



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E  
INDUSTRIAL**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES**

**Tema:**

---

**SISTEMA ELECTRÓNICO PARA DETECCIÓN Y MONITOREO DE  
PREECLAMPSIA EN MUJERES EN ESTADO DE GESTACIÓN**

---

Trabajo de Graduación. Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo la obtención del título de Ingeniera en Electrónica y Comunicaciones.

**SUBLINEA DE INVESTIGACION: SISTEMAS DE CONTROL**

**AUTOR: GLENDA ALEXANDRA PUCO SINCHIGUANO**

**TUTOR: ING. JUAN PABLO PALLO**

Ambato - Ecuador


Abril 2018

## APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema: “Sistema Electrónico para Detección y Monitoreo de Preeclampsia en Mujeres en Estado de Gestación”, de la señorita Glenda Alexandra Puco Sinchiguano, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato abril, 2018

EL TUTOR



Ing. Juan Pablo Pallo

## AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: “Sistema Electrónico para Detección y Monitoreo de Preeclampsia en Mujeres en Estado de Gestación”, es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato abril, 2018



---

Glenda Alexandra Puco Sinchiguano  
CC: 0503507352

## DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación, con fines de difusión pública, además autorizo su reproducción dentro de las regulaciones de la Universidad.

Ambato abril, 2018



-----  
Glenda Alexandra Puco Sinchiguano  
CC: 0503507352

## APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Giovanni Brito e Ing. Santiago Altamirano, revisó y aprobó el Informe Final del Proyecto de Investigación titulado “Sistema Electrónico para Detección y Monitoreo de Preeclampsia en Mujeres en Estado de Gestación”, presentado por la señorita Glenda Alexandra Puco Sinchiguano de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ing. Mg. Elsa Pilar Urrutia Urrutia  
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL

Ing. Mg. Giovanni Brito  
DOCENTE CALIFICADOR

Ing. Mg. Santiago Altamirano  
DOCENTE CALIFICADOR

## **DEDICATORIA:**

A mis padres y a mis hermanos por el apoyo incondicional brindado en el transcurso de mi formación académica y personal.

Glenda Alexandra Puco Sinchiguano.

## **AGRADECIMIENTO:**

A mi familia por su constante apoyo, de manera especial a mis padres por su incondicional ayuda, por sus palabras y manifiestos de aliento ante la presencia de dificultades a mis amigos más cercanos, que han sido partícipes y testigos de la constante lucha para alcanzar este objetivo.

A mis docentes, que impartiendo sus conocimientos han hecho posible agrandar mis horizontes, y de manera especial a mi tutor, el Ing. Juan Pablo Pallo por su asesoría para el desarrollo de este proyecto.

Glenda Alexandra Puco Sinchiguano

# ÍNDICE

<b>APROBACIÓN DEL TUTOR</b>	<b>ii</b>
<b>AUTORÍA</b>	<b>iii</b>
<b>DERECHOS DE AUTOR</b>	<b>iv</b>
<b>APROBACIÓN COMISIÓN CALIFICADORA</b>	<b>v</b>
<b>DEDICATORIA</b>	<b>vi</b>
<b>AGRADECIMIENTO</b>	<b>vii</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>xiv</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>xv</b>
<b>GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ACRÓNIMOS</b>	<b>xvi</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>xvii</b>
<b>CAPÍTULO I <u>EL PROBLEMA</u>.....</b>	<b>1</b>
1.1 TEMA.....	1
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	1
1.3 DELIMITACIÓN.....	2
1.3.1 DELIMITACIÓN DE CONTENIDOS.....	2
1.3.2 DELIMITACIÓN ESPACIAL.....	2
1.3.4 DELIMITACIÓN DE TEMPORAL.....	3
1.4 JUSTIFICACIÓN.....	3
1.5 OBJETIVOS.....	4
1.5.1 GENERAL.....	4
1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
<b>CAPÍTULO II <u>MARCO TEÓRICO</u>.....</b>	<b>5</b>
2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.....	5
2.2 FUNDAMENTACION TEÓRICA.....	7
2.2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	7
2.2.2 PREECLAMPSIA.....	12
2.2.3 MEDIDA DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	28



2.2.4	HARDWARE Y SOFTWARE LIBRE .....	30
2.2.5	SERVIDOR XAMPP .....	33
2.3	PROPUESTA DE SOLUCIÓN.....	34
<b>CAPÍTULO III METODOLOGÍA .....</b>		<b>35</b>
3.1.	MODALIDAD DE INVESTIGACIÓN .....	35
3.2.	POBLACIÓN Y MUESTRA .....	35
3.3.	RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN .....	37
3.4.	PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS.....	37
3.5.	DESARROLLO DEL PROYECTO.....	37
<b>CAPÍTULO IV DESARROLLO DE LA PROPUESTA.....</b>		<b>39</b>
4.1.	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS PRENATALES REALIZADAS A LAS MUJERES EN ESTADO DE GESTACIÓN .....	40
4.2	PROPUESTA DE SOLUCIÓN.....	41
4.3	DISEÑO DEL PROTOTIPO.....	42
4.3.1.	Selección de estados .....	43
4.3.2.	Adquisición de datos .....	44
4.3.4.	Procesamiento de variables .....	51
4.3.5.	Almacenamiento de variables procesadas .....	56
4.3.6.	Visualización de resultados .....	57
4.4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO .....	59
4.5	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO .....	62
4.6	COMPARACIÓN CON OTRO DISPOSITIVO .....	67
4.7	TOMA DE PRESIÓN Y PROTEINURIA.....	69
4.8	ORGANIZACIÓN DE DATOS OBTENIDOS .....	71
4.9	DISCUSIÓN Y RESULTADOS.....	71
4.9.1	Distribución de frecuencias de los datos obtenidos.....	71
4.9.2	Cálculo estadístico.....	73

4.10	RESULTADOS .....	78
4.11	COSTOS DEL PROYECTO IMPLEMENTADO.....	80
<b>CAPÍTULO V_ CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>		<b>82</b>
5.1.	CONCLUSIONES.....	82
5.2.	RECOMENDACIONES .....	83
<b>Bibliografía .....</b>		<b>83</b>
<b>ANEXOS .....</b>		<b>89</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Clasificación de la hipertensión [24] .....	16
Tabla 2.2 Comandos AT más utilizados [54] [55].....	33
Tabla 4.1 Métodos para la detección de preeclampsia.....	40
Tabla 4.2. Dispositivos electrónicos para la detección de la preeclampsia .....	41
Tabla 4.3 Tabla de verdad de las funciones del dispositivo.....	43
Tabla 4.4 Cuadro comparativo de sensores de presión .....	44
Tabla 4.5 Opciones Seleccionables [62] .....	55
Tabla 4.6 Valores de Presión y señal Oscilométrica.....	62
Tabla 4.7 Valores de presión y señal oscilométrica amplificada .....	63
Tabla 4.8 Comparación con otros dispositivos .....	67
Tabla 4.9 Distribución de frecuencia de las variables de la tensión arterial .....	74
Tabla 4.10 Medidas de la presión arterian de las pacientes del hospital.....	76
Tabla 4.11 Valores promedio de las variables de presión arterial .....	78
Tabla 4.12. Materiales y precios requeridos para la implementación.....	80

## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 Sistema Cardiovascular [13].....	8
Fig. 2.2 El Corazón [13].....	9
Fig. 2.3 Diástole-sístole [14].....	10
Fig. 2.4 Propuesta fisiopatológica de la preeclampsia [21] .....	14
Fig. 2.5 Posibles colores de la tira reactiva [27] .....	18
Fig. 2.6 Valores del Factor de Crecimiento Placentario PIGF en preeclampsia .....	19
Fig. 2.7 Curva de normalidad de los valores séricos de PAPP-A [32]. .....	21
Fig. 2.8 Doppler vía Transvaginal [44].....	26
Fig. 2.9 Doppler vía abdominal [43].....	27
Fig. 2.10 Método oscilométrico [45].....	29
Fig. 2.11 Curva de presión oscilatoria [47].....	29
Fig. 2.12. Tarjetas electrónicas Arduino [50] .....	30
Fig. 2.13 Componentes de un servidor XAMPP [56] .....	34
Fig. 4.1 Esquema general de la propuesta.....	42
Fig. 4.2 Diagrama de bloques del dispositivo .....	42
Fig. 4.3 Niveles lógicos de Arduino [59].....	43
Fig. 4.4 Rebotes producidos al contacto [44].....	44
Fig. 4.5 Sensor de presión MPX5100GP .....	46
Fig. 4.6 Diagrama de bloques Adquisición Presión arterial.....	47
Fig. 4.7 Brazaletes completo .....	48
Fig. 4.8 Manga completa.....	48
Fig. 4.9 Sensor de color TCS 3200 [62] .....	49
Fig. 4.10 Diagrama de bloques Adquisición Frecuencia .....	49
Fig. 4.11 Placa electrónica sobre montada en Arduino.....	50
Fig. 4.12 Filtro pasa alto Activo de primer orden RC.....	52
Fig. 4.13 Conversor ADC [48].....	53
Fig. 4.14 Configuración del sensor TCS3200 en Arduino.....	55
Fig. 4.15 Interfaz para envío de datos – Formulario .....	56
Fig. 4.16 Base de datos MySQL .....	57
Fig. 4.17 Interfaz de visualización – Datos no filtrados .....	57
Fig. 4.18 Interfaz de visualización – Datos filtrados .....	58

Fig. 4.19 Reporte de paciente.....	58
Fig. 4.20 Dispositivo electrónico implementado .....	59
Fig. 4.21. Diagrama electrónico.....	60
Fig. 4.22 PCB del dispositivo .....	60
Fig. 4.23 Algoritmo general del dispositivo electrónico.....	61
Fig. 4.24 Algoritmo de Almacenamiento- Visualización de resultados .....	62
Fig. 4.25 Valores de presión y señal oscilométrica.....	65
Fig. 4.26 Datos obtenidos en el monitor serial de Arduino .....	66
Fig. 4.27 Reporte de presión del sistema .....	69
Fig. 4.28 Toma de presión arterial en el Área de Recuperación y Preeclampsia en el HGDA .....	70
Fig. 4.29 Toma de muestra de orina mediante Sonda Foley en el HGDA.....	70
Fig. 4.30 Reporte del sistema de las pacientes del HGDA .....	80
Fig. 4.31 Monitor BeneView T5 [65] .....	81

## **RESUMEN**

El presente proyecto propone un sistema electrónico de detección y monitoreo de preeclampsia para mujeres en estado de gestación, tomando en cuenta los indicadores fundamentales ante la presencia de éste trastorno que puede ser detectado a partir de las 20 semanas de gestación, como son la hipertensión y la proteinuria.

El principal objetivo, mantener un monitoreo más frecuente del embarazo de las mujeres en estado de gestación, para de esta manera reducir la mortalidad materna detectando posibles complicaciones en su etapa inicial.

El sistema electrónico propuesto permite: medir las variables de presión (en mmHg) y proteinuria (mg/dL), llevar un registro de las variables medidas, visualizar los datos a través de una interfaz amigable y generar reportes de los datos almacenados. Mediante tecnología WIFI se envían los datos medidos a un concentrador (PC), en el cual se aloja un servidor que contiene una base de datos MySQL para el almacenamiento y presentación de los datos. Cuando los datos son presentados en una interfaz gráfica, el sistema genera un reporte por paciente tomando en cuenta los valores de las variables de las últimas fechas.

## **ABSTRACT**

This project proposes an electronic system for detection and monitoring of preeclampsia for pregnant women, taking into account the fundamental indicators in the presence of this disorder that can be detected after 20 weeks of gestation, such as hypertension and proteinuria. The main objective is to maintain a more frequent monitoring of the pregnancy of women in pregnancy, in order to reduce maternal mortality by detecting possible complications in its initial stage.

The proposed electronic system allows: to measure the variables of pressure (in mmHg) and proteinuria (mg / dL), keep a record of the measured variables, visualize the data through a friendly interface and generate reports of the stored data.

Using WIFI technology, the measured data is sent to a concentrator (PC), which houses a server that contains a MySQL database for the storage and presentation of the data. When the data is presented in a graphical interface, the system generates a report per patient taking into account the values of the variables of the last dates.

## Glosario de término y acrónimos

- **Angiogénesis:** Crecimiento de vasos sanguíneos provenientes de vasos preexistentes
- **Antiangiogénesis:** Agente químico o biológico que reduce la formación de nuevos vasos sanguíneos a partir de vasos preexistentes
- **Arduino:** Placa de circuito impreso con un microcontrolador, usualmente Atmel AVR, puertos digitales y analógicos de entrada/salida capaces de conectarse a placas de expansión (shields).
- **CE:** Proceso mediante el cual el fabricante/importador informa a los usuarios y autoridades competentes de que el equipo comercializado cumple con la legislación obligatoria en materia de requisitos esenciales
- **CIR:** Retraso del crecimiento intrauterino
- **DAUt:** Doppler de arterias uterinas
- **FDA:** Food and Drug Administration, agencia los EE.UU responsable de la regulación de alimentos, medicamentos, cosméticos, aparatos médicos, productos biológicos y derivados sanguíneos
- **HCG:** Hormona Gonadotrofina Coriónica Humana, hormona producida por el trofoblasto, presente en los primeros días del desarrollo del embrión
- **Hipertensión arterial:** Afección en la que la presión de la sangre hacia las paredes de la arteria es demasiado alta
- **IGF:** Factores de crecimiento insulinoideos
- **PAPP-A:** Proteína A placentaria asociada al embarazo
- **PHP:** Lenguaje de código abierto muy popular especialmente adecuado para el desarrollo web capaz de ser incrustado en HTML.
- **PIGF:** Factor de crecimiento placentario.
- **Presión arterial:** Presión que ejerce la sangre al circular por los vasos sanguíneos
- **Proteinuria:** Cantidad de proteínas en mg/dl contenida en la orina.
- **sFlt-1:** Tiroquinasa tipo fms 1 soluble
- **TFP:** Tasa de falsos positivos
- **VEGF:** Factor de crecimiento endotelial vascular
- **XAMPP:** Distribución de Apache completamente gratuita y fácil de instalar que contiene MariaDB, PHP y Perl



## INTRODUCCIÓN

Según estudios realizados, la preeclampsia afecta alrededor del 7% de las mujeres gestantes a nivel mundial. En los países subdesarrollados ésta tasa aumenta y en el Ecuador es la primera causa de muertes maternas, ocupando así el segundo lugar a nivel de Latinoamérica después de Bolivia. Las tasas tienden a aumentar en los países subdesarrollados debido a que en muchos de los casos la atención médica a las gestantes es deficiente. Según investigaciones la clase social también es un factor influyente en el desarrollo de la preeclampsia, puesto que las mujeres gestantes de clase social baja tienden a acudir con menor frecuencia a los controles durante el embarazo, por lo que es más probable que éstas mujeres desarrollen preeclampsia o presenten complicaciones asociadas al embarazo con respecto a las mujeres de clases sociales más altas.

