtro pasa Altas donde se puede observar la señal simulada de la presión arterial proveniente del sensor.



Figura 5.9: Detalle de la Señal de llenado y desinflado

Capítulo VI

Conclusiones y Aportaciones

6.1 Principales Conclusiones en el proyecto

6.1.1 Adquisición del simulador

Se logro realizar el análisis de los simuladores en el mercado para realizar la compra de uno de ellos con los criterios que se obtuvieron como resultado del articulo publicado referente a simuladores de paciente.

Al analizar las características de cada uno de los simuladores que ofrece el mercado podemos concluir que existe una oferta apropiada de calibradores biomédicos en el mercado internacional, con diversas marcas y modelos con costos diversos y con tecnologías con menor o mayor complejidad y prestaciones. Aunque las diferencias entre los tres equipos son muy marcadas la elección para la compra alguno de estos productos dependerá en gran parte al tipo de productos que queramos calificar.

6.1.2 Costo beneficio del proyecto

Se concluyo que es muy importante la calificación de los simuladores de paciente para los hospitales ya que al asegurar el buen funcionamientos de estos equipos podremos garantizar que al efectuar la calibración de los monitores, esfigmomanómetros y demás equipos médicos utilizados en el monitoreo de signos vitales obtendremos mediciones mas precisas lo que ayudara al equipo de diagnostico medico a determinar sintomatologías de una manera más precisa y eficientes lo que se traduce en tratamientos más adecuados al paciente.

Esto aporta un gran ahorro en medicamentos y tratamientos mal suministrados a causa de diagnósticos.

6.2 Aportaciones del proyecto a la solución del problema.

- Se realza la importancia de la calificación de simuladores de signos vitales para la variable de presión arterial.
- Se obtendrá un prototipo útil para asistir en la evaluación de los simuladores de signos vitales.
- Gracias a este dispositivo desarrollado se podrá generar un patrón de calificación para la empresa que podrá ser referencia para este tipo de evaluación.

Referencias

- [1] Pamela Lynn, *Enfermería clínica De Tylor, Cuidados Básicos Del Paciente*, Tercera Edición Unidad 1 Acciones básicas del cuidado de enfermería, Capítulo 1, Pennsylvania. Año: 2012
- [2] Medtronic, (2007) “making NIBP work for you”, clinical information.
- [3] Philips. (2008) “NIBP Mean-Only Reading”, Write Paper.
- [4] A. V. Chobanian, G. L. Bakris, H. R. Black, W. C. Cushman, L. A. Green, J. L. Izzo, D. W. Jones, B. J. Materson, S. Oparil, and J. T. Wright, “Seventh report of the joint national committee on prevention, detection, evaluation, and treatment of high blood pressure,” *Hypertension*, vol. 42, pp. 1206–1252, 2003.
- [5] V. L. Roger, A. S. Go, D. M. Lloyd-Jones, E. J. Benjamin, J. D. Berry, W. B. Borden, D. M. Bravata, S. Dai, E. S. Ford, C. S. Fox, H. J. Fullerton, C. Gillespie, S. M. Hailpern, J. A. Heit, V. J. Howard, B. M. Kissela, S. J. Kittner, D. T. Lackland, J. H. Lichtman, L. D. Lisabeth, D. M. Makuc, G. M. Marcus, A. Marelli, D. B. Matchar, C. S. Moy, D. Mozaffarian, M. E. Mussolino, G. Nichol, N. P. Paynter, E. Z. Soliman, P. D. Sorlie, N. Sotoodehnia, T. N. Turan, S. S. Virani, N. D. Wong, D. Woo, and M. B. Turner, “Heart disease and stroke statistics–2012 update: A report from the American Heart Association,” *Circulation*, vol. 125, pp. 2–220, 2012.
- [6] *Health Survey for England 2012*, The Health and Social Care Information Centre, 2013.
- [7] *Australian Health Survey: First Results*, Australian Bureau of Statistics, 2012.
- [8] *High blood pressure - country experiences and effective interventions utilized across the European Region*, World Health Organization. Regional Office for Europe, 2013.
- [9] D. W. Jones and J. E. Hall, “Hypertension: Pathways to success,” *Hypertension*, vol. 51, pp. 1249–1251, 2008.
- [10] *Blood Pressure Measurement Technologies for Low-Resource Settings in the US and India*, National Institutes of Health (NIH)/National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB), 2014.

- [11] V. Z. Groza, "Issues in medical measurements," in IEEE Int. Workshop Medical Measurement and Applications (MeMeA'11), Bari, Italy, May 2011, pp. 1–3.
- [12] K. G. Ng and C. F. Small, "Survey of automated noninvasive blood pressure monitors," *J. Clin. Eng.*, vol. 19, pp. 452–475, 1994.
- [13] S. Chen, V. Z. Groza, M. Bolic, and H. R. Dajani, "Assessment of algorithms for oscillometric blood pressure measurement," in IEEE Int. Instrumentation and Measurement.
- [14] G. A. van Montfrans, "Oscillometric blood pressure measurement: progress and problems," *Blood Press. Monit.*, vol. 6, p. 287290, 2001.
- [15] C. E. Adams and M. B. Leverland, "Environmental and behavioral factors that can affect blood pressure," *Nurse Pract.*, vol. 10, pp. 39–40, 49–50., 1985.
- [16] K. Soueidan, S. Chen, H. R. Dajani, M. Bolic, and V. Groza, "The effect of blood pressure variability on the estimation of the systolic and diastolic pressures," in IEEE Int. Workshop Medical Measurements and Applications (MeMeA'10), Ottawa, ON, May 2010, pp. 14–18.
- [17] "Augmented blood pressure measurement through the noninvasive estimation of physiological arterial pressure variability," *Physiol. Meas.*, vol. 33, pp. 881–899, 2012.
- [18] S. Hansen and M. Staber, "Oscillometric blood pressure measurement used for calibration of the arterial tonometry method contributes significantly to error," *Eur. J. Anaesthesiol.*, vol. 23, p. 781787, 2006.
- [19] E. Umana, W. Ahmed, M. A. Fraley, and M. A. Alpert, "Comparison of oscillometric and intraarterial systolic and diastolic blood pressures in lean, overweight, and obese patients," *Angiology*, vol. 57, pp. 41–45, 2006.
- [20] N. M. van Popele, B. J. Bos, N. A. de Beer, D. A. van Der Kuip, A. Hofman, D. E. Grobbee, and J. C. Witteman, "Arterial stiffness as underlying mechanism of disagreement between an oscillometric blood pressure monitor and a sphygmomanometer," *Hypertension.*, vol. 36, pp. 484–488, 2000.

- [21] W. J. Verberk and P. W. de Leeuw, "Accuracy of oscillometric blood pressure monitors for the detection of atrial fibrillation: a systematic review," *Expert. Rev. Med. Devices*, vol. 9, pp. 635–640, 2012.
- [22] N. Pagonas, S. Schmidt, J. Eysel, F. Compton, C. Hoffmann, F. Seibert, J. Hilpert, C. Tschpe, W. Zidek, and T. H. Westhoff, "Impact of atrial fibrillation on the accuracy of oscillometric blood pressure monitoring," *Hypertension.*, vol. 62, pp. 579–584, 2013.
- [23] D. Zheng, R. Giovannini, and A. Murray, "Effect of respiration, talking and small body movements on blood pressure measurement," *J. Hum. Hypertens.*, vol. 26, pp. 458–462, 2012.
- [24] Y. Koo, J. Kang, H. Shin, M. Y. Jung, G. J. Suh, and H. C. Kim, "Preliminary study of motion artifact rejection for NIBP measurement in an ambulance," in *29th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'07)*, Lyon, France, Aug. 2007, pp. 705–708.
- [25] G. S. Mattu, "Validation of oscillometric blood pressure measuring devices; a case study of the BpTRU," Master's thesis, University of British Columbia, Vancouver, BC, Canada, Jul. 2003.
- [26] L. Beckett and M. Godwin, "The BpTRU automatic blood pressure monitor compared to 24 hour ambulatory blood pressure monitoring in the assessment of blood pressure in patients with hypertension," *BMC Cardiovasc. Disord.*, vol. 5, pp. 1–6, 2005.
- [27] R. N. Feghali, J. A. Topouchaian, B. M. Pannier, H. A. El Assaad, and R. G. Asmar, "Validation of the Omron M7 (HEM-780-E) blood pressure measuring device in a population requiring large cuff use according to the international protocol of the European Society of Hypertension," *Blood Press. Monit.*, vol. 12, pp. 173–178, 2007.
- [28] A. Coleman, S. Steel, P. Freeman, A. de Greeff, and A. Shennan, "Validation of the Omron M7 (HEM-780-E) oscillometric blood pressure monitoring device according to the British Hypertension Society protocol," *Blood Press. Monit.*, vol. 13, pp. 49–54, 2008.
- [29] M. G. Myers and M. Godwin, "Automated office blood pressure," *Can. J. Cardiol.*, vol. 28, pp. 341–346, 2012.

- [30] M. G. Myers and M. Valdivieso, "Evaluation of an automated sphygmomanometer for use in the office setting," *Blood Press. Monit.*, vol. 17, pp. 116–119, 2012.
- [31] W. Gerin, A. R. Schwartz, J. E. Schwartz, T. G. Pickering, K. W. Davidson, J. Bress, E. O'Brien, and N. Atkins, "Limitations of current validation protocols for home blood pressure monitors for individual patients," *Blood Press. Monit.*, vol. 6, pp. 313–318, 2002.
- [32] Non-invasive sphygmomanometers – Part 2: Clinical validation of automated measurement
- [33] S. Lewington, R. Clarke, N. Qizilbash, R. Peto, and R. C. R., "Agespecific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: a metaanalysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies," *Lancet*, vol. 360, pp. 1903–1913, 2002.
- [34] A. M. G. Pierina, D. C. Alavarcea, Josiane, L. Gusmao, A. Halpernb, and D. Mion, "Blood pressure measurement in obese patients: comparison between upper arm and forearm measurements," *Blood Press. Monit.*, vol. 9, pp. 101–105, 2004.
- [35] A. M. Thompson, K. Eguchi, M. E. Reznik, S. S. Shah, and T. G. Pickering, "Validation of an oscillometric home blood pressure monitor in an end-stage renal disease population and the effect of arterial stiffness on its accuracy," *Blood Press. Monit.*, vol. 12, pp. 227–232, 2007.
- [36] M. J. Stewart, K. Gough, and P. L. Padfield, "The accuracy of automated blood pressure measuring devices in patients with controlled atrial fibrillation," *J. Hypertens.*, vol. 13, pp. 297–300, 1995
- [37] G. Drzewiecki, "Noninvasive arterial blood pressure and mechanics," in *The Biomedical Engineering Handbook*, 3rd ed., J. D. Bronzino, Ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2006.
- [38] J. W. Graves, "A survey of validated automated home blood pressure monitors available for the internet shopper," *Blood Press Monit.*, vol. 10, pp. 103–107, 2005.
- [39] A. J. Sims, J. A. Menes, D. R. Bousfield, C. A. Reay, and A. Murray, "Automated non-invasive blood pressure devices: are they

- [40] L. A. Geddes, *The direct and indirect measurement of blood pressure*. Chicago, IL: Year Book Medical Publishers, 1970.
- [41] M. Ward and J. A. Langton, "Blood pressure measurement," *Contin. Educ. Anaesth. Crit. Care Pain*, vol. 7, pp. 122–126, 1997.
- [42] D. Sahu and M. Bhaskaran, "Palpatory method of measuring diastolic blood pressure," *J. Anaesthesiol. Clin. Pharmacol.*, vol. 26, pp. 528–530, 2010.
- [43] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, R. B. Falkner, J. Graves, M. N. Hill, D. DW, Y. Kurtz, S. G. Sheps, and E. J. Roccella, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the subcommittee of professional and public education of the American Heart Association council on high blood pressure research," *Circulation*, vol. 111, pp. 697–716, 2005.
- [44] N. D. Markandu, F. Witcher, A. Arnold, and C. Carney, "The mercury sphygmomanometer should be abandoned before it is proscribed," *J. Hum. Hypertens.*, vol. 14, pp. 31–36, 2000.
- [45] E. O'Brien, "Replacing the mercury sphygmomanometer – requires clinicians to demand better automated devices," *Brit. Med. J.*, vol. 320, pp. 815–816, 2000.
- [46] J. Penaz, "Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger," in *Int. Conf. Medical and Biological Engineering*, Dresden, Germany, 1973, p. 104.
- [47] G. L. Pressman and P. M. Newgard, "A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 10, pp. 73–81, 1963.
- [48] K. Yamakoshi, H. Shimazu, and T. Togawa, "Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 27, pp. 150–155, 1980.
- [49] H. F. Stegall, M. B. Kardon, and W. T. Kemmerer, "Indirect measurement of arterial blood pressure by doppler ultrasound sphygmomanometry," *J. Appl. Physiol.*, vol. 25, pp. 793–798, 1968.

- [50] M. Ramsey, "Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 17, pp. 11–18, 1979.
- [51] L. A. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 10, pp. 271–280, 1982.
- [52] M. Nitzan, "Automatic noninvasive measurement of arterial blood pressure," *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, vol. 14, pp. 1094–6969, 2011.
- [53] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, B. E. Falkner, J. Graves, M. N. Hill, D. W. Jones, T. Kurtz, S. G. Sheps, and E. J. Roccella, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals—part 1: Blood pressure measurement in humans: A statement for professionals from the subcommittee of professional and public education of the American Heart Association council on high blood pressure research," *Hypertension*, vol. 45, pp. 142–161, Dec. 2005.
- [54] W. Meyer-Sabellek, M. Anlauf, R. Gotzen, and L. Steinfeld, *Blood Pressure Measurements: New Techniques in Automatic and in 24-hour Indirect Monitoring*. Springer, 2011.
- [55] H. Sorvoja, R. Myllyl, P. Krj-Koskenkari, J. Koskenkari, M. Lilja, and Y. Antero, "Accuracy comparison of oscillometric and electronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as a reference," *Mol. Quant. Acoust.*, vol. 26, pp. 235–260, 2005.
- [56] J. C. T. B. Moraes, M. Cerulli, and P. S. Ng, "Development of a new oscillometric blood pressure measurement system," in *IEEE Computers and Cardiology*, Hannover, Germany, Sep. 1999, pp. 467–470.
- [57] J. N. Amoores, "Extracting oscillometric pulses from the cuff pressure: Does it affect the pressures determined by oscillometric blood pressure monitors?" *Blood Press. Monit.*, vol. 11, pp. 269–279, 2006.
- [58] V. Jazbinsek, J. Luznik, and Z. Trontelj, "Non-invasive blood pressure measurements: Separation of the arterial pressure oscillometric waveform from the deflation using digital filtering," in *European medical and biomedical engineering conf. (EMBEC'05)*, Prague, Czech Republic, Nov. 2005, pp. 1–4.