Si éste trastorno es detectado en su etapa inicial, a las 20 semanas de gestación, puede ser controlado para evitar futuras complicaciones en la salud de la madre y del feto que pueden poner en riesgo su bienestar e incluso su vida. Una de las variables, como es la presión arterial, puede ser monitoreada mediante métodos invasivos y no invasivos, aunque generalmente ésta variable es detectada o monitoreada mediante métodos no invasivos.

Con el desarrollo del presente proyecto se lleva un monitoreo no invasivo constante, mediante el control de la presión y la cantidad de proteínas contenida en la orina de la gestante.

El presente proyecto se encuentra distribuido en 5 capítulos de tal manera que en el Capítulo I se describa la problemática generada por el desinterés que existe por parte de las pacientes para acudir a los chequeos médicos durante su etapa de gestación, o en algunos casos excepcionales por la inadecuada atención medica que se les brinda a las mismas, lo que hace que las mujeres en estado de gestación sean más propensas a desarrollar preeclampsia durante el embarazo, y en términos estadísticos , se aumente la tasa de mortalidad materno-fetal.

En el Capítulo II se presenta un análisis previo de los antecedentes investigativos relacionados con sistemas de medición y monitoreo de bioseñales y de la presión arterial tanto en el ámbito médico como en el ámbito investigativo, además se fundamentará el proyecto teóricamente con lo necesario para su desarrollo, y para finalizar el capítulo se da una propuesta que dará solución a la problemática expuesta en el Capítulo I.

El Capítulo III se detalla la información de la metodología que se va a utilizar para desarrollar el proyecto presentado en su totalidad.

En el Capítulo IV se describe el desarrollo del Sistema electrónico para la detección de preeclampsia en mujeres en estado de gestación, así como cada uno de los componentes indispensables para su ejecución y funcionamiento, con el fin de cumplir los objetivos planteados en el Capítulo I.

Finalmente en el Capítulo V se presentan las conclusiones y recomendaciones que se obtuvieron durante el desarrollo de la propuesta para evitar complicaciones en posteriores trabajos de investigación que puedan basarse en la presente propuesta.

## **CAPÍTULO I EL PROBLEMA**

### **1.1 TEMA**

“Sistema electrónico para detección y monitoreo de preeclampsia en mujeres en estado de gestación”.

### **1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La preeclampsia es un problema de salud de interés mundial el cual puede poner en riesgo el desarrollo del feto durante el periodo de gestación o en el peor de los casos la vida de la madre. A nivel mundial se sabe que las mujeres que viven en países desarrollados son menos propensas a padecer este trastorno que las mujeres que viven en países sub-desarrollados o en vías de desarrollo, esto debido a la deficiente o escasa atención que les brindan a las mujeres en estado de gestación [1]. Puesto que aún no se conocen las causas que producen este trastorno una vez detectado no se lo puede curar.

En el Ecuador el Ministerio de Salud Publica pone a disposición todas las casas asistenciales de salud para que las madres en periodo de gestación puedan asistir a los controles prenatales cada mes durante su embarazo. Mediante estos controles se puede detectar si una mujer padece preeclampsia para posteriormente realizar los correspondientes tratamientos para controlarlo. [2]

Debido a que el Ecuador es un país subdesarrollado aún existen zonas de difícil acceso o zonas marginales en las cuales la atención de salubridad se torna más compleja, por ende el nivel de mortalidad al presentarse complicaciones en el embarazo de una mujer tiende a ser mayor.

Según estudios realizados en el país, entre 12% y 15% de mujeres en estado de gestación sufre de preeclampsia; una enfermedad relacionada con hipertensión arterial durante el embarazo, que pone en riesgo la vida de la futura madre y, también, la del feto. Entre tres y cuatro de cien mujeres mueren por esta enfermedad en Ecuador, de hecho es la primera causa de muerte materna en nuestro país. [3]

A nivel local, en la provincia de Tungurahua existen varios subcentros de salud a los cuales las mujeres en estado de gestación pueden acudir cada mes y realizarse los controles prenatales durante su embarazo. A estos controles están ligados exámenes de orina y presión arterial para la detección temprana de complicaciones en el embarazo y posiblemente preeclampsia. Debido a que éste trastorno está directamente asociado con la presión arterial, si se la detecta fuera del rango normal, generalmente 120/80 mm/Hg, es un signo de alerta de padecer preeclampsia. [4]

Según un estudio realizado en el Hospital Regional Docente Ambato (HPDA) en el año 2012 se determinó que de una muestra de 114 mujeres embarazadas, el 31.58% padecieron preeclampsia y eclampsia. [5]

A este trastorno se asocia un problema más grande como es la orfandad, puesto que, si una madre padeció preeclampsia en sus embarazos anteriores, es muy probable que lo vuelva a padecer y sin un correcto monitoreo la vida de la madre y la del feto que se encuentra en su vientre podrían verse amenazadas.

### **1.3 DELIMITACIÓN**

#### **1.3.1 DELIMITACIÓN DE CONTENIDOS**

**Área Académica:** Ingenierías

**Línea de Investigación:** Sistemas de Control

#### **1.3.2 DELIMITACIÓN ESPACIAL**

El presente trabajo investigativo se lo llevó a cabo en el área de Recuperación y Preeclampsia del Hospital General Docente de Ambato para la realización de las pruebas de campo.

### **1.3.4 DELIMITACIÓN DE TEMPORAL**

El presente proyecto de investigación se desarrolló en el Periodo Septiembre 2017 – Febrero 2018 de acuerdo a lo establecido en el Reglamento de Graduación para Obtener el Título Terminal de Tercer Nivel de la Universidad Técnica de Ambato

### **1.4 JUSTIFICACIÓN**

Un factor esencial que impulsó el desarrollo del proyecto es la presencia de la preeclampsia en las mujeres en estado de gestación como una complicación del mismo, debido a que este trastorno no tiene razón de ser y no tiene cura, únicamente se puede salvaguardar la vida de la madre y del feto con una detección temprana de dicho trastorno mediante un monitoreo constante de los signos vitales, siendo la presión arterial y las proteínas en la orina las más importantes, pues son estas las principales variable que ponen en evidencia la preeclampsia en el embarazo. Por lo antes expuesto, es indispensable el chequeo prenatal, el cual se lo realiza cada mes para asegurar el correcto desarrollo del embarazo y de esta manera detectar o evitar complicaciones en el mismo.

Debido a que el sistema implementado se basa en el monitoreo y control de la preeclampsia, las principales beneficiarias son las futuras madres puesto que al tener tal dispositivo a su alcance pueden monitorear sus signos vitales constantemente y detectar anomalías para su temprano tratamiento mediante una interfaz de fácil acceso, y de esta manera asegurar un periodo de gestación con menos complicaciones salvaguardando la vida de la madre y del feto, e indirectamente se ven beneficiados los miembros de su núcleo familiar y los médicos involucrados en el chequeo del progreso del embarazo.

Debido a que el Hospital General Docente de Ambato no cuenta con tecnologías ni equipos especializados para la detección o tratamiento de la preeclampsia, la institución se mostró interesada en el desarrollo de la propuesta antes expuesta, puesto que puede representar un gran avance para la misma, pues adicionalmente a la detección temprana de este trastorno que el dispositivo puede proporcionar se suman su diseño y construcción con hardware y software libre con tecnologías actualmente

utilizadas y de fácil adquisición para el correcto desarrollo del proyecto y con una interfaz de monitoreo amigable con el usuario, por lo que dicho dispositivo no representa una inversión elevada con respecto a sus prestaciones.

## **1.5 OBJETIVOS**

### **1.5.1 GENERAL**

Implementar un sistema electrónico para detección y monitoreo de preeclampsia en mujeres en estado de gestación.

### **1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Analizar los métodos utilizados en mujeres en estado de gestación para la detección de la preeclampsia.
- Analizar los dispositivos electrónicos utilizados para la detección y monitoreo de la preeclampsia en mujeres en estado de gestación.
- Diseñar un dispositivo electrónico para el control y monitoreo de preeclampsia en mujeres en estado de gestación.
- Diseñar una interfaz para la presentación de resultados.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

Las técnicas de evaluación para determinar el riesgo de padecer preeclampsia son aplicadas para salvaguardar la vida de la madre conjuntamente con la de su bebe. Siendo la presión arterial una de las variables principales que pone en evidencia este trastorno.

En los últimos cinco años, entre los trabajos de investigación relacionados especialmente con el monitoreo de la presión arterial como una de las variables principales en la presencia de la preeclampsia pueden ser mencionados varios temas de interés.

L. Bortolin, D. Craiem conjuntamente con J. Goglino, G. Santoriello y A. Lutenberg miembros de la IEEE en la ciudad de Buenos Aires- Argentina en el año 2013 realizaron el *“Diseño de un sistema portable para el registro continuo de parámetros arteriales durante 24 horas”* en el cual a través comunicación serial se monitorizan las señales en animales consientes crónicamente instrumentados en tiempo real mediante la implantación de sensores en la arteria aorta por lo cual se pudo registrar y analizar señales temporales de presión y diámetro arterial. A futuro dicho estudio podría ser aplicado en humanos para ayudar a detectar precozmente las alteraciones del sistema arterial. [6]

J. Carrique conjuntamente con L. Centurión, M. Cipolletti, M. Di Federico, P. Julián y P. S. Mandoles presentaron el artículo científico titulado *“Arquitectura de un Circuito Integrado para la Medición Autónoma de Presión Sanguínea”* en el cual se describen los lineamientos principales para la implementación de un tensiómetro

digital como alternativa al método tradicional, dispositivo capaz de medir la presión sanguínea de manera no invasiva. Se plantea un diseño modular implementable como circuito integrado para aplicación específica (ASIC), partiendo de una descripción mixta en layout y en lenguaje de descripción de hardware (VHDL). [7]

Diana Godoy en la Escuela Politécnica Superior de Ejercito ESPE en el año 2013 realizó el *“Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales”* en el cual los resultados obtenidos basados en la detección de las ondas de presión en el brazalete como función de la misma decreciente y continua son enviados a un computador personal mediante comunicación serial. Normalmente se detecta sístole cuando las ondas aparecen por encima del ruido y diástole cuando las ondas desaparecen en el ruido. Por lo tanto este equipo proporciona valores de sístole bajos. Este instrumento permite monitorear durante 24 horas o más la presión sistólica, diastólica y media. El algoritmo para determinar estos valores se basa en el método oscilométrico. [8]

Ortiz Lima Fernanda Tatiana en la Escuela Politécnica Superior de Ejercito ESPE en el 2016 realizó el *“Diseño de un sistema inalámbrico para monitoreo de pacientes ambulatorios, utilizando sensores de presión arterial y ritmo cardiaco e implementación de un prototipo de prueba”* la cual utilizó tecnología WiFi para el envío de los datos adquiridos de un sistema que permite monitorear presión arterial y ritmo cardíaco de pacientes ambulatorios a través de un prototipo que realiza mediciones de manera automática a un servidor web para monitoreo. El prototipo utiliza módulos que permiten adquirir los datos del sensor de presión arterial y ritmo cardíaco El servidor web recibe la información, la almacena y permite la visualización en forma interactiva a través de una aplicación web. [9]

G. A. Meneses y J. D. Lemos en la Universidad de Antioquia en el año 2011 desarrollaron el paper titulado *“Consideraciones de diseño para la integración de dos métodos no invasivos de medición de la presión arterial en un dispositivo portable”* en el cual se describen los lineamientos para la integración de los métodos



no invasivos en un dispositivo portable con la ayuda de la electrónica, para el aprovechamiento de las señales biomédicas y que permita el desarrollo de métodos e instrumentos de medición con un alto grado de automatización. [10]

## **2.2 FUNDAMENTACION TEÓRICA**

### **2.2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR**

El sistema cardiovascular es el encargado de distribuir la sangre por todo el cuerpo y está constituido por el corazón y el sistema circulatorio: vasos sanguíneos, arterias y sangre. Se trata de un sistema de transporte en el cual la sangre, que es la encargada de suministrar oxígeno y nutrientes para el metabolismo celular se distribuye desde el corazón al resto de los órganos por medio de una compleja red de arterias, arteriolas y capilares y retorna al corazón por medio de las vénulas y venas, que a su vez en su recorrido recoge productos de desecho del metabolismo los cuales son eliminados por los órganos de excreción. [11] [12]

El sistema cardiovascular también está relacionado con el intercambio de gases y del transporte de reguladores químicos tales como células inmunitarias, antígenos, hormonas o sustancias formadas en las glándulas de secreción interna, con lo que permite el equilibrio de la composición química de las células defendiendo al organismo de microorganismos. Además lleva energía calorífica desde las regiones internas del cuerpo hasta la piel, es decir, tiene que ver con la regulación de la temperatura corporal. [13]

El corazón está formado por dos bombas musculares (ventrículos izquierdo y derecho) dividido internamente por una capa muscular denominada tabique, a cada bomba se le asocia una cámara de depósito (las aurículas izquierda y derecha), de esta manera el corazón queda dividido en cuatro cámaras cardiacas. Cada mitad cumple funciones diferente, aunque trabajan de manera coordinada conjuntamente en el denominado ciclo cardiaco, no se comunican entre sí. El ventrículo derecho es la bomba de la circulación pulmonar, indicada de color azul en la Fig. 2.1, que recibe a través de las venas cavas (superior e inferior) la sangre con bajo contenido de

oxígeno y la bombea hacia los pulmones, donde se carga de oxígeno y se desprende del dióxido de carbono, para posteriormente volver a la aurícula izquierda del corazón. Por el contrario el ventrículo izquierdo es la bomba de la circulación sistemática, indicada de color rojo en la Fig. 2.1, que recibe sangre rica en oxígeno del resto del organismo por medio de las venas pulmonares, la cual es conducida a la aurícula derecha y de ahí al ventrículo derecho para posteriormente bombearla al resto del cuerpo.

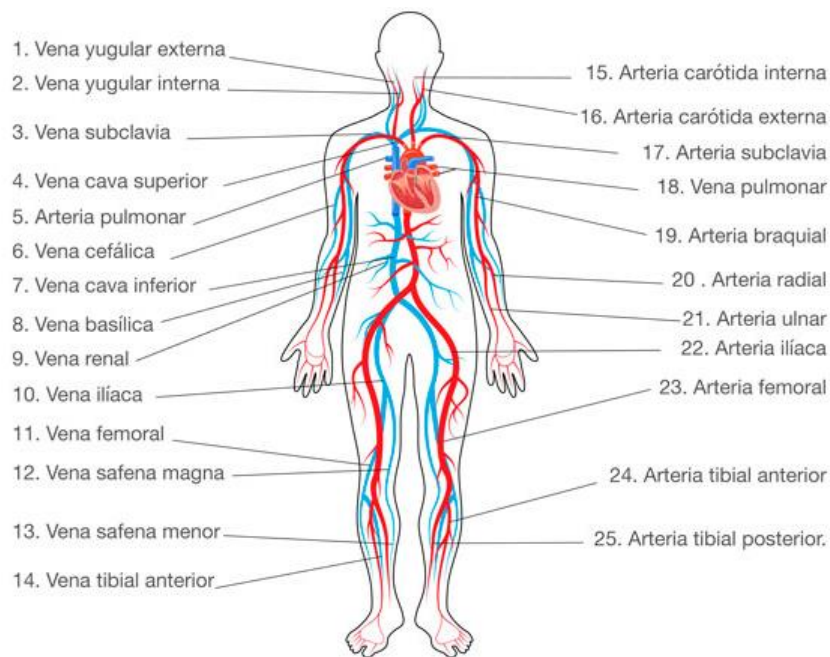


Fig. 2.1 Sistema Cardiovascular [13]

Debido a que la resistencia vascular pulmonar es menor, la circulación pulmonar es más baja que la sistémica. La sangre circula por los vasos sanguíneos gracias a la presión, que es producida por la eyección de sangre de los ventrículos, es máxima en la aorta (unos 120 mmHg por encima de la presión atmosférica) y mínima en las grandes venas (casi la atmosférica). Esta diferencia de presión es la que mueve la sangre unidireccionalmente en todo el organismo a través de los capilares y las venas. El flujo de sangre arterial es pulsátil, con una presión más alta durante la sístole que la diástole. [14] [15]

- **El corazón**

El corazón es un órgano musculoso del tamaño promedio de un puño que funciona como una bomba el cual hace fluir la sangre por todo el organismo, por lo que se denomina el órgano principal del sistema circulatorio que está ubicado arriba del diafragma, entre los pulmones. [13]

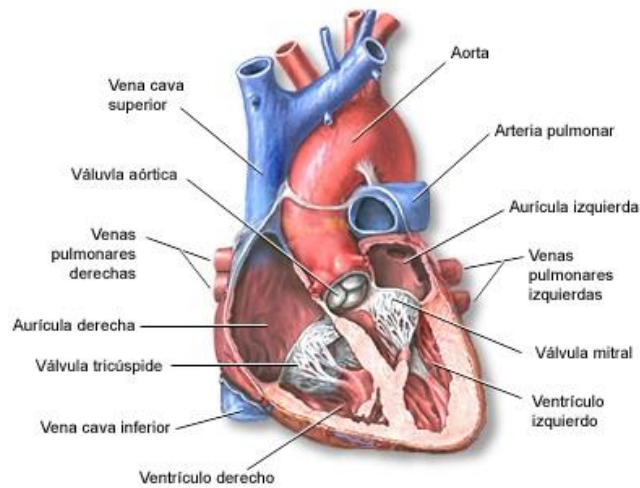


Fig. 2.2 El Corazón [13]

Anatómicamente, el corazón está cubierto por una bolsa fibrosa llamada pericardio, el cual impide que éste se desplace de su posición en el mediastino y proporciona libertad para que el corazón se pueda contraer. El pericardio a su vez consta de dos partes principales: el pericardio fibroso, que es un saco de tejido conjuntivo fibroso duro no elástico más externo, que evita el excesivo estiramiento del corazón durante la diástole; y el pericardio seroso, es una fina membrana más interna que el pericardio fibroso, conformada por la capa visceral o epicardio, que está adherida al miocardio y, por la capa parietal, más externa que el epicardio, que se fusiona con el pericardio fibroso. Entre la cara externa del corazón y la cara interna del pericardio se encuentra la cavidad pericárdica que contiene una fina capa de líquido seroso, que reduce la fricción entre las capas visceral y parietal durante los movimientos del corazón. [14] [16]

### **Latido cardiaco**

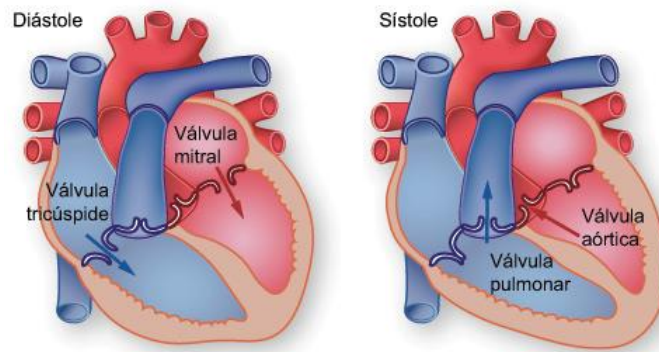


Fig. 2.3 Diástole-sístole [14]

El latido cardíaco es una acción de bombeo de sangre que se da en dos fases, la diástole y la sístole con una duración aproximada de un segundo (Fig. 2.3).

En la fase diastólica, inicialmente la musculatura del corazón, las aurículas y los ventrículos están relajados, a medida que se va acumulando sangre en las cavidades auriculares, el marcapasos natural del corazón (el nódulo SA) envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral hacia los ventrículos que se encuentran en reposo. El volumen aumenta hasta que se alcanza un volumen ventricular neutro, el resto del llenado, impulsado por la presión venosa, hace que el ventrículo se sulte, provocando el aumento de la presión ventricular. [14] [17]

Por el contrario, durante la sístole las aurículas se contraen, impulsando la sangre hacia los ventrículos, el marcapasos natural del corazón (nódulo SA) genera señales eléctricas que se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción para que posteriormente la sangre salga por las arterias. A medida que evoluciona con contracción ventricular, aumenta la tensión de la pared, provocando una rápida elevación de la presión ventricular. El empuje de la sangre provoca el cierre de las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral) para impedir el retorno de la sangre, y la apertura de las válvulas pulmonar y aórtica. Mientras el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, el ventrículo izquierdo impulsa sangre rica en oxígeno al corazón y a otras partes del cuerpo. [14] [15] [17]

- **Vasos sanguíneos**

Son arterias, venas y capilares que forman una red de conductos musculares elásticos que recogen la sangre de todos los tejidos del cuerpo y lo conducen al corazón y transportan la sangre desde el corazón a los tejidos.

### **Arterias**

Las arterias son vasos con características de elasticidad y la contractilidad, que distribuyen la sangre desde el corazón a los tejidos y están formados por tres paredes; interna o endotelio, capa media y capa externa o adventicia, con un predominio de fibras musculares y fibras elásticas en la capa media. Sus paredes se expanden cuando el corazón bombea la sangre, de allí que se origine la medida de la presión arterial como medio de diagnóstico. Todas las arterias excepto la pulmonar y sus ramificaciones llevan sangre oxigenada. La arteria más representativa del cuerpo es la aorta, localizada en la parte superior del corazón, saliendo del ventrículo izquierdo en forma de arco, la cual desciende a lo largo de la columna vertebral por la cavidad torácica y abdomen, terminando en las dos arterias ilíacas que van a las piernas. [13] [16]

### **Arteriolas**

Las arterias se ramifican y progresivamente en cada ramificación disminuye su calibre y se forman las arteriolas, las cuales son las encargadas de regular el flujo a los capilares. La pared de las arteriolas contiene gran cantidad de fibras musculares que permiten variar su calibre y el aporte sanguíneo a los capilares. [16] [18]

### **Capilares**

En el interior de los tejidos las arteriolas se ramifican en múltiples vasos microscópicos, dando lugar a los capilares que se distribuyen a lo largo de todo el cuerpo y cerca de la superficie de la piel. Los capilares son vasos sanguíneos formados por un endotelio y una membrana basal, encargados del suministro de oxígeno y nutrientes a las células, y del intercambio gaseoso. En el sitio de origen presentan un anillo de fibras de músculo liso llamado esfínter precapilar. La mayoría de los capilares son más delgados que un pelo. Muchos de ellos son tan delgados hasta el punto de permitir únicamente el paso de una célula sanguínea a la vez.

Después de suministrar oxígeno y nutrientes y de recoger dióxido de carbono y otras sustancias de desecho, los capilares conducen la sangre a vasos más anchos denominados vénulas. [12] [13] [16]

### **Venas y vénulas**

Los capilares se unen en grupos formando venas pequeñas, llamadas vénulas, que se fusionan para dar lugar a venas de mayor calibre pero de paredes delgadas que transportan la sangre nuevamente al corazón para oxigenarla. Las venas son estructuralmente muy similares a las arterias. Al corazón llegan las venas cavas y las venas pulmonares. Su circulación se debe a la presión de la sangre que recibe de los capilares, a la contracción de los músculos y de las válvulas. La sangre venosa es de un color rojo oscuro. Contiene bióxido de carbono y menos oxígeno que la arterial. [13] [16]

### **2.2.2 PREECLAMPSIA**

La preeclampsia es un trastorno que aparece en mujeres embarazadas a partir de las 20 semanas de gestación, y se caracteriza principalmente por la presencia de hipertensión arterial y exceso de proteínas en la orina en su primera fase. Este trastorno se produce cuando la placenta no se desarrolla por completo y en consecuencia se genera hipertensión arterial en los vasos sanguíneos maternos. En otras palabras se puede decir que la preeclampsia es una alteración en la unión útero-placentaria que restringe la llegada de nutrientes y oxígeno al bebé. Esta alteración desencadena una serie de reacciones fisiológicas que alteran los vasos sanguíneos y dan lugar a los síntomas más claros de la enfermedad: elevada presión arterial y aparición de proteínas en orina (proteinuria).

La clase social, la educación y la falta de atención médica adecuada tiene gran incidencia en el desarrollo de la preeclampsia [19], adicionalmente a esto existen varios factores que pueden influir en éste trastorno, como son: [20]:

- Primer embarazo
- Antecedentes de preeclampsia en embarazos previos

- Embarazos múltiples (gemelos o más)
- Antecedentes familiares de preeclampsia
- Obesidad
- Edad mayor a 35 años
- Edad menor a 20 años
- Antecedentes de diabetes, presión arterial alta o enfermedad renal
- Fertilización in vitro

Si la preeclampsia no se la trata en su etapa inicial, puede evolucionar progresivamente, aumentando su nivel de gravedad.

En la primera etapa conocida como preeclampsia leve, la mujer embarazada presenta presión arterial elevada (hipertensión)  $\geq 140/90$  mm Hg, presencia de proteínas en la orina  $\geq$  a 300 mg/24 horas acompañado de hinchazón de manos, cara u ojos.

En la segunda etapa conocida como eclampsia la madre presenta presión arterial  $\geq 160/110$  mm Hg, con proteinuria positiva  $>5g/24$  horas acompañados de dolores de cabeza, alteraciones de función renal, neurológicas y visuales, y en algunos casos la madre puede sufrir crisis epilépticas.

La tercera etapa cuando la enfermedad es crítica se la conoce con el nombre de síndrome de Hellp, en la cual la madre puede llegar al coma, se define también como grave complicación caracterizada por la presencia de hemólisis, disfunción hepática y trombocitopenia en una progresión evolutiva de los cuadros severos de hipertensión en el embarazo. [21]

Sabiendo lo que es la preeclampsia se debe tener en cuenta los principales factores que ponen en evidencia a éste trastorno en su etapa inicial, como son la hipertensión (presión arterial elevada) y la proteinuria.

Gracias al avance de la tecnología, la preeclampsia también puede ser identificada a partir de factores angiogénicos y antiangiogénicos, los cuales en su mayoría se presentan en la placenta, en la Fig. 2.4 se muestran los factores que interviene en la preeclampsia y la etapa de gestación en la que se pueden hacer evidentes

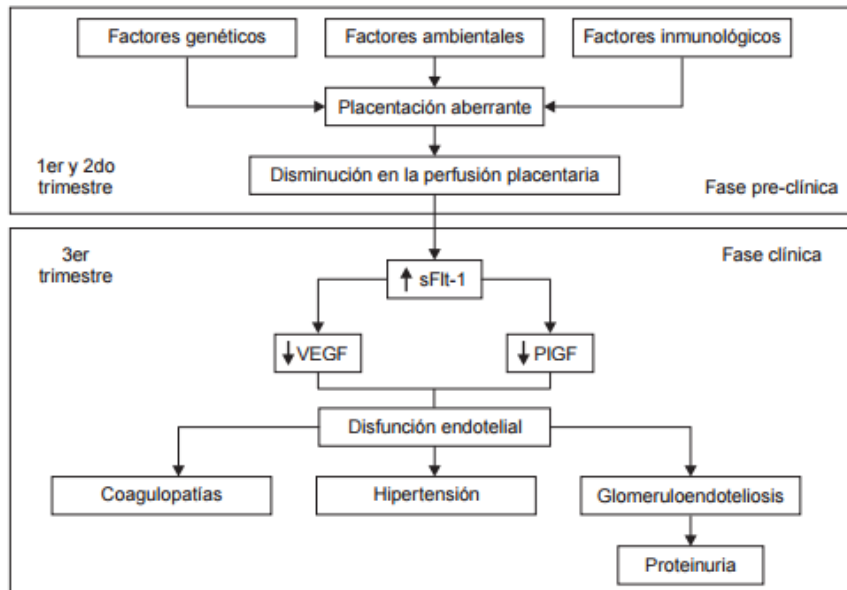


Fig. 2.4 Propuesta fisiopatológica de la preeclampsia [21]

## Métodos para la detección de preeclampsia

### a. Chequeo perinatal (mensual)

A nivel nacional, el Ministerio de Salud Pública (MSP) pone a disposición sus centros asistenciales de salud, a los cuales las futuras madres pueden acudir a los chequeos prenatales mes a mes para la detección de anomalías en la gestación y su posterior tratamiento si el caso así lo amerita. En el caso de la preeclampsia, los profesionales pueden detectar éste trastorno a partir de la detección de proteínas en la orina fuera del nivel normal ( $\geq 300$  mg en 24 horas) y una tensión arterial elevada en las gestantes ( $\geq 140/90$  mm Hg), debido a que dichos exámenes son parte de la rutina mensual aplicada durante el tiempo de gestación. Se puede decir que este método es el más utilizado para la detección de la preeclampsia a partir de las 20 semanas de gestación. Como se sabe, los principales marcadores de la preeclampsia son la proteinuria y la hipertensión, por lo que es indispensable citar dichas variables.

### Hipertensión – presión arterial elevada en el embarazo

Antes de hablar de la hipertensión es necesario conocer qué es la presión arterial. La presión arterial es la presión que ejerce la sangre contra las paredes de cualquier vaso sanguíneo. Presión de la sangre contra las paredes de las arterias que depende de la



energía de la acción cardiaca, la elasticidad de las paredes arteriales y el volumen y la viscosidad de la sangre. La presión arterial sistólica o máxima se alcanza cerca del final del impulso de salida del ventrículo izquierdo del corazón. La presión arterial diastólica o mínima aparece más tarde en la diástole ventricular. La presión arterial media se define como el promedio de los niveles de presión arterial, mientras que la presión arterial básica es la que alcanza durante el reposo o en condiciones basales. [22]

La hipertensión es una de las principales complicaciones médicas en el embarazo. Un análisis sistemático de la OMS sobre las causas de muerte materna ha mostrado que los trastornos hipertensivos constituyen una de las principales causas de muerte materna en los países en vías de desarrollo, especialmente en África, América Latina y El Caribe.

Los trastornos hipertensivos gestacionales son multisistémicos y de causa desconocida; se caracterizan por una atribuible placentación anómala, con hipoxia/isquemia placentaria, disfunción del endotelio materno, probablemente favorecida por una predisposición inmunogenética, con una inapropiada o exagerada respuesta inflamatoria sistémica. La enfermedad cae fisiológicamente en el segundo trimestre de gestación y se caracteriza por la disfunción endotelial de todo el sistema materno y del lecho placentario, debido a una pérdida del balance entre los factores que promueven la angiogénesis normal como el factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF) y factor de crecimiento placentario (PIGF) y los factores antiangiogénicos como la endoglina soluble (sEng,) y la tirosinquinasa tipo fms 1 soluble (sFlt-1), a favor de los factores antiangiogénicos.