- [59] S. Ahmad, S. Chen, K. Soueidan, I. Batkin, M. Bolic, H. Dajani, and V. Groza, "Electrocardiogram-assisted blood pressure estimation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, pp. 608–618, Mar. 2012.
- [60] Harvard-MIT Health Sciences and Technology. (2010, Aug.) QRS onset detector. [Online]. Available: <http://www.mit.edu/gari/CODE/ECGtools/ecgBag/sqrs.m>
- [61] G. W. Mauck, C. R. Smith, L. A. Geddes, and J. D. Bourland, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure—part II," *J. Biomech. Eng.*, vol. 102, pp. 28–33, 1980.
- [62] F. K. Forster and D. Turney, "Oscillometric determination of diastolic, mean, and systolic blood pressure – A numerical model," *J. Biomech. Eng.*, vol. 108, pp. 359–364, Nov. 1986.
- [63] W. T. Link, "Techniques for obtaining information associated with an individual's blood pressure including specifically a stat mode technique," U.S. Patent 4697596 A, Oct. 13, 1987.
- [64] G. Drzewiecki, R. Hood, and H. Apple, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 22, pp. 88–96, Jan. 1994.
- [65] M. Ursino and C. Cristalli, "A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, pp. 761–778, Aug. 1996.
- [66] ———, "Techniques and applications of mathematical modeling for noninvasive blood pressure estimation," in *Biomechanical Systems Techniques and Applications, Volume II: Cardiovascular Techniques*, C. Leondes, Ed. CRC Press, 2000.
- [67] G. Gersak, V. Batagelj, and J. Drnovsek, "Oscillometric virtual instrument for blood pressure measurement," in *XVIII Imeko World Congr.*, Rio de Janeiro, Brazil, Sep. 2006, pp. 1–5.
- [68] M. Mafi, M. Bolic, V. Z. Groza, H. R. Dajani, and S. Rajan, "Blood pressure estimation using maximum slope of oscillometric pulses," in *Ann. Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'12)*, San Diego, CA, Aug. 2012, pp. 3239–3242.

- [69] A. Ball-llovera, "An experience in implementing the oscillometric algorithm for the non-invasive determination of human blood pressure," in 25th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'03), Cancun, Mexico, Sep. 2003, pp. 3173–3175.
- [70] J. A. Posey, L. A. Geddes, H. Williams, and A. G. Moore, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure—part I," *Cardiovascular Res. Cent. Bull.*, vol. 8, pp. 15–25, 1969.
- [71] N. Yelderman and A. K. Ream., "Indirect measurement of mean blood pressure in the anesthetized patient," *Anesthesiology*, vol. 50, pp. 253–256, 1979.
- [72] S. Chen, "Improving algorithms for oscillometric blood pressure estimation by suppressing breathing effects," Master's thesis, School of Electrical Engineering and Computer Science, University of Ottawa, 2010.
- [73] R. Medero, "Determination of oscillometric blood pressure by linear approximation," US Patent 5577508 A, Nov. 26, 1996.
- [74] J. Talts, R. Raamat, K. Jagomagi, and J. Kivastik, "An influence of multiple affecting factors on characteristic ratios of oscillometric blood pressure measurement," in 15th Nordic-Baltic Conf. Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC'11), Aalborg, Denmark, Jun. 2011, pp. 73–76.
- [75] J. Liu, J.-O. Hahn, and R. Mukkamala, "Error mechanisms of the oscillometric fixed-ratio blood pressure measurement method," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 41, pp. 587–597, 2012.
- [76] J. Liu, J. O. Hahn, and R. Mukkamala, "Model-based error analysis of the oscillometric fixed-ratio blood pressure measurement method," in 34th Ann. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'12), San Diego, CA, Aug.-Sep. 2012, pp. 633–636.
- [77] R. Raamat, K. Jagomagi, J. Talts, and J. Kivastik, "A model-based retrospective analysis of the fixed-ratio oscillometric blood pressure measurement," in IEEE Int. Conf. Bioinformatics and Bioengineering (BIBE'13), Chania, Greece, Nov. 2013, pp. 1–4.

- [78] S. Lee, S. Rajan, H. R. Dajani, V. Z. Groza, and M. Bolic, "Determination of blood pressure using bayesian approach," in IEEE Instrumentation Measurement Technology Conf. (I2MTC), Binjiang, China, May 2011, pp. 1–3.
- [79] S. Lee, J. H. Chang, S. W. Nam, C. Lim, S. Rajan, H. R. Dajani, and V. Z. Groza, "Oscillometric blood pressure estimation based on maximum amplitude algorithm employing gaussian mixture regression," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 62, pp. 3387–3389, Dec. 2013.
- [80] S. Lee, M. Bolic, V. Z. Groza, H. R. Dajani, and S. Rajan, "Confidence interval estimation for oscillometric blood pressure measurements using bootstrap approaches," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, pp. 3405–3415, Oct. 2011.
- [81] C. Harada, A. Yokozeki, and T. Ogura, "Oscillometric blood pressure measuring apparatus," U.S. Patent 5560366 A, Oct 1, 1996.
- [82] P. Csordas, A. Mersich, and A. Jobbagy, "Advanced indirect method for measuring blood pressure," *Per. Pol. Elec. Eng.*, vol. 53, pp. 115–121, 2009.
- [83] B. Leschinsky, "Methods and devices for remote ischemic preconditioning and near-continuous blood pressure monitoring," U.S. Patent 0324429 A1, Feb. 14, 2012.
- [84] J.-S. R. Jang, C.-T. Sun, and E. Mizutani, *Neuro-Fuzzy and Soft Computing: A Computational Approach to Learning and Machine Intelligence*. NJ: Prentice-Hall, 1997.
- [85] P. D. Baker, J. A. Orr, D. R. Westenskow, and T. P. Egbert, "Method for determining blood pressure utilizing a neural network," US Patent 5339818 A, Aug. 23, 1994.
- [86] S. Narus, T. Egbert, T. Lee, J. Lu, and D. Westenskow, "Noninvasive blood pressure monitoring from the supraorbital artery using an artificial neural network oscillometric algorithm," *J. Clin. Monitor.*, vol. 11, pp. 289–297, 1999.
- [87] S. Colak and C. Isik, "Blood pressure estimation using neural networks," in *IEEE Int. Conf. Computational Intelligence for Measurement Systems and Applications*, Boston, MA, Jul. 2004, pp. 21–25.

- [88] M. Forouzanfar, H. R. Dajani, V. Z. Groza, M. Bolic, and S. Rajan, "Comparison of feed-forward neural network training algorithms for oscillometric blood pressure estimation," in IEEE 4th Int. Workshop Soft Computing Applications (SOFA'10), Arad, Romania, Jul. 2010, pp. 119–123.
- [89] —, "Oscillometric blood pressure estimation using principal component analysis and neural networks," in IEEE Toronto Int. Conf. – Science and Technology for Humanity (TIC-STH'09), Toronto, ON, Sep. 2009, pp. 981–986.
- [90] —, "Adaptive neuro-fuzzy inference system for oscillometric blood pressure estimation," in IEEE Int. Workshop Medical Measurements and Applications (MeMeA'10), Ottawa, ON, May 2010, pp. 125–129.

ANEXO 1

La importancia de calificar el funcionamiento de los esfigmomanómetros y monitores de presión arterial

ARIAS-Ana, CHÁVEZ-Ramón

anaarias177@gmail.com, ramoniteg@hotmail.com

[Indicar fecha de envío: mes, día, año]; Aceptado (indicar fecha de aceptación: uso exclusivo de ECORFAN)

Resumen

El medir y monitorizar la presión arterial de una persona es un elemento imprescindible en la medicina, ya sea para estudios clínicos o para determinar el estado físico de un paciente.

En la actualidad existe una gran variedad de equipos para medir y monitorizar la presión arterial en personas y muchos de los cuales su confiabilidad no siempre es buena. Existen dos procedimientos para realizar la medición de presión arterial en una persona; la invasiva y no invasiva. El procedimiento no invasivo se puede realizar mediante los métodos: Auscultatorio, de Palpación y Oscilométrico.

En esta investigación abordamos la importancia de validar y calificar el óptimo funcionamiento basados en el método oscilométrico, analizando las características de los equipos simuladores de signos vitales de diferentes marcas y modelos que son los auxiliares para la calificación y validación de los esfigmomanómetros y monitores de signos vitales, obteniendo como resultado los parámetros que definen sus características más recomendables para realizar dicha función, cumpliendo las normas vigentes del sector salud.

Finalmente, la propuesta de una metodología en base a los parámetros identificados para la elección de un simulador adecuado que efectúe esta calificación.

Oscilométrico, Esfigmomanómetro, calificación, simuladores

Abstract

Measuring and monitoring a person's blood pressure is an essential element in medicine, whether for clinical studies or to determine the physical state of a patient.

There is now a wide variety of equipment to measure and monitor blood pressure in people and many of which reliability is not always good. There are two procedures to perform the measurement of blood pressure in a person; invasive and non-invasive. The non-invasive procedure can be performed using the methods: Auscultatory, Palpation and Oscillometric.

In this research, we approached the importance of validating and qualifying the optimal functioning based on the oscillometric method, analyzing the characteristics of the vital signs simulators of different brands and models that are the auxiliaries for the qualification and validation of sphygmomanometers and signs monitors vital, obtaining as a result the parameters that define its most recommended characteristics to perform this function, complying with the current norms of the health sector.

Finally, the proposal of a methodology based on the parameters identified for the choice of an appropriate simulator to carry out this qualification.

Oscillometric, Sphygmomanometer, qualification, simulators.

Cita: ARIAS-Ana, CHÁVEZ-Ramón

La importancia de calificar el funcionamiento de los esfigmomanómetros y monitores de presión arterial. Revista de Investigación y Desarrollo

Introducción

La medición de la presión arterial es un elemento imprescindible en la medicina, ya sea para estudios clínicos de determinadas enfermedades, para la evaluación del estado de pacientes hospitalizados o para el control de la hipertensión. Existe una amplia variedad de métodos para medir la presión arterial de forma invasiva y no invasiva, siendo los primeros potencialmente más exactos, pero la complejidad e inconveniencia en su aplicación hacen que los métodos no invasivos sean los más extendidos. (Roca, 2002)

El método oscilométrico es uno de los más ampliamente usados en las técnicas no invasivas de medir automáticamente la presión arterial. En este método es colocada una banda inflable (cuff) alrededor de una extremidad del cuerpo de un paciente, como puede ser la parte superior del brazo.

El cuff es inflado hasta una presión superior a la presión sistólica del paciente y se reduce esta presión linealmente o en una serie de pequeños pasos. Un sensor de presión mide la presión del cuff, incluyendo las oscilaciones resultantes del paso de la sangre a través de la arteria. Los datos tomados desde el sensor de presión son usados para calcular la presión sistólica, media y diastólica del paciente. (Geddes, 1991, Sapinski, 1994, ANSL, 2003)

Los equipos de medición y monitoreo de signos vitales como los esfigmomanómetros o monitores de presión arterial son muy importantes para el médico ya que puede identificar a tiempo, posibles anomalías y dar un adecuado tratamiento al paciente.

Para que el médico pueda realizar este diagnóstico de manera correcta al paciente es muy importante tener en óptimas condiciones a los equipos de medición. Por ello, se debe realizar una revisión periódica (Según la recomendación del fabricante y/o normas del sector salud correspondiente) con un simulador de paciente (EKG) donde se verifique los

diferentes parámetros a monitorizar (parámetros cardiológicos). Como resultado final de la evaluación del equipo se logra determinar si se encuentra dentro de los márgenes de operatividad; de esta manera el médico especialista tiene una herramienta de confianza para apoyar su labor profesional.

Este trabajo tiene como objetivo analizar la importancia que tiene la evaluación del funcionamiento de los equipos de medición de presión arterial que utilizan el método oscilométrico mediante la ayuda de simulador de signos vitales. Analizaremos algunas de sus características y determinaremos cuales son las más importantes que nos darán mayor confiabilidad en la evaluación.

Hipótesis

Se analizará a detalle las características de algunos modelos comerciales de simuladores de signos vitales en base a las especificaciones de los fabricantes para determinar una metodología que nos ayude en la elección de un simulador en base a la necesidad del médico, hospital o empresa de validación de equipo.

Planteamiento del problema

Los monitores de presión arterial y esfigmomanómetros son equipos biomédicos que cumplen la función de monitorizar continuamente o de forma periódica los parámetros de presión arterial del paciente por lo que el médico se respalda en los datos entregados por el equipo para emitir un diagnóstico; es por eso que necesariamente estos equipos deben ser verificados y calificados de forma periódica con ayuda de simuladores de signos vitales para dar la confiabilidad necesaria al médico que las lecturas de estos equipos son confiables. El no realizar este procedimiento se pone en riesgo el bienestar del paciente porque no se puede asegurar una lectura fiel de los parámetros de presión arterial y el médico puede

dar un mal diagnóstico y/o una incorrecta medicación.

Desarrollo

Presión Arterial (Presión sanguínea)

Con cada contracción el ventrículo izquierdo expulsa un volumen de sangre hacia la aorta y sistema arterial. La onda de presión consecuente se mueve con rapidez por todo el sistema arterial, donde se percibe como el pulso arterial. Aunque la onda de presión viaja rápidamente – muchas veces a mayor velocidad que la sangre misma -, un retraso palpable entre la contracción ventricular y los pulsos periféricos determina que los pulsos en brazos y piernas sean inadecuados para identificar el momento de los fenómenos en el ciclo cardíaco. (Bickley, 2007)

La presión sanguínea en el sistema arterial varía con el ciclo cardíaco, alcanza un máximo sistólico y un valle diastólico, niveles que pueden medirse con un esfigmomanómetro. La diferencia entre las presiones sistólica y diastólica se conoce como presión de pulso

Los principales factores que influyen en la presión arterial son:

- El volumen por latido del ventrículo izquierdo.
- La distensibilidad de la aorta y las grandes arterias.
- La resistencia vascular periférica, sobre todo a nivel arteriolar.
- El volumen de sangre en el sistema arterial.
- La frecuencia de contracción cardíaca.

Los cambios de cualquiera de estos cuatro factores alteran la presión sistólica, la diastólica o ambas. Los niveles de presión sanguínea fluctúan mucho durante cualquier periodo de 24 hrs; varían con la actividad física, el estado emocional, el dolor, el ruido, la temperatura ambiental, el consumo de café, tabaco y otros fármacos, e incluso con la hora del día. (Bickley, 2007)

El volumen de expulsión sistólico rige los valores de la máxima o tensión sistólica. La

resistencia periférica, o sea la relación entre el continente vascular y el contenido sanguíneo, regula los valores de la mínima o tensión diastólica. La diferencia entre la máxima y la mínima recibe el nombre de presión diferencial o presión del pulso, que expresa en realidad la adaptación del corazón a la resistencia que debe vencer. (Bickley, 2007)

Los métodos para la medición de presión arterial son táctil, auscultatorio y oscilométrico.

1. Método táctil o paliatorio

Se insufla el brazal aplicado por encima del codo (brazo) o maléolo (pierna), hasta que pulso (radial o pedio) desaparece, luego se deja salir aire poco a poco hasta que aquellos reaparecen, momento que señala presión sistólica. Entonces mediante palpación humeral (debajo del borde interno del bíceps) o la retromaleolar interna, se continua la descompresión del brazal, percibiéndose de esta forma cada vez más un latido intenso y vibrante hasta un máximo, a partir del cual desciende más o menos bruscamente la intensidad del latido. (Suros, 2006)

2. Método auscultatorio

Procediendo como en el método paliatorio, se sustituye la palpación por la auscultación con un fonendoscopio aplicado sobre la humeral o la retromaleolar. (Suros, 2006)

3. Método oscilométrico.

Requiere un aparato provisto de oscilógrafo (tipo pachon, von Recklinghausen, Iacoél, etc.)