Estos factores están presentes en exceso en la circulación de pacientes varias semanas antes de la aparición de las primeras manifestaciones clínicas con evidencia de alteraciones metabólicas e inmunogenéticas. [23]

Durante el embarazo el nivel promedio de tensión arterial es de 120/80 mmHg. Se puede considerar como hipertensión, cuando hay un incremento de 30 mmHg de tensión arterial sistólica y/o 15 mmHg de la tensión arterial diastólica aun cuando los valores absolutos estén por debajo de 140/90 mmHg en dos o más tomas separadas

por 6h, esto se da por una disminución de la resistencia periférica total producto de la vasodilatación provocada por factores como: [24]:

- Desviación arteriovenosa de la circulación materna impuesta por la placenta.
- Mayor producción de prostaglandinas por las células endoteliales.
- Disminución de la respuesta presora a la angiotensina II.
- Elevación de los niveles de estrógenos y progesterona.

La hipertensión se puede clasificar de acuerdo a la edad gestacional como se muestra en la Tabla 2.1:

Tabla 2.1 Clasificación de la hipertensión [24]

<b>Presentación antes de las 20 semanas</b>	<b>Presentación después de las 20 semanas</b>
Hipertensión arterial crónica	Hipertensión gestacional
Hipertensión arterial crónica con preeclampsia sobreañadida	Preeclampsia
	Eclampsia

El punto clave para determinar el tipo de trastorno hipertensivo gestacional radica en la determinación de proteínas en orina (proteinuria).

Para la toma correcta de la Presión Arterial (PA) se deben tomar en cuenta las siguientes consideraciones: [23]:

- La gestante debe estar sentada, con los pies apoyados y el brazo a la altura del corazón, la manga del tensiómetro debe estar ubicado a 2cm por encima del doblez del codo.
- El diafragma del estetoscopio se debe colocar en el borde más bajo, entre el brazo y el tensiómetro.
- El estetoscopio se debe inflar hasta aproximadamente 180 mmHg mediante el uso de la pera, posteriormente se abrirá la válvula de la pera para que el tensiómetro se desinfe de forma lenta, a razón de 2 mmHg por segundo.
- A medida que la presión baja, utilizando el estetoscopio se registra el sonido de la primera pulsación, este valor corresponderá a la presión sistólica, a medida que el

aire continua saliendo los sonidos desaparecen, se debe registrar el sonido de la última pulsación que se escuche, éste valor corresponderá a la presión diastólica.

- En la primera toma, la PA se debe tomar en los dos brazos, si la PA de los dos brazos son parecidas en adelante se tomará la PA en el brazo dominante, si por el contrario la diferencia de las PA de los dos brazos es considerable, se debe hacer un estudio para determinar la posible causa.

Con respecto a los instrumentos automáticos, es recomendable utilizar aquellos que cuenten con certificaciones de entidades reguladoras de la salud (FDA, CE, BHS. etc), debido a que los dispositivos no certificados pueden dar lecturas erróneas.

### **Proteinuria**

La orina normal posee escasa cantidad de proteínas, por lo general se excreta menos de 10 mg/dL o 100 mg en 24 hs en condiciones normales, estas proteínas son sobre todo de bajo peso molecular, filtradas a través del glomérulo, los glomérulos son los grupos entrelazados de los capilares en los riñones los cuales actúan como pantallas para filtrar la sangre de esta manera los riñones sanos mantienen las proteínas y eliminan sólo los residuos de la proteína. Dado su bajo peso molecular la albúmina es la principal proteína sérica encontrada en la orina. [25]

Por otro lado, el aumento de proteínas en la orina de las gestantes normalmente se produce por los cambios renales del embarazo, por el estrechamiento de los vasos sanguíneos y por los cambios morfológicos en los riñones y aunque la proteinuria en el embarazo es frecuente, no siempre se produce. Si los niveles de proteinuria son elevados puede ser un indicador de preeclampsia o enfermedad renal y su aparición puede darse posterior al incremento de peso y a iniciarse el aumento de la tensión arterial y se define como la presencia de  $\geq 300$  mg de proteínas en orina de 24 h o de  $\geq 30$  mg/dl en una muestra aleatoria de orina (1+ en tira reactiva). Sin embargo, debido a las discrepancias que existen entre estas 2 técnicas, se recomienda que el diagnóstico se base en la determinación en orina de 24 h. : [24]

La aparición de proteínas en la orina durante el embarazo es frecuente y no necesariamente tiene porqué estar relacionado con ninguna enfermedad. Durante el embarazo, la proteína que más se pierde es la albúmina. [26]

La proteinuria puede ser transitoria, ortostática o persistente, y ésta a su vez puede presentarse en patologías graves o ser benigna. Solo la proteinuria persistente puede representar un elevado riesgo de enfermedad renal.

### **Tiras reactivas**

El uso de las tiras reactivas es el método más utilizado para la detección de proteínas en la orina, en pruebas o chequeos rutinarios. La prueba de proteínas en orina de las tiras reactivas se basa en el principio de error proteico de los indicadores para producir una reacción colorimétrica visible. Este principio se basa en el hecho de que algunos indicadores de pH cambian de color ante la presencia de proteínas aun cuando el pH del medio permanece constante. La metodología de la prueba con las tiras reactivas consiste en sumergir la tira por completo en una muestra de orina por muy poco tiempo, a continuación se elimina el exceso de orina de la tira y se espera el tiempo necesario para que se produzcan las reacciones, los colores que aparecen se comparan con la escala cromática predefinida por el fabricante con una buena fuente de luz. Para definir proteinuria, tomar el punto de corte en la tira reactiva  $\geq 2+$ ; para proteinuria significativa tomar  $\geq 300$  mg/L en orina de 24 horas. [27]

Los posibles colores que la tira reactiva puede tomar en dependencia de la cantidad de proteínas contenida se muestran en la Fig. 2.5

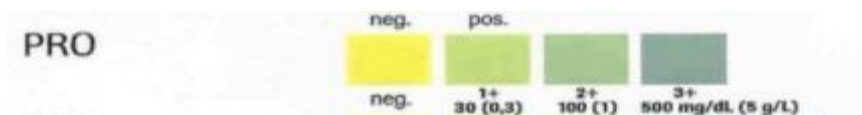


Fig. 2.5 Posibles colores de la tira reactiva [27]

Cabe recalcar que el método de las tiras reactivas para la edición de la proteinuria solo es sensible a la albumina, por lo que si se tiene sospechas de la existencia de otro tipo de proteínas se debe hacer otro tipo de exámenes de laboratorio más avanzados.

### **b. Preeclampsia Test – Cribado de Preeclampsia**

Preeclampsia test permite la detección en sangre materna del nivel de PIGF (Placental Growth Factor, Factor del crecimiento Placentario) y su procesamiento junto con otros parámetros relevantes (PAPP-A, hCG, etc.), a través de un software

específico, con la obtención de un resultado de alto o bajo riesgo para la susceptibilidad a sufrir preeclampsia y se define como cribado de la preeclampsia aplicado durante el primer trimestre del embarazo entre las semanas 11 y 14, que incluye parámetros ecográficos y la detección temprana de sus síntomas, lo que permitirá un seguimiento apropiado tanto de la gestante como del feto. [28]

### **Factor de crecimiento placentario (PIGF)**

Es una proteína angiogénica secretada por la placenta, que se expresa en el tejido trofoblástico que pertenece a la familia de los factores de crecimiento endoteliales (VEGF) siendo la más útil como marcador de preeclampsia. En gestantes con preeclampsia se observan valores disminuidos en sangre tanto en primer como en segundo trimestre. Se estima que el PIGF tiene una sensibilidad cercana al 30% y 50% para predicción de PE precoz y tardía. [29]

En gestaciones normales, el factor proangiogénico PIGF aumenta durante los primeros dos trimestres para reducirse posteriormente a medida que el embarazo alcanza su término mientras que mientras en mujeres que desarrollan preeclampsia los niveles de PIGF están reducidos respecto de los valores de una gestación normal, como se muestra en la Fig. 2.6 [30]

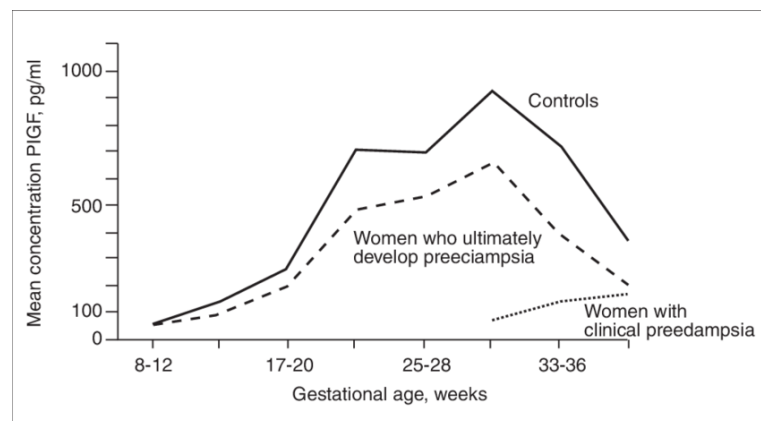


Fig. 2. 6 Valores del Factor de Crecimiento Placentario PIGF en preeclampsia [29]

La combinación de los niveles de PIGF junto con los valores de presión arterial y parámetros ecográficos permite una tasa de detección de la preeclampsia precoz de alrededor del 78% con una tasa de falsos positivos del 5%.

En la interpretación de resultados se evalúan dos puntos de corte: PIGF < 12 pg/ml (PIGF bajo, prueba positiva) y PIGF ≥ 100 pg/ml (PIGF alto, prueba negativa), en los

14 días posteriores a la visita, y pretérmino en mujeres que acudieron antes de las 35+0 semanas de gestación, en el pronóstico del parto. Los resultados de PIGF < 12 pg/ml (prueba positiva) se consideran altamente anormales y son indicativos de pacientes con una disfunción placentaria grave y un elevado riesgo de parto pretérmino. [31]

### **Proteína A placentaria asociada al embarazo (PAPP-A)**

La proteína A placentaria asociada al embarazo (PAPP-A) es una glicoproteína de gran tamaño con un peso molecular de 200 KDa que pertenece a la superfamilia de las peptidasas dependientes del zinc secretada por la placenta desde el día 21 del embarazo, la cual es aplicada desde hace tiempo en la rutina del control gestacional precoz como marcador de aneuploidías. [32]

La PAPP-A es producida por el trofoblasto y secretada al suero materno donde circula como un complejo heterotetramérico, junto con las dos subunidades de la proforma de la proteína básica más importante del eosinófilo. Además, se ha descrito que juega un papel en el control autocrino y paracrino de la invasión trofoblástica de la decidua y está presente en una amplia variedad de tejidos y órganos reproductores, como en las células de la granulosa y en el líquido folicular ovárico, en la mucosa de la trompa de Falopio, en la mucosa cervical y endometrial, en los testículos y en el líquido seminal; y en los no reproductores, como el riñón y el colon, pero en concentraciones mucho más bajas que en la gestación. El estudio de este marcador presenta beneficios de carácter práctico-económico en el laboratorio, ya que al estar incluido en el test de cribado de 13 cromosopatías en el primer trimestre de gestación, es realizado a todas las gestantes junto a la fracción beta libre de la HCG (Hormona Gonadotrofina Coriónica Humana, hormona producida por el trofoblasto, presente en los primeros días del desarrollo del embrión, utilizada para el diagnóstico de una gestación), cabe recalcar que el gen que codifica para su síntesis se encuentra en el brazo largo del cromosoma 9. [33] [34]

Este marcador bioquímico permite detectar alteraciones de la placentación, en pacientes con preeclampsia los niveles de este marcador están aumentados en el suero materno con respecto a las gestantes que no desarrollan ésta patología. Según estudios realizados se determinó que en los embarazos que desarrollan preeclampsia,

entre las semanas 11 y 14 (primer trimestre) los valores de la PAPP-A muestran una leve disminución en el suero materno, adicionalmente la disminución de este marcador bioquímico se presentó en gestaciones que acaban en aborto o que van a desarrollar hipertensión gestacional o retraso del crecimiento intrauterino (CIR), y también en aquellas diagnosticadas con diabetes mellitus o que desarrollaron diabetes gestacional; posteriormente entre las semanas 22 y 24 (segundo trimestre) éstos valores aumentan de forma leve, y su concentración aumenta permanentemente hasta la fecha del parto, como se muestra en la Fig. 2.7. [32] [34]

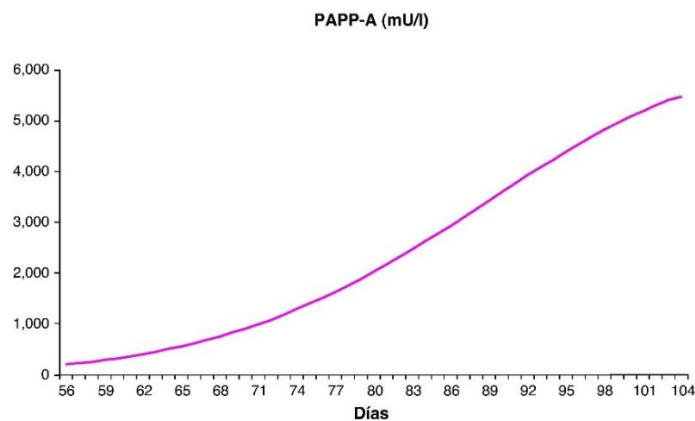


Fig. 2.7 Curva de normalidad de los valores séricos de PAPP-A [32].

Gordon Smith de la Universidad de Cambridge y el Hospital General Universitario Santa Lucía de Cartagena determinaron mediante un estudio de cohortes prospectivo que las mujeres que presentaban valores de PAPP-A por debajo del percentil 5 presentaban un riesgo elevado de padecer Restricción de Crecimiento Intrauterino (CIR) definida como el peso fetal estimado menor de percentil 3, parto pretérmino o prematuridad definida como el parto antes de la semana 37 de gestación, aborto definida como toda pérdida gestacional inferior a 23 semanas de gestación, preeclampsia precoz definida como la aparición de hipertensión acompañada de proteinuria antes de las 34 semanas de gestación, preeclampsia tardía definida como la aparición de hipertensión acompañada de proteinuria posterior a las 34 semanas, hipertensión gestacional definida como la aparición de hipertensión arterial a partir de las 22 semanas de gestación, diabetes gestacional definida como dos o más valores patológicos en el TTOG, desprendimiento prematuro de placenta y muerte fetal definida como toda pérdida gestacional igual o superior a 23 semanas de

gestación. Por lo que llegaron a la conclusión que la concentración de la PAPP-A, como proteína específica del trofoblasto que regula la función de los factores de crecimiento insulinoideos (IGF), es altamente predictiva de posteriores eventos adversos obstétricos. [34] [35]

El inconveniente de la PAPP-A si se lo determina de forma aislada como predictor de preeclampsia es que presenta una sensibilidad bastante baja y una tasa de falsos positivos (TFP) elevada debido a que concentraciones bajas de PAPP-A también se han encontrado en otras patologías como Restricción de Crecimiento Intrauterino (CIR), placenta previa, aborto de repetición, preeclampsia, etc. También se han observado concentraciones muy bajas de PAPP-A en mujeres no embarazadas y concentraciones elevadas en personas con síndrome coronario agudo, aterosclerosis o en pacientes con enfermedad renal terminal que están siendo tratados con hemodiálisis, por lo que no se considera a la PAPP-A como un fuerte marcador predictivo de preeclampsia, puesto que según varios estudios realizados éste no alcanza una sensibilidad de más allá del 8-21 %. Por otro lado, si se lo combina con el DAUt en primero y segundo trimestre puede llegar a alcanzar una sensibilidad de 70%. [33] [36]

### **Forma soluble de la tirosina quinasa (sFlt-1)**

Diversos estudios aplicados desde 1995 han demostrado que el sFlt-1 se encuentra elevado en el suero y la placenta de las mujeres con preeclampsia.

El sFlt-1 es una proteína antiangiogénica secretada por la placenta que se adhiere al dominio del receptor del VEGF (Factor de Crecimiento Vascular) y del PlGF, lo que impide su interacción con los receptores de membrana de las células endoteliales, por lo tanto induce la disfunción endotelial. Se han asociado niveles elevados de sFlt-1 con disminución de las concentraciones sanguíneas de VEGF y PlGF durante la preeclampsia clínica e inclusive antes de su presentación. Varios estudios realizados sugieren que el exceso de sFlt-1 puede tener un papel fundamental en la fisiopatología de la preeclampsia. La concentración de sFlt-1 disminuye rápidamente después del parto, lo que apoya el concepto del origen placentario de la preeclampsia. [32]



Cabe recalcar que el gen que codifica el sFlt-1 se encuentra localizado en el cromosoma 13, razón por la cual se mantiene la hipótesis de que en fetos propensos a padecer el síndrome de Patau, (trisomía del cromosoma 13), se deberían sintetizar mayores concentraciones de sFlt-1 que en sus equivalentes disómicos, debido a que en las gestantes portadoras de fetos con trisomía 13 la incidencia de preeclampsia es mayor con respecto a madres portadoras de otras trisomías. [33]

A partir de varios estudios se ha determinado que los valores de sFlt-1 correlacionan positivamente con la edad gestacional, pues durante los dos primeros trimestres ésta proteína permanece estable, aumentando progresivamente a partir del tercer trimestre, por lo que se concluye que el sFlt-1 no es un buen predictor de preeclampsia en el primer trimestre si se lo evalúa de manera aislada.

### **c. Test sFlt-1 / PIGF**

Los niveles aumentados de sFlt-1 y niveles reducidos de PIGF predicen el desarrollo subsecuente de preeclampsia.

El ratio sFlt1/PIGF permite la predicción de la preeclampsia en la primera mitad del embarazo e incluso hasta 5 semanas antes de la aparición de los signos y los síntomas clínicos, de esta manera las gestantes a las cuales se les ha identificado como preeclampticas entre las semanas 11 y 14 de gestación se pueden beneficiar de medidas profilácticas como el ASS (ácido acetilsalicílico- aspirina) en bajas dosis. Por otro lado, cuando éste trastorno se identifica entre las semanas 20-24 de gestación, se puede realizar un seguimiento intensivo durante el resto del periodo de gestación. Sin embargo el momento óptimo para la aplicación del ratio sFlt-1 / PIGF es entre las 24-26 semanas de gestación, dado que es en este intervalo cuando las diferencias en cuanto al valor del ratio entre mujeres con resultados normales y aquellas destinadas a desarrollar preeclampsia temprana por lo general, ya son significativas. Se ha observado que los valores de sFlt-1/PIGF de las mujeres que han presentado preeclampsia se normalizan tras el parto. [37]

La aplicación del ratio sFlt1/PIGF en su gran mayoría ha sido llevado a cabo utilizando el test Elecsys®, con el cual se ha determinado que el ratio puede llegar a tener una sensibilidad de 62 - 94 %, una tasa de 99.4 % para preeclampsia precoz y 89.5- 95.4 % para preeclampsia tardía, con una tasa de Verdaderos Positivos (VP)

del 82-88.5 % y una de falsos positivos (FP) de 5%. A pesar de dichas estadísticas, éste ratio no ha sido evaluado como test de cribado y no sustituye a las técnicas de monitorización para las pacientes de alto riesgo sino que se usa como una herramienta complementaria. [35] [37]

Adicionalmente se puede decir que el ratio sFlt1/PlGF es un mejor predictor de la PE que cualquier marcador angiogénico aislado, y al combinarlo con el DAUt su sensibilidad aumenta. [38]

Al aplicar el ratio sFlt-1/PlGF se puede considerar tres grupos de gestantes de acuerdo con los valores de corte: [37]:

- Ratio sFlt-1/PlGF < 38: descarta la aparición de PE en la siguiente semana, independientemente de la edad gestacional.
- Ratio sFlt-1/PlGF >85 (PE temprana) o >110 (PE tardía): Ratios muy elevados se asocian estrechamente con la necesidad de finalizar el embarazo en menos de 48h para preservar la vida de la madre. En el caso de gestaciones < 34 semanas, deberá iniciarse inmediatamente la maduración pulmonar con corticoides. Las medidas repetidas pueden ayudar a distinguir si la paciente tiene un riesgo moderado, alto o muy alto de desarrollar una complicación en función de la dinámica del aumento.
- Ratio sFlt-1 / PlGF entre 38-85 (PE temprana) o entre 38-110 (PE tardía): aporta información sobre qué mujeres son las que tienen un riesgo moderado-alto de desarrollar preeclampsia en las próximas 4 semanas.

En la PE, el valor del ratio sFlt-1/PlGF es significativamente más alto que en otros desordenes hipertensivos del embarazo. [38]

## **Dispositivos electrónicos para la detección de la preeclampsia**

### **a. Ensayo Elecsys®**

Es un inmuno-ensayo de mesa de tercera generación, automatizado y aprobado para la medición de los valores del sFlt-1 y el PlGF, para la evaluación del ratio sFlt-1/PlGF, un cociente sFlt-1/PlGF elevado indica la presencia de preeclampsia.

Efectúa determinaciones cualitativas y cuantitativas de una gran variedad de test utilizando el principio electroquimioluminiscencia. [39]

El Elecsys mide las concentraciones del sFlt-1 y del PIGF en la sangre materna, en función del resultado que éste ensayo entregue, los médicos pueden descartar o predecir de forma fiable y a corto plazo la aparición de preeclampsia en las siguientes semanas de la gestante. De esta manera se evitan hospitalizaciones innecesarias de mujeres que no padecerán preeclampsia, para enfocarse directamente en las mujeres que a corto plazo si lo padecerán, con lo que se consigue reducir potencialmente la morbilidad y mortalidad materno-fetal. [40]

En el estudio PROGNOSIS bastó con un único punto de corte del ratio sFlt-1/PIGF (96%) y predecir PE ( $\geq 38$ ) en las próximas 4 semanas (VPP >25%). [37]

#### **b. Doppler de Arterias Uterinas (DAUt)**

El Doppler de Arterias Uterinas (DAUt) a nivel materno es una técnica no invasiva descrita en 1983, utilizada para la detección de las complicaciones del proceso de placentación, como la Preeclampsia (PE), Restricción del Crecimiento Intrauterino (RCIU), Restricción de Crecimiento Fetal (RCF) y otros resultados perinatales adversos [41]. Resultados de meta-análisis demuestran que se puede lograr una disminución significativa en la mortalidad materna y perinatal utilizando la ecografía Doppler, en comparación con el uso rutinario de la cardiocografía fetal y la biometría por ultrasonido. El principio fisiopatológico de su uso se basa en la representación flujométrica en las arterias uterinas de una resistencia aumentada, dada por una invasión trofoblástica defectuosa y el fallo en la conversión de las arteriolas uterinas de alta resistencia a canales venosos de baja resistencia. Este método también es muy útil para controlar los embarazos en los que la madre presenta hipertensión, diabetes, problemas en la placenta o el cordón umbilical, sufrimiento fetal, o malformaciones cardíacas del bebé. [42]

La arteria uterina es un ente dinámico en el desarrollo del embarazo. Al inicio de la gestación éste vaso arterial presenta un patrón de alta resistencia y bajo flujo. A partir de la semana 8 y 9 de gestación se producen olas de invasión trofoblásticas que generan cambios en la vasculatura placentaria, lo que va generando progresivamente una pérdida de la capa muscular vascular de las arterias espirales llevando a un

cambio profundo en los patrones de flujo de la arteria uterina, convirtiéndola en un vaso de baja resistencia, altos volúmenes diastólicos (aumento de hasta 10 veces sobre el flujo basal) y además con pérdida de la incisura, por lo que la forma de onda de velocidad de flujo de las arterias uterinas varía de acuerdo a la edad gestacional. [42]

La técnica puede ser aplicada por vía Transvaginal (TV) o abdominal. En el primer trimestre, entre las semanas 11 y 14 de gestación es más común su aplicación por vía abdominal, mientras que en el segundo periodo, entre las semanas 20 y 24 suele utilizarse la vía transvaginal aprovechando el tamizaje para parto prematuro.

El DAUt es una ecografía que permite evaluar el flujo sanguíneo en las arterias uterinas y es totalmente indolora tanto para la madre como para el feto. [43]

Cuando la técnica es aplicada por vía Transvaginal se debe colocar el transductor paramedialmente al cérvix uterino a nivel del orificio cervical interno como se muestra en la fig. 2.8. Desplazamientos hacia abajo pueden identificar erróneamente una rama cervical o hacia arriba una arteria arcuata. [44]

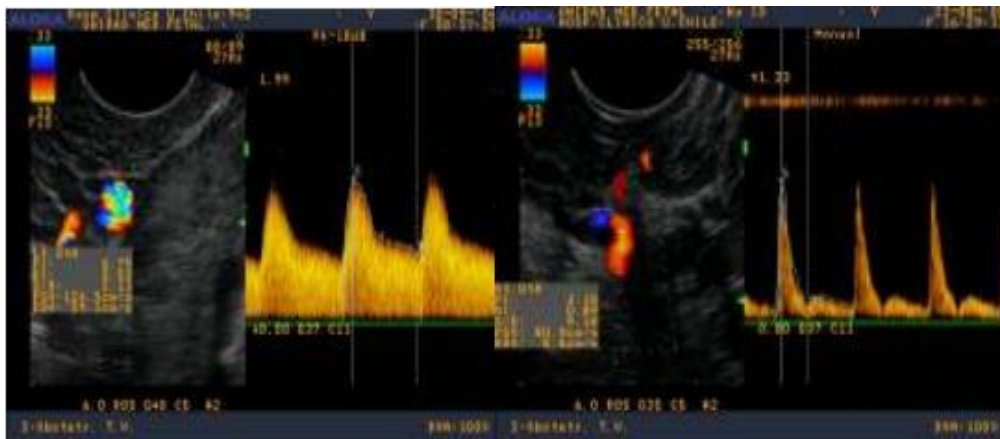


Fig. 2.8 Doppler vía Transvaginal [44]

Si se aplica el DAUt por vía abdominal, éste se realiza a nivel del “cruce aparente” entre la arteria uterina e ilíaca externa, colocando el transductor longitudinalmente en la fosa ilíaca de forma paralela a la cresta ilíaca y pared uterina, identificando los vasos ilíacos. Con un movimiento sutil en sentido medial se identifica la arteria uterina en una falsa imagen de cruce con la arteria ilíaca externa (figura 2.9). La arteria uterina debe estudiarse 1-2 cm distal a este punto. [43] [44]

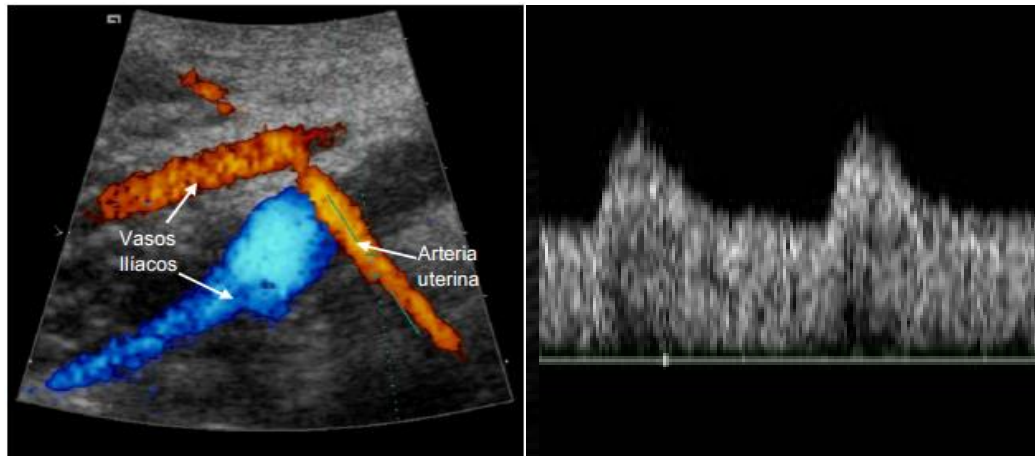


Fig. 2.9 Doppler vía abdominal [43]

Para la medición se deben tener en cuenta los siguientes aspectos técnicos: [44]:

- Se debe identificar el vaso con Doppler color y utilizar escalas de velocidad altas de entre 30 y 50 cm/s, para la identificación selectiva del vaso.
- El ángulo de insonación para las mediciones debe ser inferior a 45°, lo más cercano a 0°. Esto garantiza mejores condiciones para evaluar velocidades y formas de ondas. Pueden ocurrir pequeñas desviaciones en el ángulo: un ángulo de insonación de 10° corresponde a un error de velocidad del 2%, mientras que un ángulo de 20° corresponde a un error del 6%.
- Deben obtenerse tres o más OVF de similares características para la medición, con una ampliación adecuada, ocupando al menos tres cuartas partes de la pantalla.
- El tamaño de la muestra del Doppler debe ser equivalente al diámetro de la arteria y debe colocarse en el centro del vaso.
- Los registros deben ser obtenidos durante la ausencia de movimientos respiratorios y corporales fetales y, si es necesario, durante la retención temporal de aire por parte de la madre.
- El filtro de la pared del vaso, llamado también “rechazo de velocidad baja”, “filtro de movimiento de la pared”, “filtro de pared” o “filtro de paso alto”, es utilizado para eliminar el ruido del movimiento de las paredes del vaso. Por convención, debe utilizarse en el nivel más bajo posible ( $\leq 50\text{-}60\text{ Hz}$ ) con el fin de eliminar el ruido de la baja frecuencia de los vasos periféricos. Cuando

se usa un filtro alto, se puede crear un efecto de ausencia de flujo de fin de diástole.