La mayoría de los dispositivos de medición de la presión arterial disponibles en el mercado se basan en el método oscilométrico con el uso de un brazalete que se coloca alrededor de una extremidad del paciente (usualmente el brazo), el cual es inflado para ocluir el flujo sanguíneo. La presión que ejerce este brazalete es liberada lentamente para permitir que el flujo de la sangre

en la arteria se reanuda nuevamente. (Medtronic, 2007)

Estos dispositivos miden la amplitud de los cambios de presión en el brazalete que esta ocluyendo. Mientras el brazalete se desinfla partiendo desde una presión arriba de la presión sistólica. A medida que la presión del brazalete decrece, los cambios de presión (pulsaciones) incrementan en amplitud, alcanzando un máximo, el cual se aproxima al valor medio de presión arterial (MAP-Mean Arterial Pressure) y luego disminuye. Este comportamiento resalta una característica tipo amplitud oscilométrica o "oscillation envelope" [8] usado para medir el MAP (pico de onda) y para calcular la presión sistólica y diastólica (SBP y DBP). (Philips, 2008)

Monitores de signos vitales.

Son equipos de diagnóstico médico para monitorear en forma simultánea los diferentes signos vitales del paciente por medio de los parámetros tales como señal electrocardiográfica, presión sanguínea invasiva, presión sanguínea no invasiva, gasto cardíaco, oxígeno en la sangre (saturación), capnografía, respiración, etc. Son utilizados por pacientes pediátricos y adultos; según la clasificación del paciente se determina los accesorios a utilizar para la medición de los parámetros.



Figura 1: Monitor de Signos Vitales

Esfigmomanómetro

ISSN-En línea: (ano de EICORFAN)

EICORFANE Todos los derechos reservados

La palabra esfigmomanómetro se deriva del prefijo "esfigmo" que a su vez proviene del griego sphygmós, pulso; manos, no denso y métrón, medida.

Los esfigmomanómetros son instrumentos de uso muy generalizado en la atención a la salud, que sirven para medir la presión o tensión arterial de manera indirecta o no invasiva, ya que se comprime externamente a la arteria y a los tejidos adyacentes y se supone que la presión necesaria para ocluir la arteria es igual a la que hay dentro de ella. Dicha presión o tensión arterial, es producida por el volumen de sangre contenida en los vasos sanguíneos.

La Norma Oficial mexicana NOM-009-SCFI 1999 establece las especificaciones mínimas que deben cumplir los esfigmomanómetros que se utilizan para medir la presión sanguínea del cuerpo humano; así mismo en el apéndice (B.4) de la misma norma; nos indica que deben aplicarse verificaciones periódicas para constatar que los manómetros mantengan sus propiedades metrológicas. El "Gold estándar" para la medición de la presión arterial es la medida intraarterial con catéter, también llamada presión arterial directa; sin embargo, por su precisión, reproducibilidad, rentabilidad y adecuado conocimiento, el esfigmomanómetro de mercurio (Riva- Rocci, 1896) generalmente se mantiene como el "Gold Standard" para la medición de la presión arterial en la clínica, sobre todo comparándolo contra otro tipo de dispositivos para la medición de la presión arterial.



Figura 2: Esfigmomanómetro de aire

APELLIDO ARIAS-Ara, CHÁVEZ-Ramón. La importancia de calificar el funcionamiento de los esfigmomanómetros y monitores de presión arterial. Revista de Investigación y Desarrollo.



Figura 3: Esfigmomanómetro de mercurio



Figura 4: Esfigmomanómetro digital

Simulador de Signos Vitales

Un simulador de signos vitales es un aparato electrónico que permite reproducir las señales vitales que emite el cuerpo humano; tales como: ritmo cardíaco, presión arterial, oxigenación de la sangre, temperatura, gasto cardíaco y hasta algunas anomalías del cuerpo como arritmias cardíacas, hiperventilación, entre otros.

Para simular estos comportamientos, los equipos recurren a varias técnicas, desde la elaboración de modelos y virtualización de hardware, hasta la implementación de hardware y software para simulaciones más complejas.



Figura 5: Simulador de Signos vitales

Metodología

Los novedosos simuladores de pacientes usan tecnología avanzada para las pruebas de aseguramiento de calidad y el análisis de problemas de los monitores de los pacientes.

Analizaremos 3 opciones de simuladores de paciente que se ofrecen en el mercado actual.

Simulador de paciente Prosim 8 de la marca Fluke



Figura 6: Simulador Prosim 8

Características principales

- Un completo sistema de pruebas de monitor polivalente, 80 % más pequeño y 7,7 kilos más ligero que su predecesor.
- El simulador multifunción 8 en 1 comprueba el ECG (incluidos los ECG fetales y las arritmias), la respiración, la temperatura, la IIBP, la salida y cateterización cardíaca, la NIBP, la SpO2 y las formas de onda de longitud de onda múltiple Rainbow.
- Terminales de ECG de conexión continua para conexiones seguras y sencillas de las derivaciones y de los broches de ECG.
- Curva R de SpO2 personalizada para realizar pruebas precisas de las últimas y futuras tecnologías de oximetría.
- Pruebas de linealidad de la presión estática.
- Simulación de NIBP repetible para las pruebas de repetibilidad de la presión dinámica.
- Pulsos sincronizados fisiológicamente en todos los parámetros.

Simulador de paciente Prosim 4 de la marca Fluke



Figura 7: Simulador Prosim 4

Características principales

- El verificador multifunción portátil ofrece simulaciones de ECG de 12 derivaciones, de respiración, de IBP y de NIBP.
- Es un 90 % más pequeño y más ligero que la tecnología combinada de los productos anteriores.
- Posee la tecnología de pantalla táctil más avanzada.
- Pruebas de un solo toque para realizar la mayoría de las pruebas y comprobaciones de rendimiento.
- Comprobaciones fáciles y rápidas del monitor de paciente en un minuto o menos con ajustes predeterminados y autosecuencias tanto integrados como personalizables.
- Batería integrada y de fácil reemplazo capaz de realizar comprobaciones rápidas durante todo el día.
- Terminales de ECG de conexión continua para conexiones de derivaciones seguras.
- Pruebas de NIBP repetibles con un error menor de 2 mmHg independientemente del dispositivo que se esté comprobando.
- Interfaz de usuario multilingüe que permite seleccionar varios idiomas.

- Diseño con soporte inclinado para su utilización en espacios pequeños y para la obtención del mejor ángulo de visión.

Características Específicas.

Simulación:

ECG de 12 derivaciones (incluidas arritmias)

Respiración

Presión invasiva (1 canal)

PANI (NIBP)

ECG:

30 a 320 ppm (en 12 pasos)

Arritmias

Pruebas de ensayo especificaciones

Presión invasiva:

1 canal

mmHg

adulto y neonata

Temperatura:

No

Gasto cardíaco:

No

PANI (NIBP):

mmHg

Adulto

Neonatal

Preseleccionadas 4 (adulto) y 2 (neonatal)

Sincronización: ritmo sinusal

Función manómetro: 10 a 400 mmHg

Test fugas

SpO₂:

No

Conectividad:

No

El Simulador de Paciente para Calibración de Presión Arterial No Invasiva, marca BC Biomedical modelo NIBP-1000

Este equipo simula la presión arterial de un paciente generando diversos trenes de patrones con diversas curvas pleistomográficas, consiguiéndose así simular diversos pacientes (adultos, pediátricos y neonatales) y a su vez diversas patologías (hipertensión, hipotensión, pacientes geriátricos, etc.).

- Funciones de lector de códigos de barras y de captura directa de datos con capacidad de impresión.
- Ajustes de paciente predeterminados y autosecuencias tanto personalizables como integrados para realizar pruebas de forma rápida y sencilla.
- Interfaz de usuario multilingüe que permite seleccionar varios idiomas.
- Batería integrada de fácil reemplazo y larga duración.
- El software de la interfaz de ordenador opcional ofrece procedimientos y listas de comprobación personalizables que reemplazan los manuales de mantenimiento voluminosos, así como la captura y el almacenamiento de datos automática.
- Comunicación inalámbrica para controlar el dispositivo de pruebas remotamente por medio de un ordenador, para transferir datos y para realizar informes reglamentarios de forma automática.

Características Específicas.

Simulación:

ECG de 12 derivaciones (incluidos fetales y arritmias)

Respiración

Temperatura

Presión invasiva (2 canales)

Gasto cardíaco

Cateterización cardíaca

PANI (NIBP)

SpO₂ (opcional)

SpO₂ Masimo Rainbow (opcional)

ECG:

10 a 360 ppm (pasos 1 ppm)

Marcapasos

Arritmias

Pruebas rendimiento

Fetal / Maternal

Presión invasiva:

2 canales

mmHg o kPa

adulto y neonatal

Respiración:

Apnea, 15 a 150 rpm (pasos 1 rpm)

Normal y ventilado

Selección apneas

Variación impedancia ($\Delta \Omega$) de 0 a 5 Ω

Temperatura:

30°C a 42°C (pasos 0,5°C)

Compatible YSI series 400 y 700

Gasto cardíaco:

Con accesorio (opcional)

Tipo catéter Baxter Edwards

2,5 - 5 - 10 l/mín

PANI (NIBP):

mmHg o kPa

Adulto

Neonatal

Preseleccionadas y ajustables

30 a 240 ppm

Sincronización: ritmos sinusales y arritmias

Función manómetro: 10 a 400 mmHg

Bomba interna

Test fugas

SpO₂:

Con accesorio (opcional)

Simulación óptica

30% a 100% (pasos 1%)

30 a 300 ppm (pasos 1ppm)

Curvas R fabricante: Nellcor, Masimo, Nonin y Nihon Khoden

Curvas R Fluke Biomedical: Mindray, GE-Ohmeda, Philips/HP y BCI

Curvas R personalizables por el usuario mediante software incluido en dotación

Perfusión entre 0% a 20%

Artefactos: respiración y luz ambiental

Conectividad:

USB e Inalámbrica ZigBee®

También permite calibrar en el forma estática una presión de hasta 500 mm Hg para cumplir con la norma en lo que respecta a la seguridad del paciente (*seguridad ante sobrepresión por excesivo inflado del manguito, permitiendo chequear la seguridad por software y por hardware del monitor*). A su vez permite calibrar la linealidad del equipo o manómetro a ser calibrado. Posee varias curvas ya pre-grabadas con diversos pacientes y patologías y el usuario puede generar las curvas y parámetros de test que sean necesarios.

La exactitud de la medida y de la simulación es del orden de 1% en sus medidas o en los patrones de curvas generados.



Figura 8: Simulador NIBP-1000

Resultados

Una vez analizadas las características de estos tres equipos, se pudo observar que los equipos de la marca Fluke son los más completos ya que pueden llegar a simular diversas señales para cada una de las variables que deseamos calificar en los diferentes equipos de monitoreo y auxiliar de diagnóstico médico.

El probador multifuncional y todo en uno, ProSim 8, está diseñado para realizar la mayoría de las pruebas de mantenimiento preventivo (MP) en un tiempo de cinco minutos o menos. El ProSim 8 simula simultáneamente el electrocardiograma (ECG), la respiración, la temperatura, la presión sanguínea (PS), el gasto/cateterización cardiacos, la presión sanguínea no invasiva (NIBP) y la saturación de oxígeno (SpO₂). También es capaz de simular el nuevo Máximo multiwavelength SpO₂ Rainbow

SET en pulsos fisiológicamente sincronizados para todos los parámetros.

Por otra parte, para la resolución de problemas actuales, el simulador ProSim 4 quick-check, de pantalla táctil, suministra el análisis con un solo toque para las verificaciones rápidas y simples del desempeño del monitor del paciente y el análisis de problemas en el campo. En sesenta segundos, el ProSim 4 ofrece la simulación del ECG de 12 derivaciones, respiración, IBP y pruebas NIBP. Con puestos ECG que permanecen conectados se garantizan las conexiones seguras de las derivaciones y navegación inteligente, sin problemas. La herramienta quick-check con valores predefinidos de los pacientes y autosecuencias, es la primera línea de defensa para las pruebas y la búsqueda de problemas en la marcha. El ProSim 8 y el ProSim 4 son productos de Fluke Biomedical.

El simulador de paciente NIBP1000, es uno de los más básicos pero su porcentaje de error es muy pequeño lo que lo hace un equipo altamente confiable para realizar la calificación de esfigmomanómetros y monitores de presión arterial.

Conclusiones

Al analizar las características de cada uno de estos tres modelos de simuladores que ofrece el mercado podemos concluir que existe una oferta apropiada de calibradores biomédicos en el mercado internacional, con diversas marcas y modelos con costos diversos y con tecnologías con menor o mayor complejidad y prestaciones. Aunque las diferencias entre los tres equipos son muy marcadas la elección para la compra alguno de estos productos dependerá en gran parte al tipo de productos que queramos calificar.

Las calificaciones deben ser efectuadas conforme a normas y sus resultados deberán estar dentro de los parámetros que marquen las mismas para que el equipo que está siendo verificado pueda declararse como calibrado/validado para su uso, y en caso de

contarse con normativas adquieren validez los protocolos elaborados por el laboratorio de calibración y/o los tests de fábrica.

Referencias

Roca, R. (2002) "Temas de Medicina Interna", Ciudad de la Habana: Editorial Ciencias Médicas, (4ta Ed), pp. 327-329

Geddes, L. A. (1991) "Handbook of Blood Pressure Measurement", Human Press Inc., pp.51-110,

Sapinski, A. (Sep.1994) "Standard Algorithm of Blood-Pressure Measurement by the Oscillometric Method", Medical & Biological Engineering & Computing,

ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003 (2003) "Manual, electronic or automated sphygmomanometers". Arlington, VA: American National Standard Institute, Association for the Advancement of Medical Instrumentation; 2003.

Surós Batlló A. (2006) *Semiología Médica Y Técnica Exploratoria*. Barcelona. (8ª, ed.) Edición Masson. Pp 56.

Bickley, Lynn S. (2007) *Guía de Exploración física e Historia Clínica*. Edición México. Mc Graw Hill. (8ª ed.) pp 15-47

Medtronic, (2007) "making NIBP work for you", clinical information.

Philips. (2008) "NIBP Mean-Only Reading", Write Paper.

ANEXO 2

FLUKE.

Biomedical

CuffLink

Non-Invasive Blood Pressure Simulator

Technical Data



The CuffLink Non-Invasive Blood Pressure (NIBP) Analyzer offers a quick, reliable, and consistent way to evaluate the operation and performance of oscillometric NIBP signals.

With user-programmable selections, the CuffLink will simulate the full range of normal, hypertensive, and hypotensive dynamic NIBP waveforms representing typical adult, infant, and neonatal patients. The analyzer can also generate normal, bradycardia, and tachycardia rhythm selections with a wide range of weak, normal, and strong peripheral pulses. A variety of parameters allow creation and storage of five custom autosequences within the unit. In addition to the programmable blood-pressure target values, these autosequences can include static pressure, leak, and over-pressure relief valve "pop-off" tests.