### **2.2.3 MEDIDA DE LA PRESIÓN ARTERIAL**

En el ámbito de la medicina, la medida de la presión arterial se considera como un buen indicador del estado del sistema cardiovascular, debido a que es una variable fisiológica que puede ser medida con facilidad. [45]

Existen dos formas fundamentales de realizar la medición de la presión sanguínea: Mediante los métodos intermitentes, que brindan presiones puntuales como la sistólica (PS), diastólica (PD), y media (PM), calculadas en un periodo de tiempo que cubre más de un latido del corazón. Entre estos métodos se encuentran el Auscultorio, Oscilométrico, Palpatorio, Ultrasonico, entre otros. Y mediante los Métodos continuos, que devuelven presiones puntuales latido a latido o la forma de onda continua de la presión arterial o ambos. Entre estos métodos se encuentra el Invasivo, de Tonometría Arterial, de Velocidad de Onda de Pulso, entre otros.

La presión arterial se puede medir de forma invasiva (directa) y no invasiva (indirecta). Aunque los métodos invasivos son potencialmente más exactos no son ampliamente utilizados debido a su complejidad de aplicación, siendo los métodos no invasivos los más utilizados en pruebas clínicas de rutina. El método invasivo requiere de la perforación del vaso sanguíneo para introducir el sensor, por lo que su empleo se limita a los casos estrictamente necesarios, como el caso de los pacientes neonatológicos o adultos que han sufrido un shock. [46]

#### **Método oscilométrico**

El método oscilométrico es uno de los métodos no invasivos más utilizados en la actualidad, el cual requiere del empleo de un esfigmomanómetro (constituido por un brazalete inflable de presión y un manómetro de mercurio) y un estetoscopio (es un transformador de impedancias acústicas). Éste método basa su funcionamiento en el monitoreo de las oscilaciones de la señal de presión por medio del filtrado en el brazalete inflable colocado alrededor del brazo, a partir de las cuales se obtienen los valores de la presión sistólica, diastólica y media. Mientras el brazalete se desinfla

progresivamente desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida, y estas vibraciones son captadas por el transductor que monitorea la presión en el brazalete. A medida que la presión en el brazalete disminuye, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima y posteriormente disminuyen hasta que el brazalete se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad, dicho efecto se puede visualizar en la Fig. 2.10. [45]

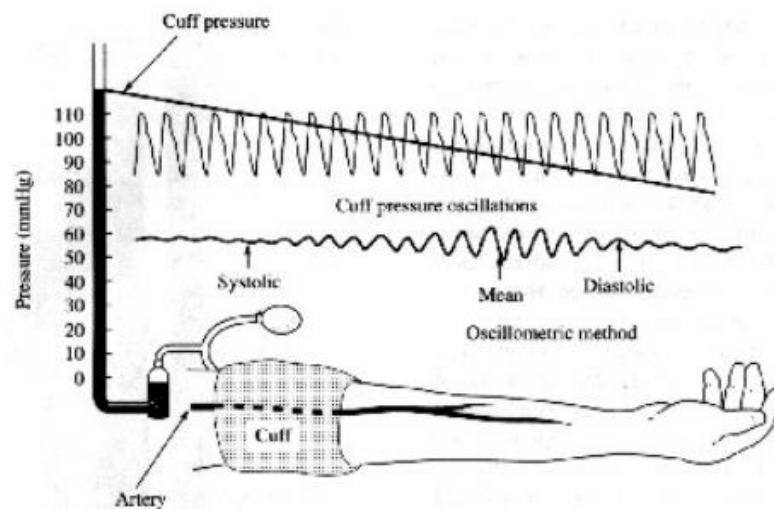


Fig. 2.10 Método oscilométrico [45]

Hace varios años se normalizó, que la presión sistólica está determinada por herencia de amplitud antes de la presión media, y la diastólica es igual a la presión el punto por encima de la presión media, es decir que la presión sistólica es igual a la presión del brazalete entre las dos oscilaciones sucesivas de mayor dif del brazalete entre las dos oscilaciones sucesivas de mayor diferencia de amplitud después de la presión media. La presión en la cual la envolvente alcanza su máxima altura se considera la presión media (Fig. 2.11).

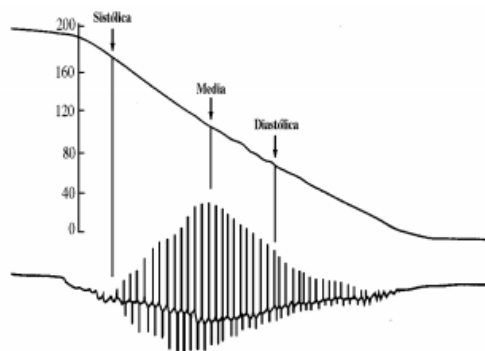


Fig. 2.11 Curva de presión oscilatoria [47]

## 2.2.4 HARDWARE Y SOFTWARE LIBRE

**Software libre:** Conjunto de software que, por decisión manifiesta de su autor, puede ser copiado, estudiado, modificado y utilizado libremente con cualquier fin, así como redistribuido con o sin cambios o mejoras sin restricciones de licencia. [48]

**Hardware libre:** hardware cuyas especificaciones y diagramas esquemáticos son de acceso público, ya sea bajo algún tipo de pago o de forma gratuita. El término hardware se usa principalmente para describir el uso de OpenSource con el hardware y a liberar información con respecto al hardware. [49]

- **Arduino**

Arduino es una plataforma de electrónica de código abierto, tanto en hardware como en software, con la finalidad de facilitar el trabajo a diseñadores o aficionados en la creación de objetos o entornos interactivos. Una de sus principales ventajas es que tanto el hardware como el software han sido diseñados de la mano, por lo que no se tendrá problemas de compatibilidad al momento de su ejecución. [50]

### Hardware Arduino

Esta plataforma cuenta con una amplia familia de placas que comparten el mismo nombre y características, pero con diferentes diseños y encapsulamiento (Fig.2.12). [50] [51]

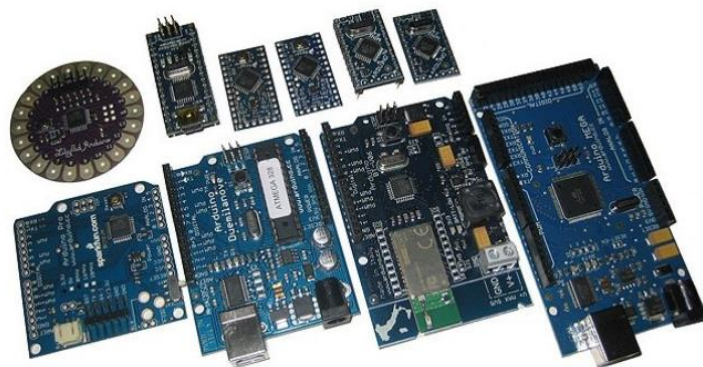


Fig. 2.12. Tarjetas electrónicas Arduino [50]

La placa Arduino consiste de un microcontrolador y una serie de puertos de entrada y salida, analógicos y digitales. Los microcontroladores AVR más usados son el Atmega168, Atmega328, Atmega1280, y Atmega8 pero también están los



microcontroladores CortexM3 de ARM de 32 bits. ARM y AVR son plataformas diferentes, pero gracias al IDE de Arduino los programas se compilan y posteriormente se ejecutan sin cambios en cualquiera de las plataformas. Aunque esto no es tan cierto, ya que pueden existir problemas de compatibilidad de librerías entre plataformas, lo que hay que tener en cuenta a la hora de elegir la placa de Arduino. [50] [51]

Arduino también cuenta con la ventaja de ser extensible, es decir que diseñadores experimentados de circuitos o usuarios relativamente inexpertos pueden hacer su propia versión del módulo, extendiéndolo y mejorándolo. [51]

La diferencia entre ARM y AVR radica en la tensión de alimentación, puesto que generalmente los microcontroladores con CortexM3 se alimentan con 3,3 voltios, mientras que la mayor parte de las placas con AVR utilizan de 5 voltios para su alimentación. [50]

### **Software Arduino**

El microcontrolador de la placa Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino (basado en Wiring) y el entorno de desarrollo Arduino (basado en Processing). El lenguaje de Arduino puede ser expandido mediante librerías C++. Finalmente, el software de Arduino cuenta con un IDE gratuito y descargable para sistemas operativos Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux, aunque la mayoría de los sistemas microcontroladores están limitados a Windows. [50] [51]

- **Módulo WiFi ESP 8266**

Se trata de un chip integrado con conexión WiFi y compatible con el protocolo TCP/IP, también soporta los protocolos UDP/HTTP/FTP. Su objetivo principal es dar acceso a cualquier microcontrolador a una red. Este módulo es capaz de funcionar como “adaptador de red” en sistemas basados en microcontroladores que se comunican con él a través de una interfaz UART. [52]

El módulo ESP8266 cumple con las siguientes características: [53]:

- Tensión de operación: 3.3 V
- Corriente de operación: 80 mA

- Temperatura de operación: -40°C a 125°C
- Protocolos soportados: 802.11 b/g/n
- Wi-Fi Direct (P2p), Soft Access Point
- Stack TCP/IP integrado
- PLL, reguladores y unidades de manejo de energía integrados
- Potencia de salida: +19.5dBm en modo 802.11b
- Sensor de temperatura integrado
- Consumo en modo de baja energía: <10 uA
- Procesador integrado de 32 bits, puede ser utilizado como procesador de aplicaciones

El firmware predeterminado está escrito con comandos AT, con el cual se puede usarlo como un adaptador wifi-serial, usando un microcontrolador externo como un Arduino para controlarlo y comunicarse con la red inalámbrica. Pero si se quiere cargar un programa como a un microcontrolador cualquiera, basta con crear el sketch y cargarlo, esto sobrescribirá el firmware AT predeterminado.

- **Comandos AT**

Los comandos AT son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje de comunicación entre el hombre y un terminal modem. En sus inicios, los comandos AT fueron desarrollados como un interfaz de comunicación con un modem para de esta manera poder configurarlo y darle instrucciones. Los comandos AT se denominan así por la abreviatura de attention.

Estos comandos son usados principalmente en telefonía, por lo que la telefonía móvil GSM ha adoptado los comandos AT como lenguaje estándar para la comunicación con sus terminales. De esta forma, todos los teléfonos móviles GSM poseen un juego de comandos AT específico que sirve de interfaz para configurar y proporcionar instrucciones a los terminales, permitiendo acciones tales como realizar llamadas de datos o de voz, leer y escribir en la agenda de contactos y enviar mensajes SMS, además de muchas otras opciones de configuración del terminal. [54]

En la Tabla 2.2 se muestran algunos de los comandos AT más utilizados para la conexión del módulo WIFI ESP8266.

Tabla 2.2 Comandos AT más utilizados [54] [55]

AT	Comprueba estado del módulo.
AT+CWMODE_DEF=X	Configura modo de operación.
AT+CWMODE?	Indica el modo de operación actual.
AT+CWJAP_DEF="ssid","pass"	Conecta a una red WiFi.
AT+CREG?	Comprueba la conexión a la red.
AT+CIICR	Activamos el perfil de datos inalámbrico
AT+CIFSR	Obtenemos nuestra IP
AT+CIPSTA?	Lee la dirección IP, cliente y/o servidor.
AT+CIPSTA=ip	Asigna una IP al módulo cuando se configura como cliente.
AT+CIPSTART="TCP","Dirección IP","puerto"	Indica el tipo de conexión, dirección IP y puerto al que se realiza la conexión
AT+CWLAP	Proporciona una lista con las redes disponibles al módulo WiFi.
AT+CWQAP	Desconecta el módulo de la red
AT+CIPSEND	Prepara el envío de datos. Devuelve ">" como inductor.
AT+CIPCLOSE	Cerramos la conexión.

### 2.2.5 SERVIDOR XAMPP

XAMPP es una distribución de Apache completamente gratuita y fácil de instalar que consiste principalmente en el sistema de gestión de bases de datos MySQL y contiene MariaDB, PHP y Perl. XAMPP proviene del acrónimo X (indica que tiene

soporte para cualquiera de los sistemas operativos), Apache, MariaDB, PHP, Perl (Fig. 2.13.). [56]



Fig. 2.13 Componentes de un servidor XAMPP [56]

El programa se distribuye con la licencia GNU y actúa como un servidor web libre, capaz de interpretar páginas dinámicas. Ésta distribución está disponible para los sistemas operativos Microsoft Windows, GNU/Linux, Solaris y Mac OS X.

Adicionalmente se puede instalar aplicaciones para el desarrollo web como WordPress, Joomla, Drupal, PrestaShop, ownCloud, Moodle, Magento, Zurmo, y muchas otras más. [57]

XAMPP cuenta con un Panel de Control, fácil de usar que permite activar o desactivar los servicios de Apache, MySQL, FileZilla, Mercury y Tomcat con un solo clic.

### **2.3 PROPUESTA DE SOLUCIÓN**

Un sistema de detección y monitoreo de preeclampsia permite a las mujeres en estado de gestación o a sus médicos obstetras monitorear constantemente el progreso del embarazo y de esta manera detectar éste trastorno en su etapa inicial, para que sea tratado tempranamente y evitar complicaciones.

## **CAPÍTULO III**

### **METODOLOGÍA**

#### **3.1. MODALIDAD DE INVESTIGACIÓN**

El tipo de investigación planteada fue aplicada, y se desarrolló mediante:

Investigación Bibliográfica, debido a que la recopilación de información sobre el tema central fue referenciada y recolectada de repositorios, publicaciones y artículos científicos disponibles en Internet. Adicionalmente la investigación bibliográfica permitió sustentar la investigación con criterios y conocimientos de personas especializadas en temas relacionados sobre el tema, permitiendo establecer conceptos, ampliar conocimientos y profundizar la información para construir un marco teórico fuerte que permitió respaldar el proceso investigativo.

Investigación de campo, por la naturaleza del proyecto permitió la generación de información fiable y confiable para el desarrollo óptimo y sostenible del sistema con un horizonte ético profesional.

#### **3.2. POBLACIÓN Y MUESTRA**

La población involucrada en la presente investigación fueron las mujeres en estado de gestación del área de Recuperación y Preeclampsia del Hospital General Docente Ambato de la Provincia de Tungurahua.

Por lo tanto el tamaño de la muestra fue:

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

En donde:

N: Total de la población

p: proporción esperada

q: constante (1-p)

d: precisión o error muestral deseado

Z<sub>α</sub>: constante que depende del nivel de confianza que se asigne. Los valores más utilizados son los siguientes:

<b>K</b>	1.15	1.28	1.44	1.65	1.96	2	2.58
<b>Nivel de confianza</b>	75%	80%	85%	90%	95%	95.5%	99%

Entonces teniendo en cuenta que según el último censo realizado en el 2010 Tungurahua cuenta con 504.583 de las cuales el 51.49% son mujeres. Se estima que cada año la población tungurahuesa crece en un promedio de 6.335 habitantes. [43]

Por el crecimiento poblacional hasta el año 2016 se tiene un aproximado de 542.593 habitantes, por lo que se tiene un aproximado de 279.381 mujeres.

En el censo del 2010 se registraron 136.409 mujeres en edad reproductiva de entre 15 y 49 años, lo que corresponde a un 52.5 % del total de la población femenina. [58] Tomando en cuenta el crecimiento poblacional, hasta el año 2016 se tendrían 146.703 mujeres en edad fértil, por lo tanto se tendría que:

$$n = \frac{146703 * 1,96^2 * 0.05 * 0.95}{0.05^2 * (146703 - 1) + 1,96^2 * 0.05 * 0.95}$$

$$n = 72,95$$

Es decir que se tienen  $n = 73$  muestras.

Cabe mencionar que la muestra se ha establecido hasta el año 2016 debido a que en ese año se empezaron las investigaciones. Se tomó en cuenta la población general de

la provincia de Tungurahua debido a que todas las mujeres diagnosticadas con preeclampsia en los subcentros de salud de la provincia son remitidas al Hospital General Docente Ambato.

### **3.3. RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN**

La información a procesarse, se obtuvo de fuentes o referencias bibliográficas provenientes de ejemplares de investigaciones previas, ubicados en los repositorios de diferentes universidades locales y extranjeras, tanto como publicaciones, informes y artículos provenientes de revistas de investigación científica así como también los datos recolectados de la muestra en cuestión.

### **3.4. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS**

La información obtenida se organizó metódicamente, de tal forma que contribuyó con el óptimo desarrollo de la investigación de la siguiente manera:

- Revisión de los datos adquiridos mediante la aplicación del sistema electrónico a implementar.
- Interpretación de los datos en función de los objetivos y del marco teórico
- Conclusiones obtenidas de la interpretación de los datos.

### **3.5. DESARROLLO DEL PROYECTO**

Para el desarrollo del proyecto fue necesario ejecutar las siguientes actividades:

- Estudio de pruebas prenatales realizadas a la madre mensualmente.
- Estudio del funcionamiento del sistema cardiovascular para la obtención de la presión arterial.
- Estudio de los métodos utilizados para la detección de proteínas en mujeres embarazadas.
- Estudio de dispositivos electrónicos utilizados para monitoreo de la preeclampsia.
- Diseño del sistema electrónico.

- Implementación del sistema electrónico.
- Diseño e implementación de la interfaz gráfica.
- Pruebas de campo e interpretación de resultados.
- Generación de resultados.



## **CAPÍTULO IV**

### **DESARROLLO DE LA PROPUESTA**

#### **Introducción**

En este capítulo se realizó un estudio de las pruebas realizadas a las mujeres en estado de gestación y los dispositivos electrónicos para la detección de la preeclampsia, y en base a esto se presentó una propuesta de solución. Se hizo un estudio para la selección de los materiales a utilizar en el diseño del dispositivo. Se describe el funcionamiento y la implementación del dispositivo electrónico, y la interfaz para la visualización de los resultados. Se ejecutaron las pruebas de funcionamiento pertinentes del dispositivo implementado.

Se realizó la comparación de los datos obtenidos por el dispositivo electrónico implementado (medidor digital de presión) con un tensiómetro digital certificado de la marca OMRON modelo HEM-7121.

Se muestran los datos obtenidos al realizar las pruebas de campo en el área de recuperación y preeclampsia a cargo de la Lic. Uvina Mullo del Hospital General Docente Ambato (HGDA), y los cálculos estadísticos. Finalmente se realizó una evaluación del costo del dispositivo.

#### 4.1. ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS PRENATALES REALIZADAS A LAS MUJERES EN ESTADO DE GESTACIÓN

La presión arterial se produce debido a la eyección de sangre de los ventrículos siendo máxima en la aorta (120 mmHg por encima de la presión atmosférica) y mínima en las grandes venas (casi la atmosférica). La diferencia de estas presiones hace que la sangre tenga un flujo unidireccional y sea pulsante en las arterias. En base a lo expuesto, para el desarrollo de la propuesta, se realiza una comparación entre los valores de la presión que se ejerce sobre el brazo de la paciente cuando se insufla la manga del medidor y el pico más alto de la señal pulsante. Al cada valor de la señal pulsante está asociado un valor de presión arterial media, por lo tanto, cuando se detecta el pulso más alto, se toma el valor de presión asociado y se calcula los valores de la presión arterial (diástole y sístole).

Antes de detallar el desarrollo e implementación del dispositivo se presenta un análisis de los métodos y dispositivos electrónicos para la detección de la preeclampsia.

En la tabla 4.1 se presenta un análisis de los métodos existentes para la detección de la preeclampsia en mujeres en estado de gestación:

Tabla 4.1 Métodos para la detección de preeclampsia

<b>Métodos</b> <b>Características</b>	<b>Chequeo perinatal mensual</b>	<b>Preeclampsia Test- Cribado de Preeclampsia</b>	<b>Test sFlt-1/PIGF</b>
<b>Variables involucradas</b>	-Presión -Proteinuria	-PIGF -PAPP-A -sFlt-1	-PIGF -sFlt-1
<b>Tiempo de predicción</b>	A partir de las 20 semanas de gestación	Entre las semanas 11 y 14	Primera mitad del embarazo o hasta 5 semanas antes de la aparición de síntomas
<b>Tiempo de aplicación óptimo</b>	Tiempo de gestación	Primer trimestre del embarazo entre las semanas 11 y 14	Entre las semanas 24-26 de gestación

Fuente: Autora

En la tabla 4.2 se muestra un análisis de los dispositivos electrónicos utilizados para la detección de la preeclampsia.

Tabla 4.2. Dispositivos electrónicos para la detección de la preeclampsia

<b>Métodos</b>	<b>Ensayo Elecsys</b>	<b>Doppler de Arterias Uterinas</b>
<b>Características</b>		
<b>Definición</b>	Inmuno-ensayo de mesa de tercera generación para la medición de los valores del sFlt-1 y el PIGF	Técnica no invasiva utilizada para la detección de complicaciones del proceso de placentación (PE, RCIU, RCF, etc)
<b>Variables involucradas</b>	-sFlt-1 -PIGF	Resistencia de las arterias uterinas
<b>Vías de aplicación</b>	----	-Transvaginal -Abdominal
<b>Tiempo de aplicación</b>	-Semanas 11 y 14 de gestación	-Semanas 11 y 14 de gestación

Fuente: Autora

Cabe destacar que el método más utilizado en los Subcentros de Salud del Ministerio de Salud Pública del Ecuador es el chequeo perinatal mensual, debido a que aún no cuentan con mayor tecnología. El resto de métodos enunciados en la tabla 4.1 podrían encontrarse en clínicas particulares que cuenten con tecnología avanzada como la enunciada en la tabla 4.2.

## 4.2 PROPUESTA DE SOLUCIÓN

En base a los estudios realizados en las tablas 4.1 y 4.2 se propuso e implementó un sistema electrónico para la detección y monitoreo de la preeclampsia (figura 4.1), que mide la presión arterial y las proteínas en la orina de las gestantes, con la capacidad de almacenar los valores de las variables medidas en una base de datos y presentarlos en una interfaz gráfica.

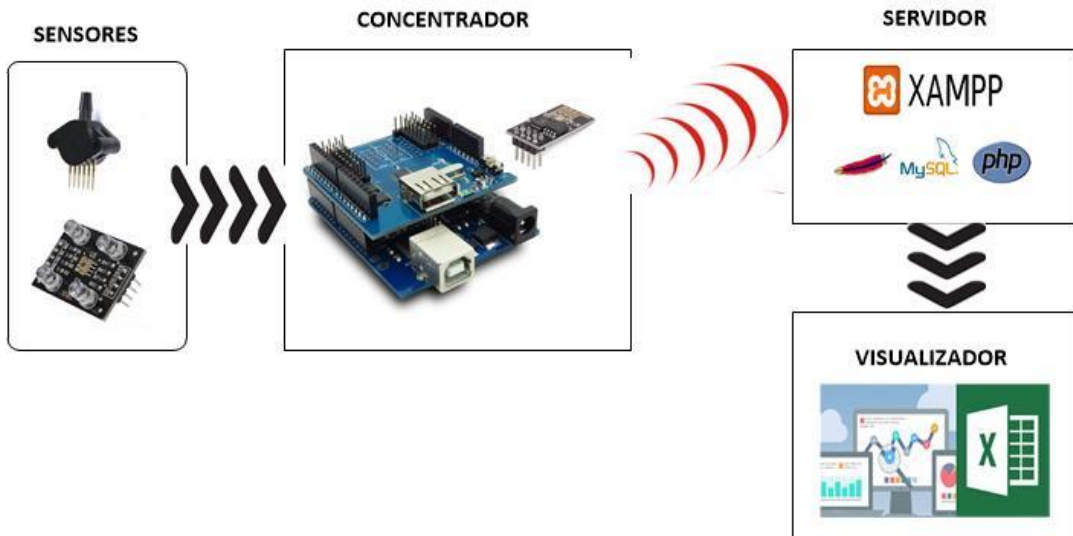


Fig. 4.1 Esquema general de la propuesta  
Fuente: Autora

### 4.3 DISEÑO DEL PROTOTIPO

El desarrollo de la propuesta consta de etapas de: adquisición de datos, selección de estados, alimentación externa, procesamiento de variables, almacenamiento de variables procesadas y visualización de resultados como se muestra en la Fig. 4.2.

A continuación en los siguientes apartados se explican cada una de las etapas ilustradas.

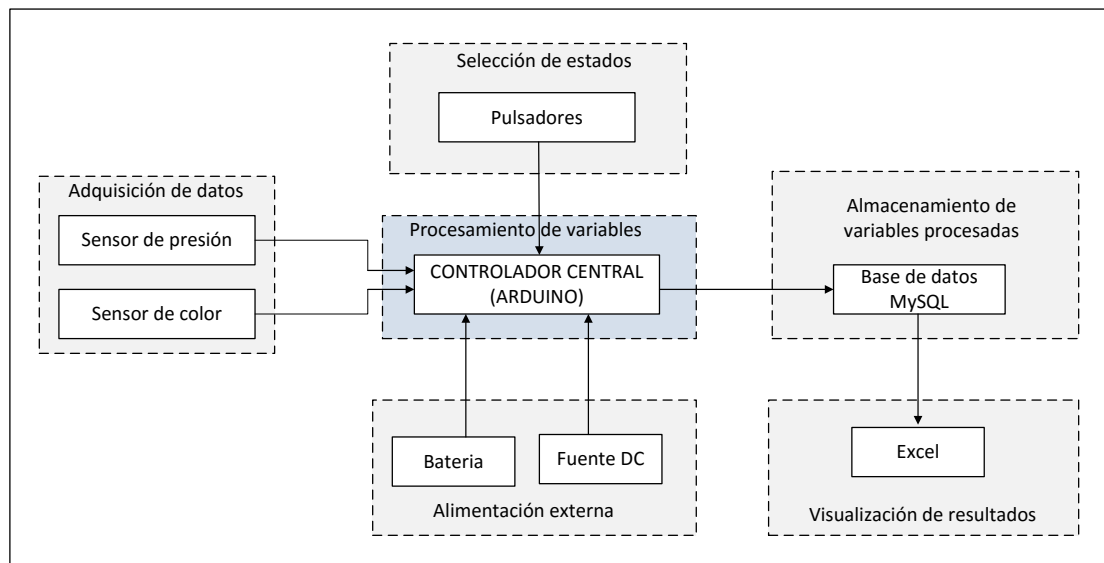


Fig. 4.2 Diagrama de bloques del dispositivo  
Fuente: Autora

### 4.3.1. Selección de estados

Para la selección de estados se colocaron dos pulsadores (normalmente abiertos), en el dispositivo. Con el primer pulsador se mide la presión, y con el segundo pulsador se mide la frecuencia del color predeterminado por el fabricante (figura 2.5) que la tira reactiva indica después de colocarla en la muestra de orina.

Dichos pulsadores cuentan con dos estados lógicos, alto (1) y bajo (0), los cuales obedecen a las funciones especificadas en la siguiente tabla de verdad (Tabla 4.3):

Tabla 4.3 Tabla de verdad de las funciones del dispositivo

<b>A<sub>pres</sub></b>	<b>B<sub>prot</sub></b>	<b>Acción</b>
0	0	Ninguna acción
0	1	Activa lectura de proteínas
1	0	Activa lectura de presión
1	1	Lectura de presión o proteína

Fuente: Autora

Cuando se trata con pulsadores se puede utilizar las resistencias pull-up internas que proporciona Arduino. Por lo tanto los pines de entrada se pueden configurar con el argumento INPUT\_PULLUP. Algo que hay que tener en cuenta para evitar daños a los pines de entrada y en las resistencia pull-up internas es la alimentación (0 a 5V), debido que si se conecta a tensiones más bajas que la masa (tierra) o por encima de la tensión de alimentación (5V o 3.3V), estas pueden sufrir daños alterando sus valores predeterminados en el caso de las resistencias o destruirse en el caso de los pines de entrada. [59]

Cuando el pulsador cambia de estado lógico (figura 4.3) se producen fluctuaciones que pueden ser interpretados por el Arduino como varias pulsaciones (Fig. 4.4). [60]

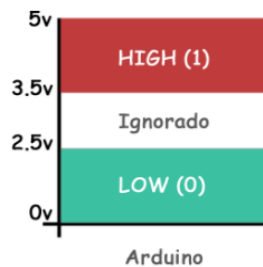


Fig. 4.3 Niveles lógicos de Arduino [59]

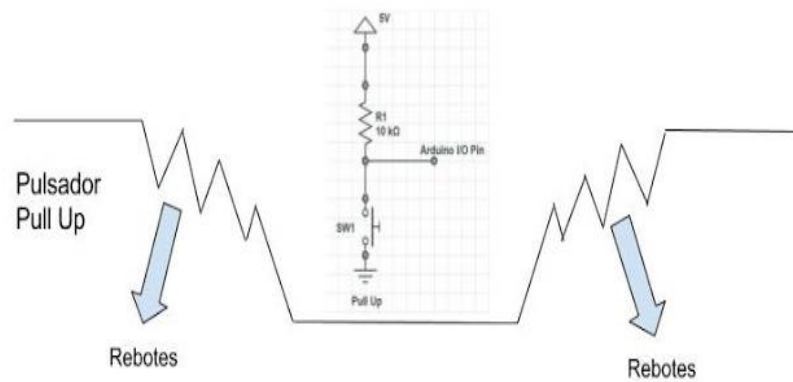


Fig. 4.4 Rebotes producidos al contacto [44]

Para solucionar éste problema se puede colocar una función antirrebotes, que se puede hacer mediante software y hardware. Por hardware bastará con colocar un capacitor cerámico de 10nF en el pulsador, mientras que por software es necesario colocar un condicional en el cual una variable cambie su valor (si  $x \geq 3.5$  V) al detectar un cambio de estado.

### 4.3.2. Adquisición de datos

En la parte de adquisición de datos se encuentran los sensores de presión y de color, que toman el valor de las variables para posteriormente procesarlas en el Arduino.

#### Sensores medidores de presión

Los sensores de presión se caracterizan por su costo relativamente bajo y su amplia aplicación en la rama de la medicina y de la industria. Los principales fabricantes de estos sensores son Motorola, Freescale y Honeywell. Los sensores de presión pueden medir presiones absolutas y diferenciales. Los sensores absolutos poseen en su interior una referencia al vacío y generan una salida de tensión proporcional a la presión absoluta, mientras que los sensores diferenciales miden la diferencia de presión entre los dos lados del diafragma.