CuffLink features an internal compressor, automating the static pressure measurements, leak testing, and relief-valve testing. Setting and adjusting cuff pressure levels is easy and provides consistent cuff-inflation levels for the tests.

Key features

- Dynamic oscillometric non-invasive blood-pressure simulation
- Automated static-pressure measurements, leakage testing, and relief-valve testing
- Five automated NIBP testing autosequences
- Five arrhythmia selections
- Adult and neonatal NIBP selections
- Adjustable heart rate values
- Direct interface with medTester 6000C

Specifications

Power	120/250 V ac, 80 W average, 100 W peak, 50/60 Hz
Analog outputs	
Cuff pressure	0 mmHg to 499.95 mmHg FS \pm 1 % of reading, 10 mV/mmHg
Pulse pressure	0 mmHg to 5 mmHg FS \pm 1 of reading, 1 V/mmHg
Digital manometer	
Pressure	499.75 mmHg (maximum)
Measurement parameters	Instantaneous and peak
Displayed graphics	
Dynamic real-time NIBP cuff-pressure waveform programmed peripheral pulse and envelope waveforms	
Display	
Alphanumeric graphic display (LCD)	
Alphanumeric mode	8 lines x 40 characters
Graphics mode	64 vertical x 240 horizontal dot matrix, backlight with viewing angle adjustment
Digital interfaces	
RS-232/Serial	Bidirectional; downloads cuff measurement data and controls test features with a compatible computer or via the medTester 5000C with the medCheck option.
Parallel printer	Centronics compatible
Pulse sync	0 V dc to 5 V dc (TTL)
Cuff mandrel	
Interlocking plastic blocks	Four cuff circumferences, including: 39.5 cm (large adult), 33 cm (adult), 26.5 cm (small adult), and 20 cm (child)
Truncated plastic cylinders	Three neonatal cuff circumferences, including: 14 cm, 10 cm, and 7.5 cm
Pop-off valve testing	
Automatic test for operation of the monitor's relief valve	
Measurement parameters	Instantaneous and peak pressure
Maximum pressure	499.75 mmHg
System leak testing	
Start pressure	499.75 mmHg max
Elapsed time	60 s (fixed)
Leak-rate range	0.25 mmHg/min to 499.75 mmHg/min
Pump	2 liters/minute minimum (free flow)
Accuracy	
Dynamic NIBP Response Repeatability (Systolic/Diastolic/Mean)	\pm 1 % of target value
Cuff pressure	\pm 1 % of reading \pm 1 mmHg
Input overpressure limit	\pm 1800 mmHg
Autosequences	
	<ul style="list-style-type: none"> • Up to five user-programmable sequences to test NIBP monitors with a specific series of CuffLink performance tests, including static pressure test, leak test, and pop-off test • Up to eight adult-neonatal-arrhythmias dynamic NIBP selections, each of which can be cycled up to 99 times during the sequence • Printable test report

Displayed real-time parameters	
Instantaneous cuff pressure	0 mmHg to 300 mmHg
Peak cuff pressure	800 mmHg peak
Inflate/deflate time	0.1 s to 999.9 s
Inflate/deflate rate	0.1 mmHg/s to 999.9 mmHg/s
Total measurement time	0 s to 999.9 s max
Selected heart rate	30 BPM, 40 BPM, 60 BPM, 80 BPM, 120 BPM, 160 BPM, 200 BPM, and 240 BPM. Selected systolic/diastolic target values Mean Arterial Pressure (MAP) target value.
Dynamic non-invasive blood pressure	
Simulation of a range of normal, hypertensive and hypotensive dynamic noninvasive blood pressures for typical adult, infant, and neonatal patients. Generation of normal, bradycardia, and tachycardia rhythm selections with a wide range of user-programmable peripheral pulse amplitudes (weak, normal and strong). Compatible with oscillometric NIBP devices.	
Preprogrammed target value selections	Adult systolic/diastolic (MAP) (mmHg): 60/30 (40), 80/50 (62), 100/68 (75), 120/80 (90), 150/100 (115), 200/150 (165), and 255/195 (215)
Neonatal/pediatric systolic/diastolic	Above selections, excluding 255/195 and 200/150
Repeatability	± 1 % of selected target value
Adult arrhythmia selections	<ul style="list-style-type: none"> • Baseline NIBP target value (120/80) (NSR) • Atrial fibrillation (A-Fib) • Premature atrial contraction (PAC) • Premature ventricular contraction (PVC) • Missed beat (MB) • Aberrant sinus conduction (AS)
Preprogrammed peripheral pulse waveforms	<ul style="list-style-type: none"> • Pulse amplitude at MAP: 2 mmHg (typical adult value) • Pulse volume range: 0 ml to 5.1 ml • Pulse rise time: 80 ms (min) • Heart rates (adult and neonate): 30 BPM, 40 BPM, 60 BPM, 80 BPM, 120 BPM, 160 BPM, 200 BPM, and 240 BPM • Heart-rate accuracy: ± 1 % of selected rate
Preprogrammable target value shifts	Horizontal axis: Preprogrammed target value selections shifted in 1.0 mmHg steps over a maximum range of ± 300 mmHg to increase or decrease dynamic pressure values Vertical axis: Relative amplitude shifted in 1 % increments over a maximum range from 0 % to 200 % to simulate weak, normal, and strong peripheral pulses
General specifications	
Operating temperature	15 °C to 35 °C (59 °F to 95 °F)
Storage temperature	0 °C to 50 °C (32 °F to 122 °F)
Dimensions (LxWxH)	39.1 cm x 31.75 cm x 12.7 cm (15 in x 12.5 in x 5 in)
Weight	6.82 kg (15 lb)

Ordering information

Model numbers/descriptions

CuffLink Non-Invasive Blood Pressure Analyzers

CUFFLINK-US120V United States, 120 V

CUFFLINK-AUS230V Australia, 250 V

CUFFLINK-DEN230V Denmark, 250 V

CUFFLINK-IND230V India, 250 V

CUFFLINK-ISR230V Israel, 250 V

CUFFLINK-ITAL230V Italy, 250 V

CUFFLINK-SHK230V Shuko, 250 V

CUFFLINK-SWZ230V Switzerland, 250 V

CUFFLINK-UK230V United Kingdom, 250 V

Standard accessories

9508-0198 Operating Manual

5215-0268FG Adult Cuff Mandrel Spacer Block
(three blocks included)

5215-0268FG Adult Cuff Mandrel End Block
(two blocks included)

5027-0203FG External Cuff Mandrel Neonatal

9513-0260 CuffLink Adapter Kit

9530-0030PG Accessory Pouch

Optional accessories

5215-0268FG Adult Cuff Mandrel Spacer Block (must order three blocks – required to work with the BP Pump 2)

5215-0268FG Adult Cuff Mandrel End Block (must order two blocks – required to work with the BP Pump 2)

5027-0203FG Neonatal/External Cuff Mandrel (truncated plastic cylinder diameters: 7.6 cm, 10 cm and 14 cm)

9503-0014PG Cuff/Hose Adapter (Clippard): Critikon
Dinamap, MDE, Invivo Research for Adult Cuffs

9503-0015PG Cuff/Hose Adapter (Colder): Protocol Systems

9503-0016PG Cuff/Hose Adapter (OBAC): HP/Agilent/Philips,
Alaris 4400

9503-0017PG Cuff/Hose Adapter (Luer non-locking male):
Critikon, Dinamap, MDE, Invivo Research, SpaceLabs Medical
for Neonatal Cuffs)

9503-0018PG Cuff/Hose Adapter (Luer-locking male)

9503-0018PG Cuff/Hose Adapter (0.25 in barb)

9503-0020PG Cuff/Hose Adapter (0.170 in barb)

9503-0023PG Cuff/Hose Adapter (0.25 in barb): IVAC/
Alaris 4200

9513-0260 CuffLink Adapter Kit (Complete set of eight cuff/
hose adapters)

4920-0003PG Quick Disconnect Panel Mount Connector
(Replacement connector for NIBP interface)

3010-0016 Detachable Cord Set, 250 V/10 A - Australia

3010-0462 Detachable Cord Set, 250 V/10 A - Denmark

3010-0465 Detachable Cord Set, 250 V/10 A - Israel

3010-0018 Detachable Cord Set, 250 V/10 A - Italy

3010-0463 Detachable Cord Set, 250 V/10 A - Old British/
India/South Africa

9530-0066 Multi-Purpose Hard-Sided Watertight Carrying
Case (contains "pick and pluck" foam). WxDxH: 38.5 cm x
48.3 cm x 19.7 cm (14 in x 19 in x 7.76 in)

About Fluke Biomedical

Fluke Biomedical is the world's leading manufacturer of quality biomedical test and simulation products. In addition, Fluke Biomedical provides the latest medical imaging and oncology quality-assurance solutions for regulatory compliance. Highly accredited and equipped with a NVLAP® Lab Code 300566-5 accredited laboratory, Fluke Biomedical also offers the best in quality and customer service for all your equipment calibration needs.

Today, biomedical personnel must meet the increasing regulatory pressures, higher quality standards, and rapid technological growth, while performing their work faster and more efficiently than ever. Fluke Biomedical provides a diverse range of software and hardware tools to meet today's challenges.

Fluke Biomedical Regulatory Commitment

As a medical test device manufacturer, we recognize and follow certain quality standards and certifications when developing our products. We are ISO 9001 certified and our products are:

- CE Certified, where required
- NIST Traceable and Calibrated
- UL, CSA, IEC, Certified, where required
- NRC Compliant, where required

Fluke Biomedical.

Better products. More choices. One company.

Fluke Biomedical
5045 Cochran Road
Cleveland, OH 44139-3303 U.S.A.

Fluke Biomedical Europe
Science Park Eindhoven 5110
5602DC Eindhoven, The Netherlands

For more information, contact us:

In the U.S.A.: (800) 850-4000 or
Flu: (440) 349-2307
In Europe/M-East/Africa: +31 40 267 5435 or
Flu: +31 40 267 5435
From other countries: +1 (440) 349-6000 or
Flu: +1 (440) 349-2307
Email: sales@flukebiomedical.com
Web access: www.flukebiomedical.com

©2010 Fluke Biomedical. Specifications subject to change without notice. Printed in U.S.A.
10210 2589230 D-EN-N

Modification of this document is not permitted without written permission from Fluke Corporation.

ANEXO 3

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

DESCRIPTION

The LM124/SA534/LM2902 series consists of four independent, high-gain, internally frequency-compensated operational amplifiers designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages.

UNIQUE FEATURES

In the linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

The unity gain crossover frequency and the input bias current are temperature-compensated.

FEATURES

- Internally frequency-compensated for unity gain
- Large DC voltage gain: 100dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1MHz (temperature-compensated)
- Wide power supply range Single supply: $3V_{DC}$ to $30V_{DC}$ or dual supplies: $\pm 1.5V_{DC}$ to $\pm 15V_{DC}$
- Very low supply current drain: essentially independent of supply voltage (1mW/op amp at $+5V_{DC}$)
- Low input biasing current: $45nA_{DC}$ (temperature-compensated)
- Low input offset voltage: $2mV_{DC}$ and offset current: $5nA_{DC}$
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage: $0V_{DC}$ to $V_{DC}-1.5V_{DC}$ swing

PIN CONFIGURATION

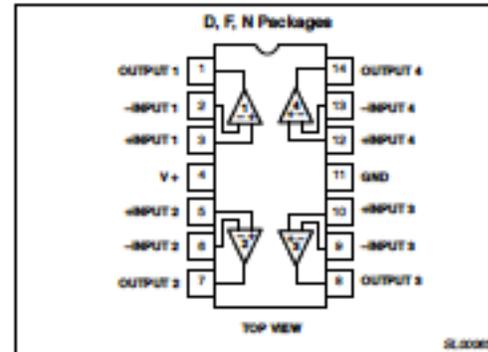


Figure 1. Pin Configuration

ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	DWG #
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-55°C to +125°C	LM124N	80T27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +125°C	LM124F	0681B
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-25°C to +85°C	LM224N	80T27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-25°C to +85°C	LM224F	0681B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-25°C to +85°C	LM224D	80T108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324N	80T27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0°C to +70°C	LM324F	0681B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324D	80T108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324AN	80T27-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324AD	80T108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +85°C	SA534N	80T27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-40°C to +85°C	SA534F	0681B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +85°C	SA534D	80T108-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +125°C	LM2902D	80T108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +125°C	LM2902N	80T27-1

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

SYMBOL	PARAMETER	RATING	UNIT
V_{CC}	Supply voltage	32 or ± 16	V_{CC}
V_{IN}	Differential input voltage	32	V_{CC}
V_{IN}	Input voltage	-0.3 to +32	V_{CC}
P_D	Maximum power dissipation, $T_A=25^\circ\text{C}$ (still-air) ¹		
	N package	1420	mW
	F package	1190	mW
	D package	1040	mW
	Output short-circuit to GND one amplifier ² $V_{CC}<15V_{CC}$ and $T_A=25^\circ\text{C}$	Continuous	
I_{IN}	Input current ($V_{IN}<0.3V$) ³	50	mA
T_A	Operating ambient temperature range		
	LM324A	0 to +70	$^\circ\text{C}$
	LM224	-25 to +85	$^\circ\text{C}$
	SA534	-40 to +85	$^\circ\text{C}$
	LM2902	-40 to +125	$^\circ\text{C}$
LM124	-55 to +125	$^\circ\text{C}$	
T_{STG}	Storage temperature range	-65 to +150	$^\circ\text{C}$
T_{SOLP}	Lead soldering temperature (10sec max)	300	$^\circ\text{C}$

NOTES:

- Derate above 25°C at the following rates:
F package at 9.5mW/ $^\circ\text{C}$
N package at 11.4mW/ $^\circ\text{C}$
D package at 8.3mW/ $^\circ\text{C}$
- Short-circuits from the output to V_{CC+} can cause excessive heating and eventual destruction. The maximum output current is approximately 40mA, independent of the magnitude of V_{CC} . At values of supply voltage in excess of $+15V_{CC}$ continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction.
- This input current will only exist when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistors becoming forward biased and thereby acting as input bias clamps. In addition, there is also lateral NPN parasitic transistor action on the IC chip. This action can cause the output voltages of the op amps to go to the $V+$ rail (or to ground for a large overdrive) during the time that the input is driven negative.

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

 $V_{CC}=5V$, $T_A=25^{\circ}C$ unless otherwise specified.

SYMBOL	PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM124/LM224			LM324/SA534/LM2902			UNIT
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
V_{OS}	Offset voltage ¹	$R_D=0\Omega$		± 2	± 5		± 2	± 7	mV
		$R_D=0\Omega$, over temp.			± 7			± 9	
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	$R_D=0\Omega$, over temp.		7			7		$\mu V/^{\circ}C$
I_{BIAS}	Input current ²	$I_{B1}(+)$ or $I_{B1}(-)$		45	150		45	250	nA
		$I_{B2}(+)$ or $I_{B2}(-)$, over temp.		40	300		40	500	
$\Delta I_{BIAS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		50			50		$\mu A/^{\circ}C$
I_{OS}	Offset current	$I_{B1}(+) - I_{B1}(-)$		± 5	± 30		± 5	± 50	nA
		$I_{B2}(+) - I_{B2}(-)$, over temp.			± 100			± 150	
$\Delta I_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		10			10		$\mu A/^{\circ}C$
V_{CM}	Common-mode voltage range ³	$V_{CC}=30V$	0		$V_{CC}-1.5$	0		$V_{CC}-1.5$	V
		$V_{CC}=30V$, over temp.	0		$V_{CC}-2$	0		$V_{CC}-2$	
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{CC}=30V$	70	85		65	70		dB
V_{OUT}	Output voltage swing	$R_L=2k\Omega$, $V_{CC}=30V$, over temp.	26			26			V
V_{OH}	Output voltage high	$R_L \leq 10k\Omega$, $V_{CC}=30V$, over temp.	27	28		27	28		V
V_{OL}	Output voltage low	$R_L \leq 10k\Omega$, over temp.		5	20		5	20	mV
I_{CC}	Supply current	$R_L=0$, $V_{CC}=30V$, over temp.		1.5	3		1.5	3	mA
		$R_L=0$, over temp.		0.7	1.2		0.7	1.2	
A_{VOL}	Large-signal voltage gain	$V_{CC}=15V$ (for large V_O swing), $R_L \geq 2k\Omega$	50	100		25	100		Vm/V
		$V_{CC}=15V$ (for large V_O swing), $R_L \geq 2k\Omega$, over temp.	25			15			
	Amplifier-to-amplifier coupling ⁵	f=1kHz to 20kHz, input reloaded		-120			-120		dB
PSRR	Power supply rejection ratio	$R_D=0\Omega$	65	100		65	100		dB
I_{OUT}	Output current source	$V_{B1}=+1V$, $V_{B2}=0V$, $V_{CC}=15V$	20	40		20	40		mA
		$V_{B1}=+1V$, $V_{B2}=0V$, $V_{CC}=15V$, over temp.	10	20		10	20		
	Output current sink	$V_{B1}=+1V$, $V_{B2}=0V$, $V_{CC}=15V$	10	20		10	20		
		$V_{B1}=+1V$, $V_{B2}=0V$, $V_{CC}=15V$, over temp.	5	8		5	8		
			$V_{B1}=+1V$, $V_{B2}=0V$, $V_{O1}=200mV$	12	50		12	50	
I_{SC}	Short-circuit current ⁴		10	40	60	10	40	60	mA
GBW	Unity gain bandwidth			1			1		MHz
SR	Slew rate			0.3			0.3		V/ μs
V_{NOISE}	Input noise voltage	f=1kHz		40			40		nV/Hz
V_{DIP}	Differential input voltage ⁶				V_{CC}			V_{CC}	V

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A
SA534/LM2902

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Continued)

 $V_{CC}=5V$, $T_A=25^{\circ}C$ unless otherwise specified.

SYMBOL	PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM324A			UNIT
			Min	Typ	Max	
V_{OS}	Offset voltage ¹	$R_D=0\Omega$		± 2	± 3	mV
		$R_D=0\Omega$, over temp.			± 5	
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	$R_D=0\Omega$, over temp.		7	30	$\mu V/^{\circ}C$
I_{BIAS}	Input current ²	$I_{IN(+)}$ or $I_{IN(-)}$		45	100	nA
		Over temp.		40	200	
$\Delta I_{BIAS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		50		$\mu A/^{\circ}C$
I_{OS}	Offset current	$I_{IN(+)} - I_{IN(-)}$		± 5	± 30	nA
		Over temp.			± 75	
$\Delta I_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		10	300	$\mu A/^{\circ}C$
V_{CM}	Common-mode voltage range ³	$V_{CC}=30V$	0		$V_{CC}-1.5$	V
		$V_{CC}=30V$, over temp.	0		$V_{CC}-2$	V
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{CC}=30V$	65	65		dB
V_{OUT}	Output voltage swing	$R_L=2k\Omega$, $V_{CC}=30V$, over temp.	28			V
V_{OH}	Output voltage high	$R_L \leq 10k\Omega$, $V_{CC}=30V$, over temp.	27	28		V
V_{OL}	Output voltage low	$R_L \leq 10k\Omega$, over temp.		5	20	mV
I_{CC}	Supply current	$R_L=\infty$, $V_{CC}=30V$, over temp.		1.5	3	mA
		$R_L=\infty$, over temp.		0.7	1.2	
A_{VOL}	Large-signal voltage gain	$V_{CC}=15V$ (for large V_O swing), $R_L \geq 2k\Omega$	25	100		V/mV
		$V_{CC}=15V$ (for large V_O swing), $R_L \geq 2k\Omega$, over temp.	15			V/mV
	Amplifier-to-amplifier coupling ⁵	$f=1kHz$ to $20kHz$, input returned		-120		dB
PSRR	Power supply rejection ratio	$R_D=0\Omega$	65	100		dB
I_{OUT}	Output current source	$V_{IN}=+1V$, $V_{IN}=0V$, $V_{CC}=15V$	20	40		mA
		$V_{IN}=+1V$, $V_{IN}=0V$, $V_{CC}=15V$, over temp.	10	20		
	Output current sink	$V_{IN}=+1V$, $V_{IN}=0V$, $V_{CC}=15V$	10	20		mA
		$V_{IN}=+1V$, $V_{IN}=0V$, $V_{CC}=15V$, over temp.	5	8		
		$V_{IN}=+1V$, $V_{IN}=0V$, $V_{CC}=200mV$	12	50		
I_{SC}	Short-circuit current ⁴		10	40	60	mA
V_{DIRT}	Differential input voltage ³				V_{CC}	V
GBW	Unity gain bandwidth			1		MHz
SR	Slew rate			0.3		V/ μs
V_{YNR}	Input noise voltage	$f=1kHz$		40		nV/ \sqrt{Hz}

NOTES:

- $V_O = 1.4V_{CC}$, $R_D=0\Omega$ with V_{CC} from 5V to 30V and over full input common-mode range ($0V_{CC+}$ to $V_{CC}-1.5V$).
- The direction of the input current is out of the IC due to the PNP input stage. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.
- The input common-mode voltage or either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3V. The upper end of the common-mode voltage range is $V_{CC}-1.5$, but either or both inputs can go to $+32V$ without damage.
- Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V_{CC} . At values of supply voltage in excess of $+15V_{CC}$, continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction. Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.
- Due to proximity of external components, insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of coupling increases at higher frequencies.

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

EQUIVALENT CIRCUIT

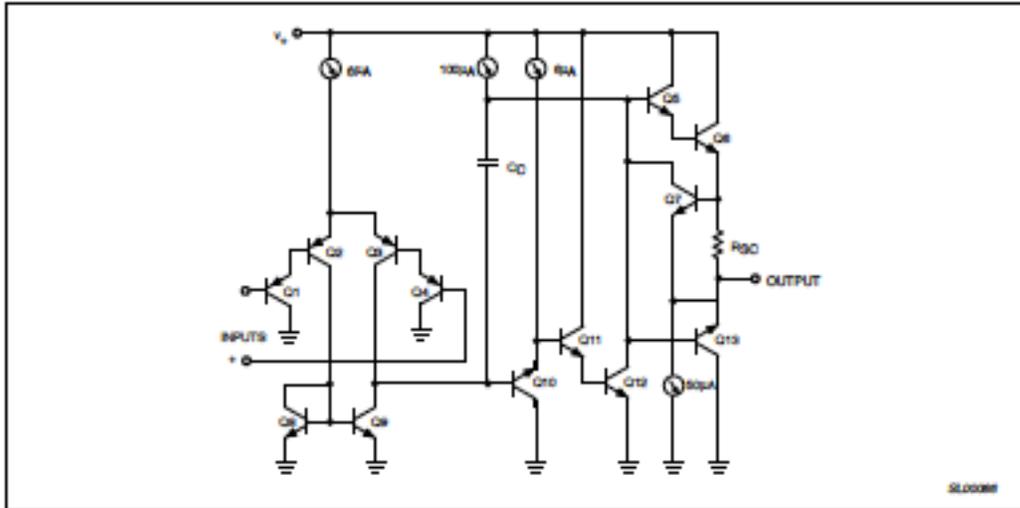


Figure 2. Equivalent Circuit

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

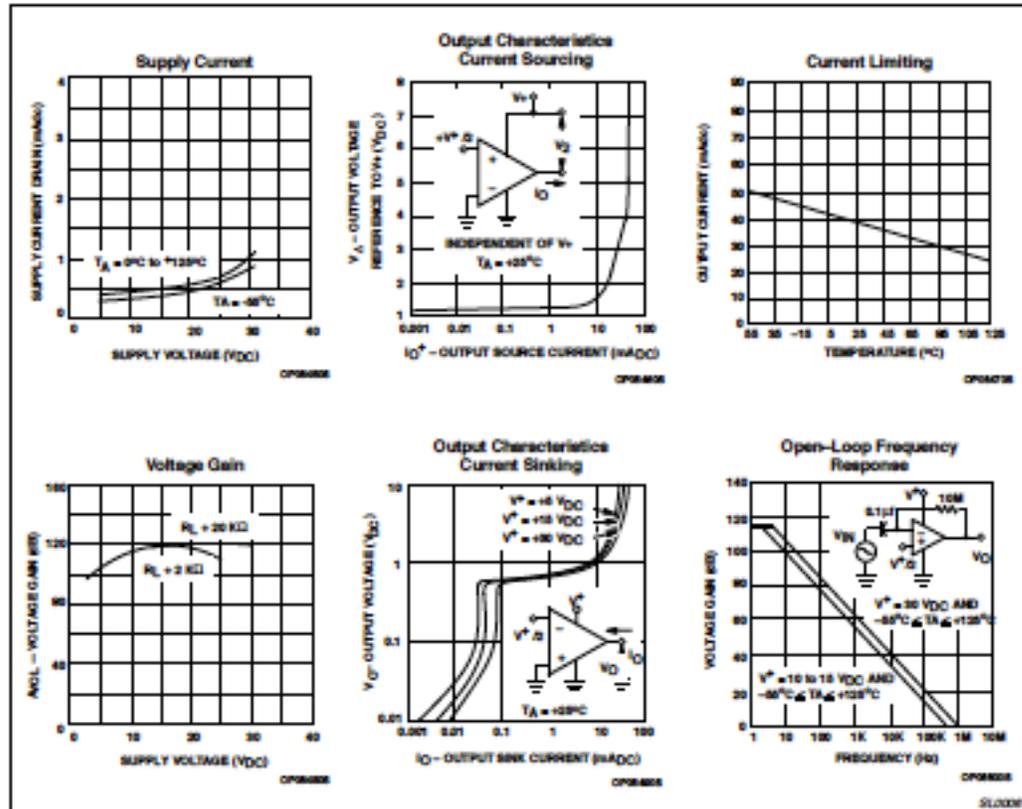


Figure 3. Typical Performance Characteristics

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS (Continued)

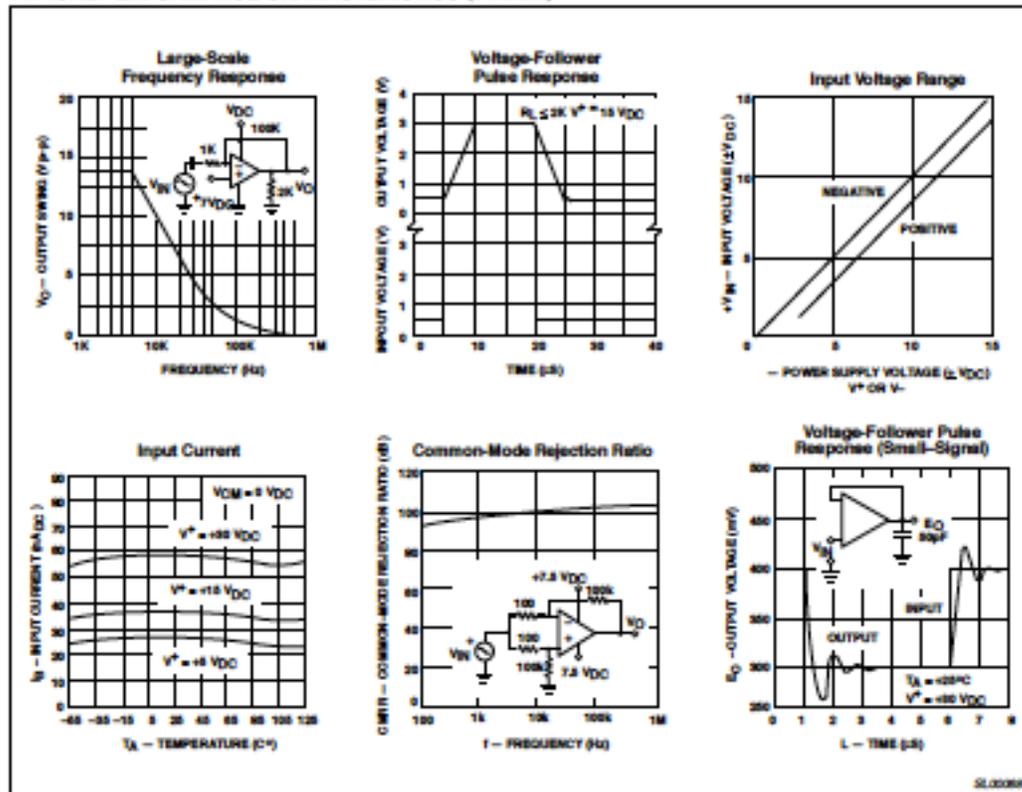


Figure 4. Typical Performance Characteristics (cont.)

TYPICAL APPLICATIONS

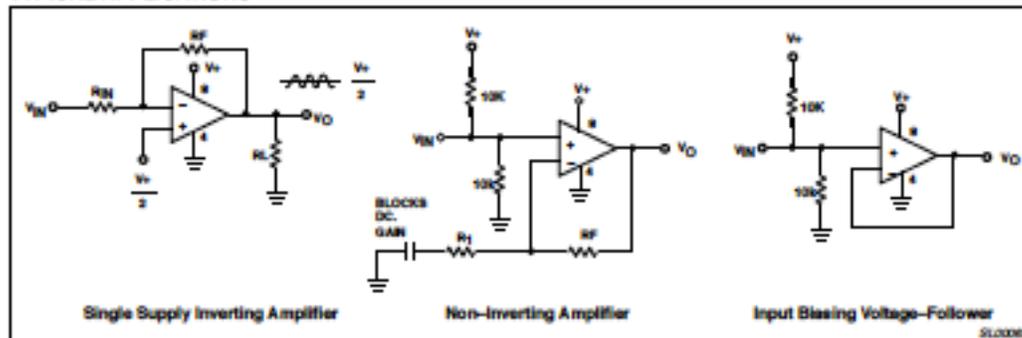


Figure 5. Typical Applications

ANEXO 4

The **Arduino Mega 2560** is a microcontroller board based on the **ATmega2560** ([datasheet](#)). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

Schematic & Reference Design

EAGLE files: [arduino-mega2560-reference-design.zip](#)

Schematic: [arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

Power

The **Arduino Mega** can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The **Mega2560** differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the **Atmega8U2** programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

There are a couple of other pins on the board:

✚ **AREF**. Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).