Los sensores de presión más conocidos son los de la serie MPX, SX, 24PC/26PC, SCX Y SSC. En la Tabla 4.4 se muestra una comparación de las series mencionadas:

Tabla 4.4 Cuadro comparativo de sensores de presión

CARACTERÍST.	MPX	SX	24PC/ 26PC	SCX	SSC
<b>Rango de presión Mín.</b>	0 a 0.57 psi (MPXV5004)	0 a 1 psi (SX01DN)	0 a 1 psi (24PCAFA6D)	0 a 1 psi (SCX01DN)	0 a 5 psi (SSCDANN001 PGAA3)
<b>Rango de presión Máx.</b>	0 a 145 psi (MPX5999)	0 a 150 psi (SX150DN)	0 a 15 psi (26PCCFA6D)	0 a 150 psi (SCX150DN)	0 a 145 psi (SSCDANN010 BGAA5)
<b>Tensión de alimentación</b>	4. 75–5.25Vcc (en la mayoría)	12 Vcc	2.5 a 12 Vcc	20 Vcc	-3.3 Vcc (3.0 a 3.3 Vcc) -5 Vcc (4.75 a 5.0 Vcc)
<b>Tensión de alimentación típica</b>	5 Vcc	12 Vcc	10Vcc	20 Vcc	-3.3 Vcc -5 Vcc
<b>Tipo de salida</b>	Analógica	Analógica	Analógica	Analógica	Analógica o digital
<b>Temp. de operación</b>	-40 °C a 125 °C	-40 °C a 85 °C	-40 °C a 85 °C	-40 °C a 85 °C	-40 °C a 85 °C
<b>Temp. de almacenamiento</b>	-40 °C a 125 °C	-55 °C a 125 °C	-55 °C a 100 °C	-55 °C a 125 °C	-40 °C a 85 °C
<b>Tiempo de respuesta</b>	1 ms	1 ms	1 ms	100 ms	1 ms
<b>Algunas aplicaciones típicas</b>	Robótica Indicadores de nivel Diagnóstico médico Cambio de presión Barómetros Altimetros Controladores de bomba/motor	Médico Instrumentación Barométrica Medición Controles neumáticos Batería cargada Equipo	Sillas dentales Hemodiálisis Concentradores de oxígeno Equipos de riego Monitoreo de filtros Válvulas de presión Válvulas de control de agua Compresores de aire Alcoholímetro	Equipo medico Periféricos de la computadora Controles neumáticos HVAC (Acondicionamiento de aire)	Monitores de flujo de aire Máquinas de anestesia Instrumentación de flujo de gas Aparatos de diálisis renal Concentradores de oxígeno Máquinas respiratorias Nebulizadores Calibradores de flujo Control VAV (volum. variable de aire)

Fuente: Autora

Por sus características de medición, operación y disponibilidad en el país se ha elegido el sensor de presión MPX5100GP para la obtención de la presión.

Como se muestra en la Fig. 4.5, el MPX5100GP consta de 6 pines:

Pin 1: V<sub>OUT</sub>

Pin 2: GND

Pin 3:  $V_{CC}$

Pin 4:  $V_1$

Pin 5:  $V_2$

Pin 6:  $V_{EX}$



Fig. 4.5 Sensor de presión MPX5100GP  
Fuente: Autora

El MPX5100GP es un sensor de presión de silicio monolítico, transductor piezoresistivo que combina técnicas de micromecanizado, metalización de película fina y procesamiento bipolar para proporcionar una señal de salida analógica precisa y de alto nivel que sea proporcional a la presión aplicada.

El MPX5100 cumple con las siguientes características [61]:

- Error máximo 2.5% de  $0^\circ$  a  $85^\circ\text{C}$
- Ideal para sistemas microprocesadores y microcontroladores
- Rango de medida: Diferencial de 0 a 100 kPa (0 a 14 psi)  
Absoluta de 15 a 115 kPa (2.18 a 16.68 psi)
- Voltaje de alimentación: 5 V
- Corriente de alimentación: 7 mA<sub>dc</sub>
- Voltaje de salida: 0.2 a 4.7 V
- Temperatura de operación:  $-40^\circ$  a  $125^\circ\text{C}$
- Sensibilidad: 45 mV/kPa
- Presión máxima: 400 kPa



Para la adquisición de la presión, también es necesario un brazalete completo de dos vías conjuntamente con una bomba o pera para la insuflación.

En la Fig. 4.6 se presenta el diagrama de bloques correspondiente a la adquisición de la presión arterial

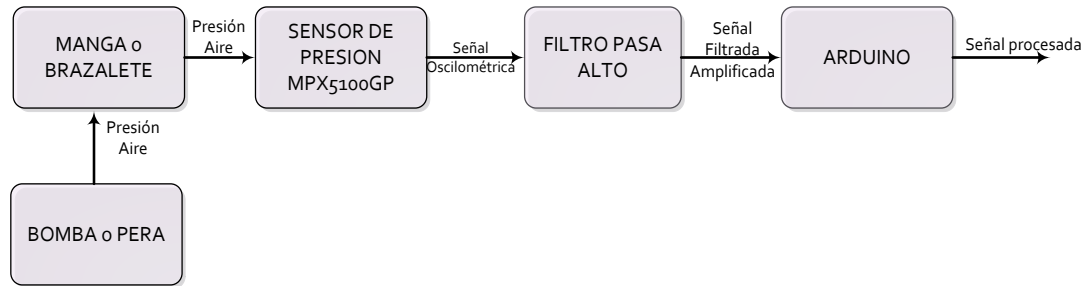


Fig. 4.6 Diagrama de bloques Adquisición Presión arterial  
Fuente: Autora

El proceso de la obtención de la presión empieza con el inflado de la manga, la cual consta de dos vías, por la primera se realiza el inflado de la manga mediante una bomba tipo pera adaptada a una válvula, la cual controla la cantidad de aire que entra o sale para la medición de la presión. Mientras que en la segunda vía de la manga se encuentra conectado un sensor de presión que se encarga de entregar el valor de presión medido a un filtro. Éste es un filtro pasa alto que tiene como fin amplificar la señal oscilométrica. Una vez que la señal ha sido filtrada y amplificada, ésta es enviada al microcontrolador Arduino para ser procesada, digitalizada y posteriormente almacenada en una base de datos.

### **Manga o brazalete completo – pera con válvula**

El brazalete completo consta de un bleris de dos vías integrado en el interior de su correspondiente funda como se muestra en la Fig. 4.7, el cual se colocó en el brazo de la paciente previo a la toma de la presión arterial. Es recomendable colocar el brazalete a la altura del corazón para evitar lecturas erróneas o dicho de otra forma a una distancia de 1 o 2 cm por encima del codo.



Fig. 4.7 Brazaete completo

Fuente: Autora

Al brazaete se le suma una válvula incorporada a una bomba o pera ilustrada en la Fig. 4.8, las cuales conjuntamente van a hacer el trabajo de insuflación. El brazaete se infla manualmente con la ayuda de la bomba de caucho, hasta un valor umbral de entre 180 a 200mmHg, y la válvula controla la salida del aire mediante un ajuste también manual, para poder determinar los valores de la presión, es recomendable que los valores de presión descieran de entre 2 a 4 mmHg/seg. Cabe recalcar que la válvula se acopla a una de las vías mediante un conector.



Fig. 4.8 Manga completa

Fuente: Autora

### **Sensores de color**

Los sensores de color más utilizados y disponibles en el mercado para la conexión directa con Arduino son los sensores de la serie TCS. Entre los sensores de esta serie los más comercializados son el TCS230 y el TCS3200, los cuales cumplen con características muy similares. Para el desarrollo del proyecto se ha elegido el sensor de color TSC3200 (Fig. 4.9).

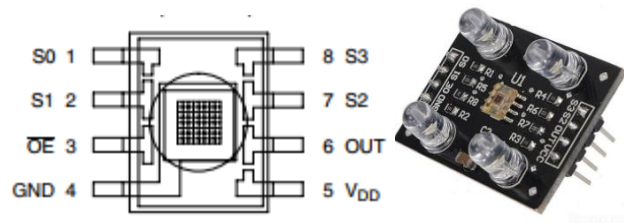


Fig. 4.9 Sensor de color TCS 3200 [62]

El TCS3200 convierte la intensidad de luz medida por una matriz de 64 fotodiodos en frecuencia. La frecuencia a la salida del sensor es proporcional a la cantidad de luminosidad que éste detecte al momento de la medición. La matriz de fotodiodos permite promediar el valor medido para compensar diferencias de color en la superficie muestreada así como disponer de filtros de color que, al ir alternando su estado, sirven para distinguir cada componente. [62]

**Características:**

- Alimentación: 2.7V a 5.5V
- Salida digital TTL
- Escala y filtros programables
- Matriz de 64 fotodiodos: 16 con filtro rojo, 16 con filtro verde, 16 con filtro azul y 16 sin filtrar.
- Función power down
- Tamaño: 28.4x28.4mm
- Temperatura de operación: -40 °C a 85 °C

En la Fig. 4.10 se presenta el diagrama de bloques de la adquisición de la frecuencia, la cual permite la determinación de la proteinuria de las pacientes.

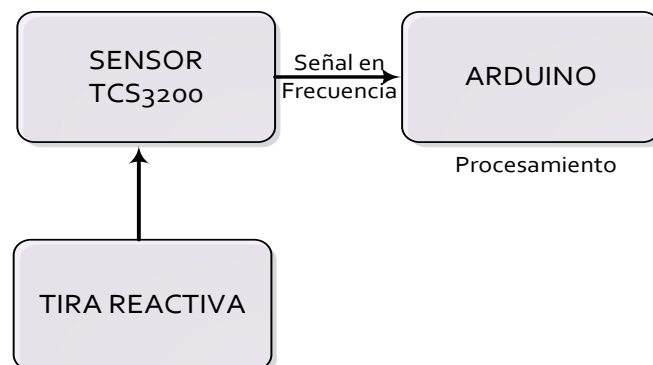


Fig. 4.10 Diagrama de bloques Adquisición Frecuencia  
Fuente: Autora

En el desarrollo del medidor de proteinuria, para la ponderación de la cantidad de proteínas presentes en la orina de la paciente, una vez teniendo la muestra de orina tomada con anterioridad, se sumergió la tira reactiva en dicha muestra por uno o dos segundos, posteriormente se dejó reposar de 30 a 60 segundos, quitando el exceso de orina se procedió a ingresar la tira reactiva en el interior del sensor de color para que éste lo pueda leer y entregar una señal en frecuencia al Arduino, en el cual ésta señal va a ser procesada y acondicionada de acuerdo a los posibles colores predeterminados que puede tomar la tira en dependencia de la cantidad de proteínas, para finalmente ser enviada a una base de datos para su almacenamiento.

Una vez obtenida la lectura del color, la corriente que entrega el sensor es convertida a frecuencia (en un rango de entre 2Hz y 12 kHz por la configuración del sensor) en forma de onda cuadrada con un ciclo de trabajo del 50%

#### **4.3.3. Alimentación externa**

Esta etapa desarrolló un papel importante en el funcionamiento del dispositivo, debido a que se encarga del suministro de energía al hardware implementado.

Debido a que el dispositivo implementado fue diseñado para ser colocado a manera de una shield (sobre montado - acoplado) en el Arduino, se puede utilizar cualquiera de los métodos de alimentación para ésta tarjeta, por USB o por una fuente externa DC.



Fig. 4.11 Placa electrónica sobre montada en Arduino  
Fuente: Autora

Si se utiliza una fuente externa es necesaria la utilización de un convertidor AC/DC. También es posible la alimentación por medio de baterías, las cuales deben proporcionar una tensión de entre 7 V y 12 V al microcontrolador.

Por términos de portabilidad, el dispositivo se alimenta con una batería de 9V que proporciona 500 mAh (figura 4.11).

#### **4.3.4. Procesamiento de variables**

En la etapa de procesamiento se ejecutan dos procesos principales; la obtención-cálculo de presión, y obtención de la frecuencia.

##### **Obtención y cálculo de presión**

###### 1) Obtención de presión

Una vez que se realizó la insuflación del brazalete por la primera vía, en la segunda vía se encuentra conectado un sensor de presión MPX5100GP, el cual se encargó de obtener la presión, esto lo puede hacer debido a que el aire que se le suministra al brazalete también es conducido al sensor por una de las vías incorporadas al mismo.

###### 2) Filtrado y obtención de señal oscilométrica

La señal del sensor de presión que es de tipo analógica, una vez obtenida es enviada a un filtro pasa alto para realizar el proceso de filtrado y amplificación.

Para el filtrado de la señal se implementó un filtro pasa alto ilustrado en la Fig. 4.12 que rechaza la señal de presión mientras se amplifica la señal oscilométrica.

Los valores utilizados para el diseño del filtro son:

$R4= 1M\Omega$  ,  $R6= 1K\Omega$  ,  $R8= 150K\Omega$  ;

$C1= 330\mu F$  ,  $C3= 0.33\mu F$  ,  $C4= 33\mu F$  ;

A0 y A1 son las señales analógicas de presión y oscilométrica respectivamente, las cuales trabajan conjuntamente para la obtención de la presión posterior a su digitalización.

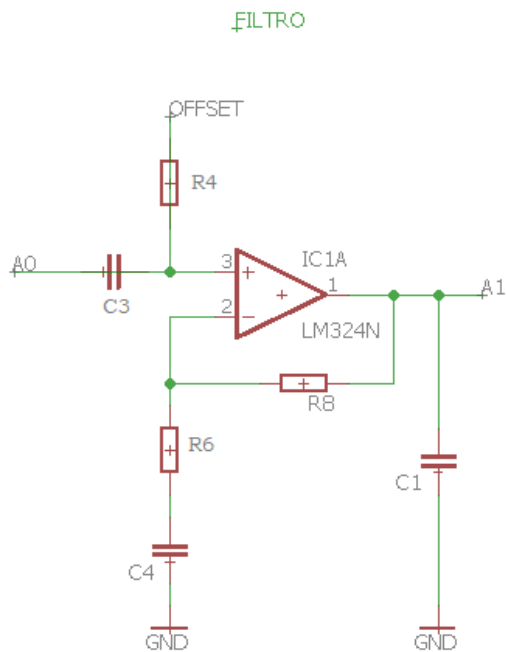


Fig. 4.12 Filtro pasa alto Activo de primer orden RC  
Fuente: Autora

Con los valores especificados se calcula la ganancia (A) con la siguiente ecuación:

$$A = \frac{R_8}{R_4} + 1$$

$$A = \frac{150K \Omega}{1M \Omega} + 1$$

$$A = 1.15$$

Y la frecuencia de corte ( $f_c$ ) es la siguiente:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_4 C_3}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi * 1M * 0.33\mu}$$

$$f_c = \frac{1}{0.66\pi}$$

$$f_c = 0.4825 \text{ Hz}$$

$$f_c = 482.5 \text{