✚ **Reset**. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

Communication

The Arduino Mega2560 has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega2560 provides four hardware UARTs for TTL (5V) serial communication. An ATmega8U2 on the board channels one of these over USB and provides a virtual com port to software on the computer (Windows machines will need a .inf file, but OSX and Linux machines will recognize the board as a COM port automatically). The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the ATmega8U2 chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Mega2560's digital pins.

The ATmega2560 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation on the Wiring website](#) for details. For SPI communication, use the [SPI library](#).

Programming

The Arduino Mega can be programmed with the Arduino software ([download](#)). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega2560 on the Arduino Mega comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available [in the Arduino repository](#). The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader). See [this user-contributed tutorial](#) for more information.

Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Mega2560 is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega2560 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can

- ✦ **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- ✦ **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- ✦ **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- ✦ **GND.** Ground pins.

Memory

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- ✦ **Serial: 0 (RX) and 1 (TX); Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- ✦ **External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), and 21 (interrupt 2).** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- ✦ **PWM: 0 to 13.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- ✦ **SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS).** These pins support SPI communication using the [SPI library](#). The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Uno, Duemilanove and Diecimila.
- ✦ **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.
- ✦ **I²C: 20 (SDA) and 21 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#) (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I²C pins on the Duemilanove or Diecimila.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though is it possible to change the upper end of their range using the AREF pin and [analogReference\(\)](#) function.

have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Mega2560 is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Mega2560. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Mega2560 contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Mega2560 has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

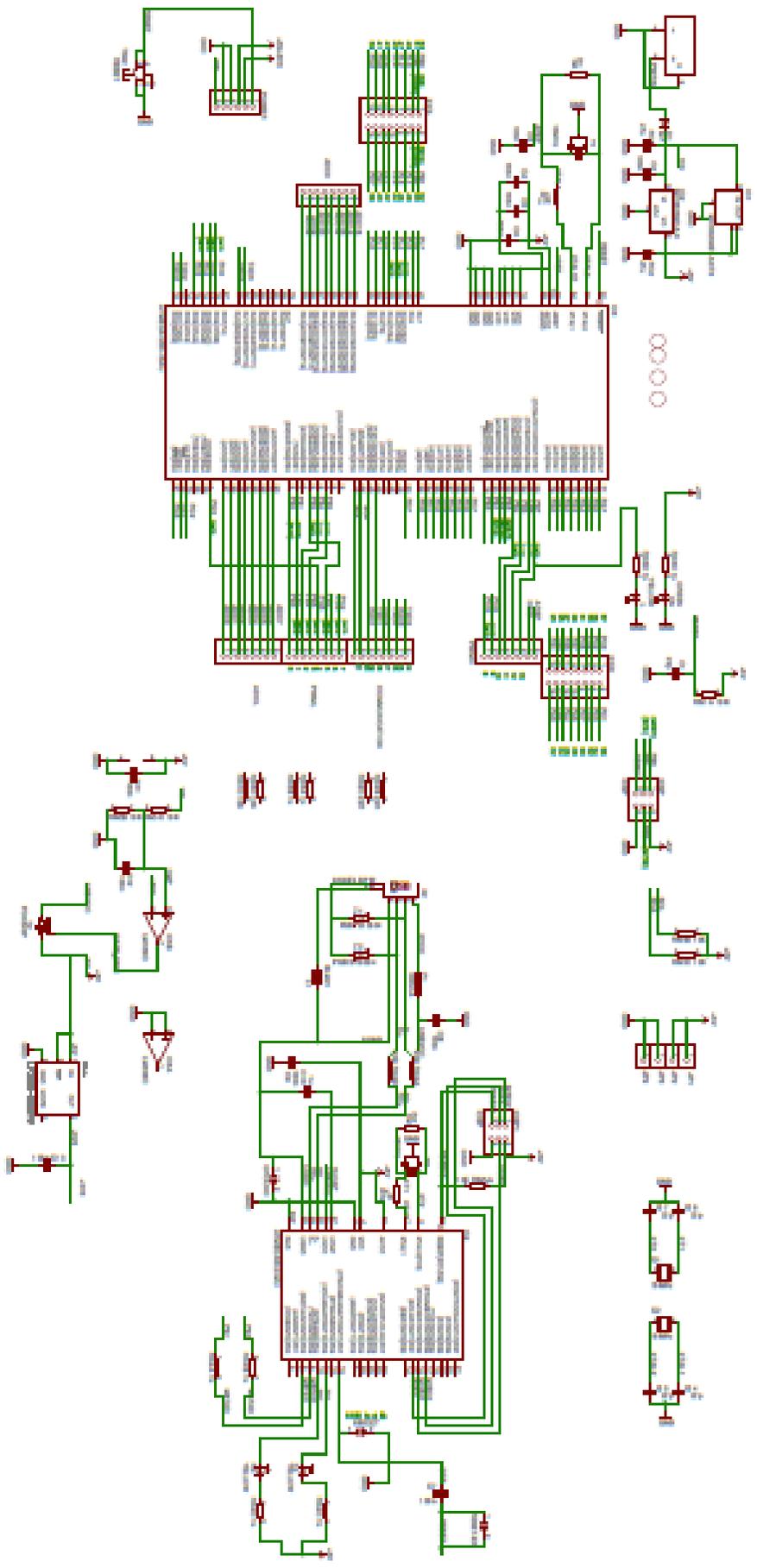
Physical Characteristics and Shield Compatibility

The maximum length and width of the Mega2560 PCB are 4 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

The Mega2560 is designed to be compatible with most shields designed for the Uno, Diecimila or Duemilanove. Digital pins 0 to 13 (and the adjacent AREF and GND pins), analog inputs 0 to 5, the power header, and ICSP header are all in equivalent locations. Further the main UART (serial port) is located on the same pins (0 and 1), as are external interrupts 0 and 1 (pins 2 and 3 respectively). SPI is available through the ICSP header on both the Mega2560 and Duemilanove / Diecimila. *Please note that I²C is not located on the same pins on the Mega (20 and 21) as the Duemilanove / Diecimila (analog inputs 4 and 5).*

Arduino™ Mega 2560 Reference Design

© 2014 Intel Corporation. All rights reserved. Intel, the Intel logo, and the Intel logo with "Intel Inside" are trademarks or registered trademarks of Intel Corporation or its subsidiaries in the United States and other countries. All other trademarks are the property of their respective owners.



ANEXO 5

Freescale Semiconductor

 MPX5050
 Rev 11, 03/2010

**Integrated Silicon Pressure Sensor
 On-Chip Signal Conditioned,
 Temperature Compensated and
 Calibrated**

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

**MPX5050
 MPXV5050
 MPVZ5050
 Series**

 0 to 60 kPa (0 to 7.25 psi)
 0.2 to 4.7 V Output

ORDERING INFORMATION

Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX5050 Series)								
MPX5050D	867	*				*		MPX5050D
MPX5050DP	867C			*		*		MPX5050DP
MPX5050GP	867B		*		*			MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		*		*			MPX5050GP
Small Outline Package (MPXV5050 Series)								
MPXV5050GP	1360		*		*			MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			*		*		MPXV5050DP
MPXV5050GC8U	482A		*		*			MPXV5050G
MPXV5050GC8T1	482A		*		*			MPXV5050G
Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)								
MPVZ5050GWU	1560		*		*			MZ5050GW

UNIBODY PACKAGES



MPX5050D
CASE 867-08



MPX5050GP
CASE 867B-04



MPX5050DP
CASE 857C-05

SMALL OUTLINE PACKAGES



MPVZ5050GW7U
CASE 1560-03



MPXV5100G0SU
CASE 482A-01



MPXV5050DP
CASE 1351-01



MPXV5050GP
CASE 1369-01

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 5.0$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I_S	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{OFF}	0.088	0.2	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSO}	4.587	4.7	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSS}	—	4.5	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	% V_{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t_R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I_{OS}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range.

3. Offset (V_{OFF}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Full Scale Output (V_{FSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.

5. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

6. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.

Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.

Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure at 25°C .

ToSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .

ToOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .

Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C .

7. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

8. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.

9. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P_{max}	200	kPa
Storage Temperature	T_{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T_A	-40° to +125°	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry integrated on a pressure sensor chip.

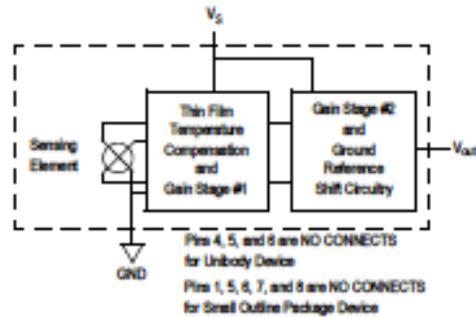


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

On-chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 3 illustrates the Differential/Gauge Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPXS050/MPXV5050G series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the

factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 2 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

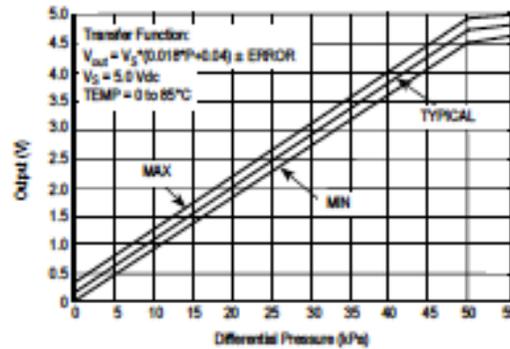


Figure 2. Output vs. Pressure Differential

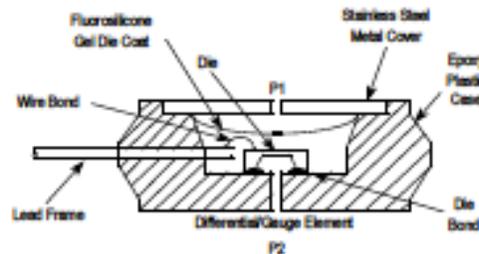


Figure 3. Cross-Sectional Diagram (not to scale)

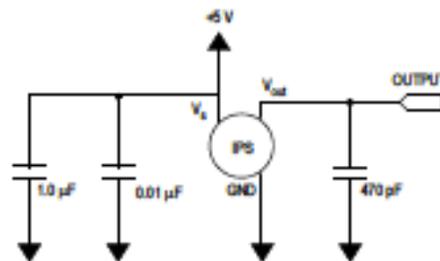
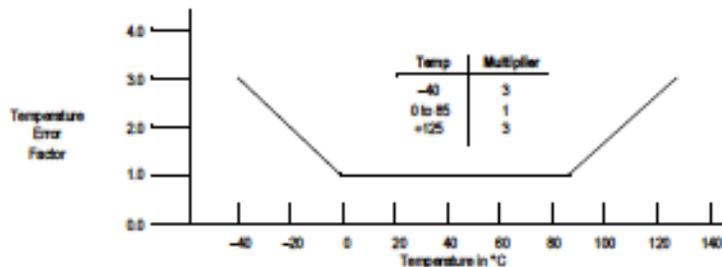


Figure 4. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering
 (For additional output filtering, please refer to Application Note AN1645)

Transfer Function

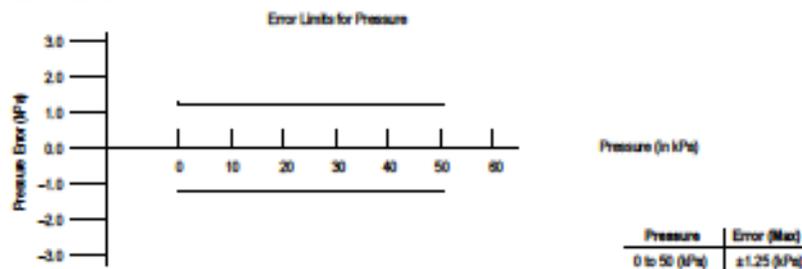
Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

Temperature Error Band



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band



PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

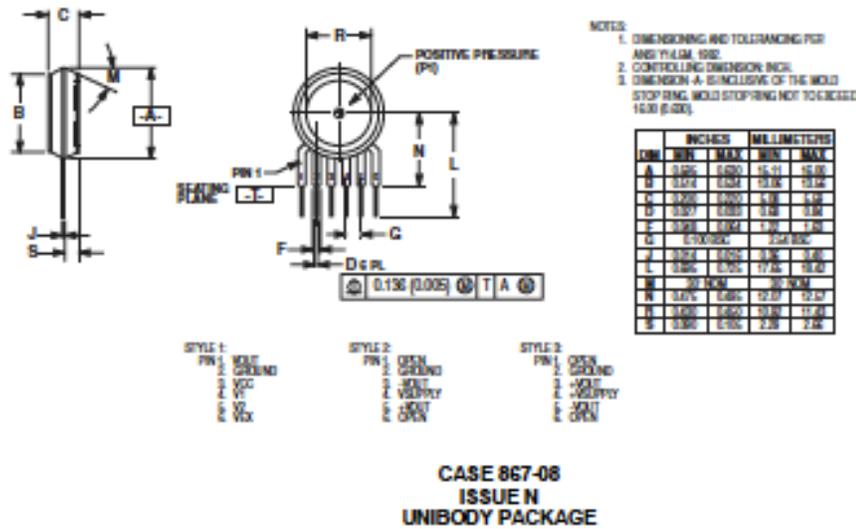
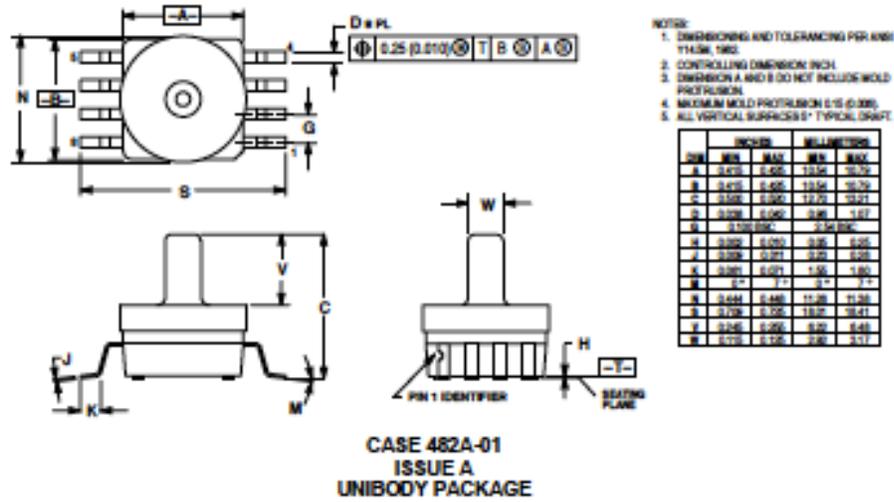
Freescle designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluorosilicone gel which protects the die from harsh media. The MPX pressure

sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

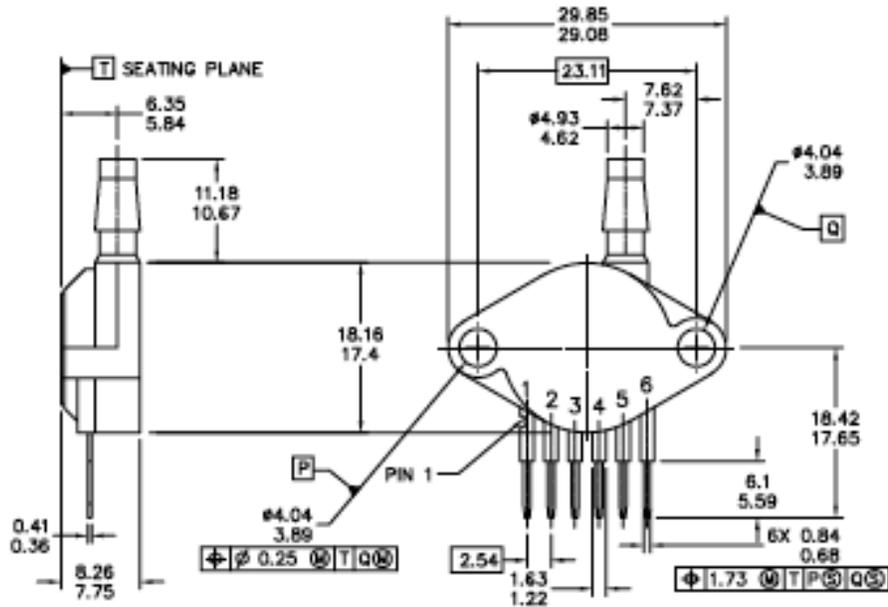
The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5050D	867	Stainless Steel Cap
MPX5050DP	867C	Side with Part Marking
MPX5050GP	867B	Side with Port Attached
MPXV5050GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5050DP	1351	Side with Part Marking
MPXV5050G08U/T1	482A	Vertical Port Attached

PACKAGE DIMENSIONS



PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: SENSOR, 6 LEAD UNIBODY CELL, AP & GP 01ASB09087B	DOCUMENT NO: 98ASB42796B	REV: 0
	CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 1 OF 2

CASE 867B-04
ISSUE G
UNIBODY PACKAGE

PACKAGE DIMENSIONS
NOTES:

1. DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS.
2. DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
3. 867B-01 THRU -3 OBSOLETE, NEW STANDARD 867B-04.

STYLE 1:

PIN 1: V OUT
 2: GROUND
 3: VCC
 4: V1
 5: V2
 6: V EX

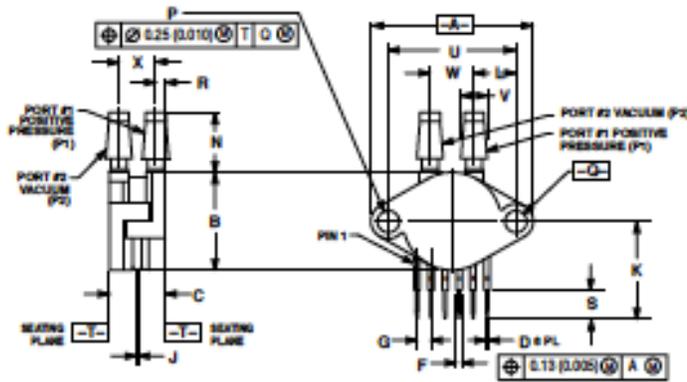
© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SENSOR, 6 LEAD UNIBODY CELL, AP & GP 01ASB09087B		DOCUMENT NO: 98ASB42796B	REV: G
		CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005
		STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 2 OF 2

CASE 867B-04
ISSUE G
UNIBODY PACKAGE

MPX5060

PACKAGE DIMENSIONS



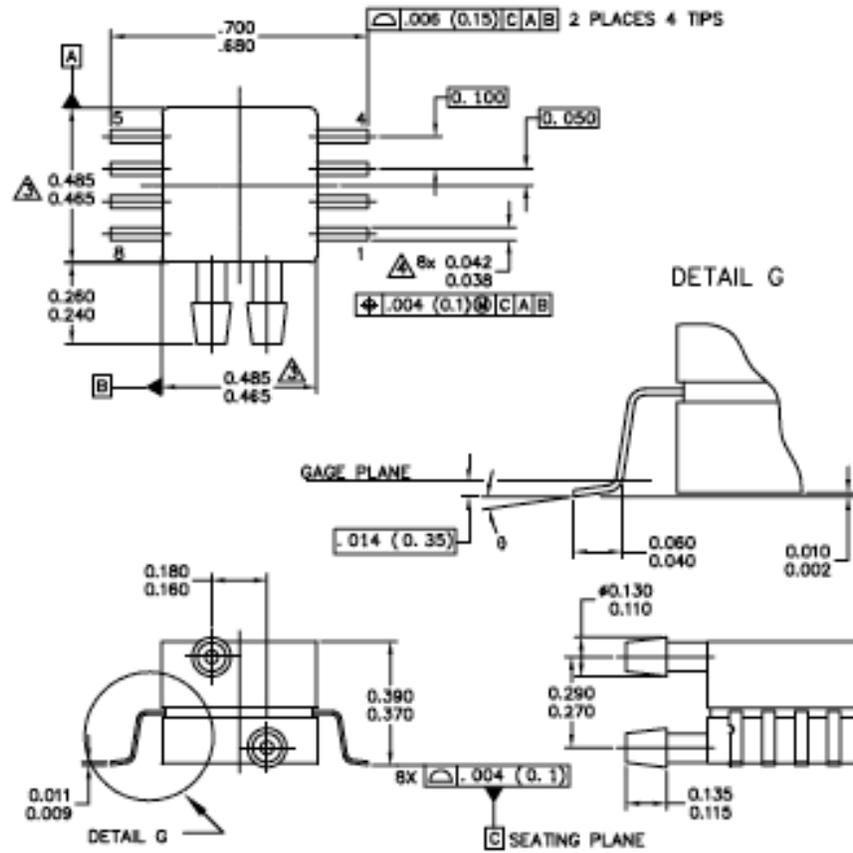
NOTE:
 1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M 2002
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	1.140	1.175	29.00	29.65
B	0.800	0.750	20.40	19.15
C	0.450	0.400	11.30	10.15
D	0.020	0.030	0.50	0.75
F	0.040	0.054	1.00	1.35
H	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.014	0.020	0.35	0.51
K	0.040	0.025	1.00	0.60
L	0.290	0.300	7.37	7.62
N	0.400	0.440	10.16	11.18
P	0.100	0.100	2.54	2.54
R	0.020	0.100	0.50	2.54
S	0.005	0.005	0.12	0.12
T	0.020	0.040	0.50	1.00
U	0.970 BSC		24.7 BSC	
V	0.020	0.100	0.50	2.54
W	0.010	0.020	0.25	0.50
X	0.040	0.020	1.00	0.50

SYMBOLS:
 PIN 1: VOLT
 2: GROUND
 3: VCC
 4: V_T
 5: W
 6: V_{EX}

**CASE 867C-05
 ISSUE F
 UNIBODY PACKAGE**

PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: 8 LD SNSR, DUAL PORT	DOCUMENT NO: 98ASA99255D	REV: A
	CASE NUMBER: 1351-01	27 JUL 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 1 OF 2

CASE 1351-01
 ISSUE A
 SMALL OUTLINE PACKAGE

MPX6050

PACKAGE DIMENSIONS

NOTES:

1. CONTROLLING DIMENSION: INCH
 2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
- ▲ DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS. MOLD FLASH AND PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED .006 PER SIDE.
- ▲▲ DIMENSION DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE .008 MAXIMUM.

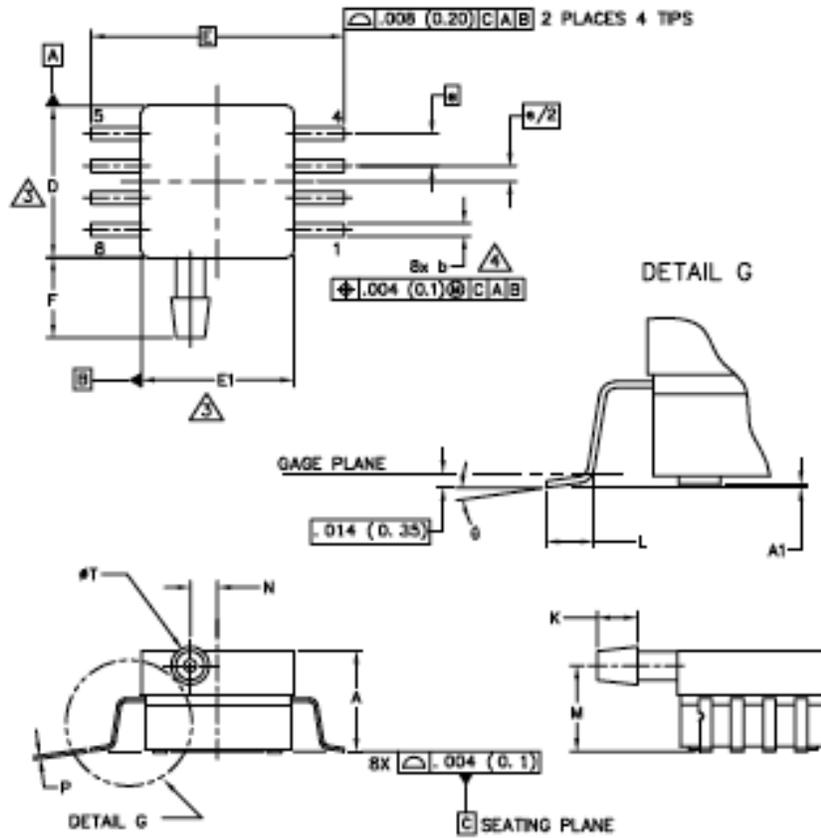
STYLE 1:	STYLE 2:
PIN 1: GND	PIN 1: N/C
PIN 2: +Vout	PIN 2: V _s
PIN 3: V _s	PIN 3: GND
PIN 4: -Vout	PIN 4: Vout
PIN 5: N/C	PIN 5: N/C
PIN 6: N/C	PIN 6: N/C
PIN 7: N/C	PIN 7: N/C
PIN 8: N/C	PIN 8: N/C

© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: 8 LD SNSR, DUAL PORT	DOCUMENT NO: 98ASA90255D	REV: A	
	CASE NUMBER: 1351-01	27 JUL 2005	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 2 OF 2

**CASE 1351-01
ISSUE A
SMALL OUTLINE PACKAGE**

PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: 8 LD SOP, SIDE PORT	DOCUMENT NO: 98ASA993030	REV: B
	CASE NUMBER: 1369-01	24 MAY 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 1 OF 2

CASE 1369-01
 ISSUE B
 SMALL OUTLINE PACKAGE

MPX5060

PACKAGE DIMENSIONS

NOTES:

1. CONTROLLING DIMENSION: INCH
 2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
- ▲ DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS.
MOLD FLASH AND PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED .008 (0.152) PER SIDE.
- ▲ DIMENSION DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE .008 (0.203) MAXIMUM.

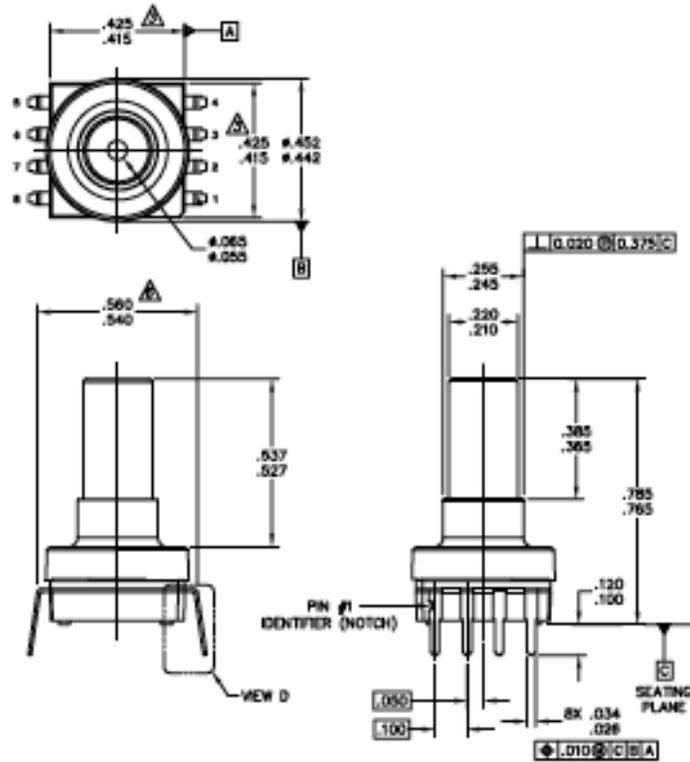
DIM	INCHES		MILLIMETERS		DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX		MIN	MAX	MIN	MAX
A	.300	.330	7.11	7.62	6	0"	7"	0"	7"
A1	.002	.010	0.05	0.25	-	---	---	---	---
b	.038	.042	0.96	1.07	-	---	---	---	---
D	.465	.485	11.81	12.32	-	---	---	---	---
E	.717 BSC		18.21 BSC		-	---	---	---	---
E1	.465	.485	11.81	12.32	-	---	---	---	---
e	.100 BSC		2.54 BSC		-	---	---	---	---
F	.245	.255	6.22	6.47	-	---	---	---	---
K	.120	.130	3.05	3.30	-	---	---	---	---
L	.061	.071	1.55	1.80	-	---	---	---	---
M	.270	.290	6.86	7.38	-	---	---	---	---
N	.080	.090	2.03	2.28	-	---	---	---	---
P	.009	.011	0.23	0.28	-	---	---	---	---
T	.115	.125	2.92	3.17	-	---	---	---	---

© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: 8 LD SOP, SIDE PORT		DOCUMENT NO: 98ASA99303D
		REV: B
		CASE NUMBER: 1369-01
		24 MAY 2005
STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 2 OF 2

CASE 1369-01
ISSUE B
SMALL OUTLINE PACKAGE

PACKAGE DIMENSIONS



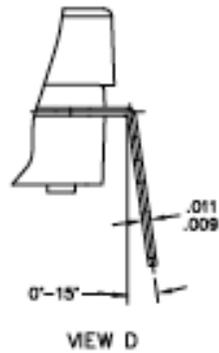
© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98AS10611D	REV: D
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009
	STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 1 OF 3

CASE 1560-03
 ISSUE D
 SMALL OUTLINE PACKAGE

MPX5060

PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98ASA10611D	REV: D	
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 2 OF 3

**CASE 1560-03
ISSUE D
SMALL OUTLINE PACKAGE**

PACKAGE DIMENSIONS

NOTES:

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M - 1994.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3.  DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION IS .006.
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.
6.  DIMENSION TO CENTER OF LEAD WHEN FORMED PARALLEL.

© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98ASA10611D	REV: D	
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 3 OF 3

CASE 1560-03
ISSUE D
SMALL OUTLINE PACKAGE



How to Reach Us:

Home Page:
www.freescale.com

Web Support:
<http://www.freescale.com/support>

USA/Europe or Locations Not Listed:
Freescale Semiconductor, Inc.
Technical Information Center, EL516
2100 East Elliot Road
Tempe, Arizona 85284
1-800-521-8274 or +1-480-768-2130
www.freescale.com/support

Europe, Middle East, and Africa:
Freescale Halbleiter Deutschland GmbH
Technical Information Center
Schatzbogen 7
81829 Muenchen, Germany
+44 1296 380 456 (English)
+46 8 52200080 (English)
+49 89 92103 550 (German)
+33 1 69 35 48 48 (French)
www.freescale.com/support

Japan:
Freescale Semiconductor Japan Ltd.
Headquarters
ARCO Tower 15F
1-8-1, Shimo-Meguro, Meguro-ku,
Tokyo 153-0064
Japan
0120 191014 or +81 3 5437 9125
support.japan@freescale.com

Asia/Pacific:
Freescale Semiconductor China Ltd.
Exchange Building 23F
No. 118 Jianguo Road
Chaoyang District
Beijing 100022
China
+86 10 5879 8000
support.asia@freescale.com

For Literature Requests Only:
Freescale Semiconductor Literature Distribution Center
1-800-441-3447 or +1-303-675-2140
Fax: +1-303-675-2150
LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com

Information in this document is provided solely to enable system and software implementers to use Freescale Semiconductor products. There are no express or implied copyright licenses granted hereunder to design or fabricate any integrated circuits or integrated circuits based on the information in this document.

Freescale Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Freescale Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Freescale Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters that may be provided in Freescale Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals", must be validated for each customer application by customer's technical experts. Freescale Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Freescale Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Freescale Semiconductor product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Freescale Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Freescale Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Freescale Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part.

Freescale™ and the Freescale logo are trademarks of Freescale Semiconductor, Inc., Reg. U.S. Pat. & Tm. Off. All other product or service names are the property of their respective owners.

© Freescale Semiconductor, Inc. 2010. All rights reserved.

MP10050
Rev. 11
03/2010



Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

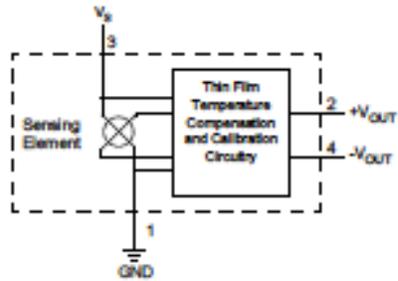


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

Voltage Output versus Applied Differential Pressure

The differential voltage output of the sensor is directly proportional to the differential pressure applied.

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

Freescale Semiconductor

 MPX2050
 Rev 9, 10/2008

50 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2050 series devices are silicon piezoresistive pressure sensors providing a highly accurate and linear voltage output, directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single, monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- $\pm 0.25\%$ Linearity

MPX2050 Series

0 to 60 kPa (0 to 7.26 psi)
 40 mV Full Scale Span
 (Typical)

Application Examples

- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Non-Invasive Blood Pressure

ORDERING INFORMATION									
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX2050 Series)									
MPX2050D	Tray	344	*				*		MPX2050D
MPX2050GP	Tray	344B		*		*			MPX2050GP
MPX2050DP	Tray	344C			*		*		MPX2050DP
MPX2050SX	Tray	344F		*		*			MPX2050D

PACKAGES

 MPX2050D
 CASE 344-15

 MPX2050GP
 CASE 344B-01

 MPX2050DP
 CASE 344C-01

 MPX2050SX
 CASE 344F-01

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics
 ($V_S = 10$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P1 > P2$)

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	—	10	16	Vdc
Supply Current	I_b	—	6.0	—	mA _{dc}
Full Scale Span ⁽³⁾	V_{FSS}	38.5	40	41.5	mV
Offset ⁽⁴⁾	V_{off}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	—	-0.25	—	0.25	% V_{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁶⁾ (0 to 50 kPa)	—	—	± 0.1	—	% V_{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁶⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}
Temperature Effect on Full Scale Span ⁽⁷⁾	TCV_{FSS}	-1.0	-	1.0	% V_{FSS}
Temperature Effect on Offset ⁽⁷⁾	TCV_{off}	-1.0	-	1.0	mV
Input Impedance	Z_{in}	1000	-	2500	Ω
Output Impedance	Z_{out}	1400	-	3000	Ω
Response Time ⁽⁸⁾ (10% to 90%)	t_{τ}	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}

1. 1.0 kPa (kilopascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.

3. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

5. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.

Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.

Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.

TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

6. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

7. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P_{max}	200	kPa
Storage Temperature	T_{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation: $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$ over the operating pressure range. There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit (see Figure 2) or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Motorola's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.

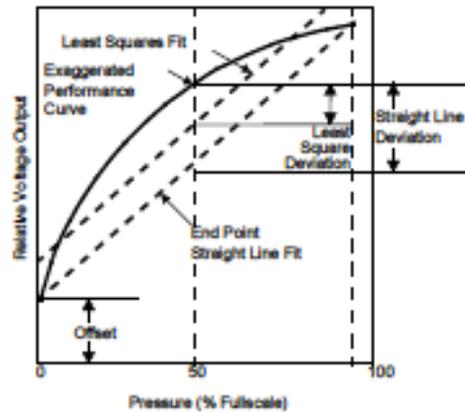


Figure 2. Linearity Specification Comparison

PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Freescale designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing the silicone gel which isolates the die. The pressure sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

The Pressure (P1) side may be identified by using the following table.

Table 3. Pressure (P1) Side Delineation

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX2050D	344	Stainless Steel Cap
MPX2050DP	344C	Side with Part Marking
MPX2050GP	344B	Side with Port Attached
MPX2050GSX	344F	Side with Port Attached

On-Chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 3 shows the minimum, maximum and typical output characteristics of the MPX2050 series at 25°C. The output is directly proportional to the differential pressure and is essentially a straight line.

The effects of temperature on Full-Scale Span and Offset are very small and are shown under Operating Characteristics.

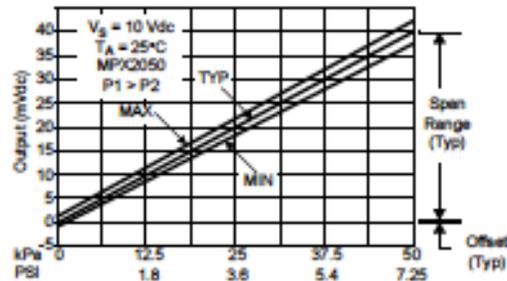


Figure 3. Output versus Pressure Differential

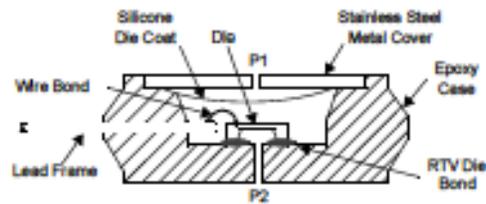
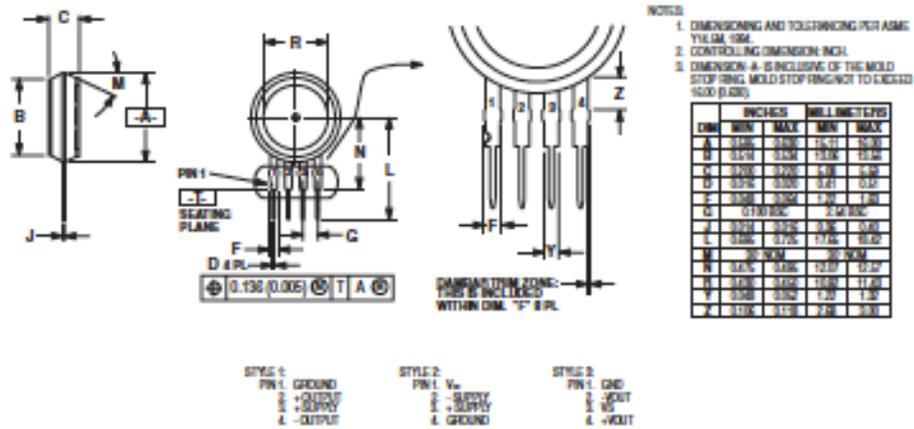
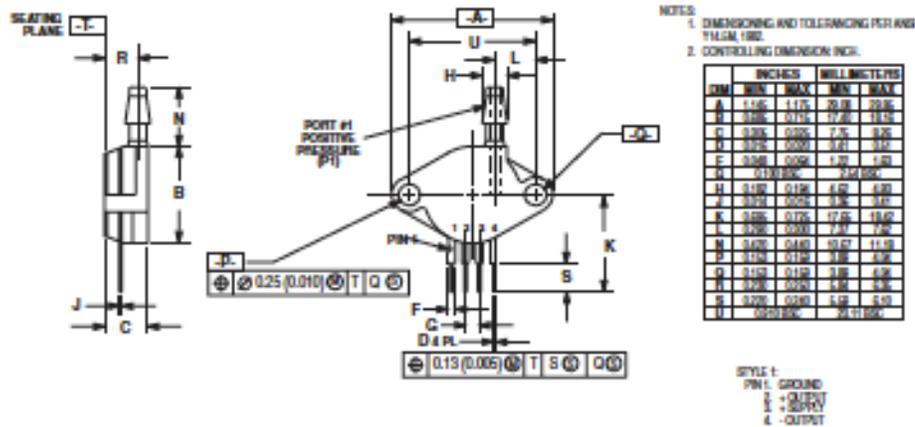


Figure 4. Cross-Sectional Diagram (not to scale)

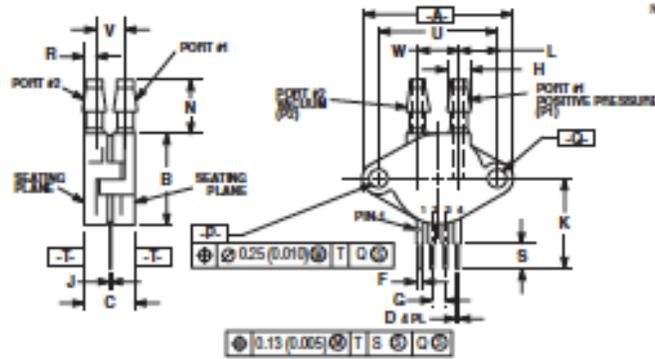
Figure 4 illustrates the differential or gauge configuration in the basic chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX2050 series pressure sensor operating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

PACKAGE DIMENSIONS


 CASE 344-15
 ISSUE AA
 UNIBODY PACKAGE

 CASE 344B-01
 ISSUE B
 UNIBODY PACKAGE

PACKAGE DIMENSIONS

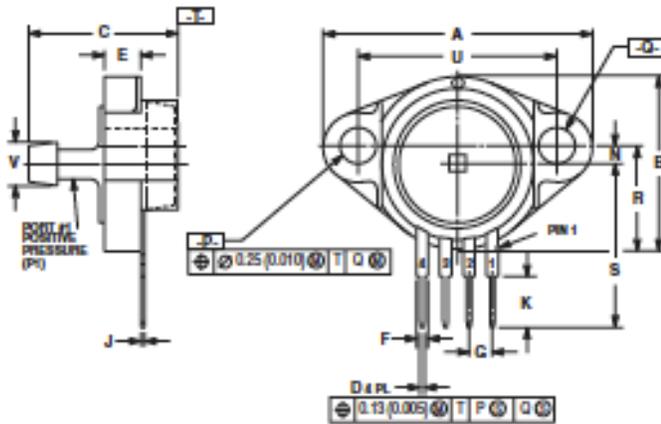


NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M, 2002.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

DIM	INCHES			MILLIMETERS		
	MIN	MAX	TYP	MIN	MAX	TYP
A	1.36	1.75	2530	34.5	44.3	
B	0.85	0.95	1120	21.5	24.1	
C	0.85	0.85	1020	21.5	26.0	
D	0.92	0.92	1041	23.4	23.4	
E	0.94	0.94	112	23.9	23.9	
F	0.10	0.10	114	2.5	2.5	
H	0.52	0.54	420	13.3	13.7	
J	0.92	0.92	1041	23.4	23.4	
K	0.85	0.95	1120	21.5	24.1	
L	0.92	0.92	1107	23.4	23.1	
N	0.92	0.92	1027	23.4	26.0	
P	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
Q	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
R	0.92	0.92	1120	23.4	23.1	
S	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
U	0.10	0.10	114	2.5	2.5	
V	0.92	0.92	420	23.4	23.1	
W	0.92	0.92	1107	23.4	23.1	

STYLE 1:
PW: GROUND
2: -0.010
3: -0.010

**CASE 344C-01
ISSUE B
UNIBODY PACKAGE**



NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M, 2002.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

DIM	INCHES			MILLIMETERS		
	MIN	MAX	TYP	MIN	MAX	TYP
A	1.36	1.75	2530	34.5	44.3	
B	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
C	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
D	0.92	0.92	1041	23.4	23.4	
E	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
F	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
H	0.10	0.10	114	2.5	2.5	
J	0.92	0.92	1041	23.4	23.4	
K	0.92	0.92	1020	23.4	23.1	
L	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
M	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
N	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
P	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
Q	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
R	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
S	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
T	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	
V	0.92	0.92	1120	23.4	28.7	

STYLE 1:
PIN 1: GROUND
2: V(+)
3: V(+)
4: V(+)

**CASE 344F-01
ISSUE B
UNIBODY PACKAGE**



How to Reach Us:

Home Page:
www.freescale.com

Web Support:
<http://www.freescale.com/support>

USA/Europe or Locations Not Listed:
Freescale Semiconductor, Inc.
Technical Information Center, EL518
2100 East Elliot Road
Tempe, Arizona 85284
1-800-521-8274 or +1-480-788-2130
www.freescale.com/support

Europe, Middle East, and Africa:
Freescale Halbleiter Deutschland GmbH
Technical Information Center
Schützboген 7
81529 München, Germany
+44 1206 380 456 (English)
+46 8 52200080 (English)
+49 89 92103 550 (German)
+33 1 69 35 48 48 (French)
www.freescale.com/support

Japan:
Freescale Semiconductor Japan Ltd.
Headquarters
ARC Tower 15F
1-8-1, Shimo-Meguro, Meguro-ku,
Tokyo 153-0064
Japan
0120 101014 or +81 3 5437 9125
support.japan@freescale.com

Asia/Pacific:
Freescale Semiconductor China Ltd.
Exchange Building 25F
No. 118 Jianguo Road
Chaoyang District
Beijing 100022
China
+86 010 5879 8000
support.asia@freescale.com

For Literature Requests Only:
Freescale Semiconductor Literature Distribution Center
P.O. Box 5405
Denver, Colorado 80217
1-800-441-2447 or +1-303-675-2140
Fax: +1-303-675-2150
LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com

Information in this document is provided solely to enable system and software implementers to use Freescale Semiconductor products. There are no express or implied copyright licenses granted hereunder to design or fabricate any integrated circuits or integrated circuits based on the information in this document.

Freescale Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Freescale Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Freescale Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters that may be provided in Freescale Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals", must be validated for each customer application by customer's technical experts. Freescale Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Freescale Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Freescale Semiconductor product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Freescale Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Freescale Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Freescale Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part.

Freescale™ and the Freescale logo are trademarks of Freescale Semiconductor, Inc. All other product or service names are the property of their respective owners.
© Freescale Semiconductor, Inc. 2006. All rights reserved.

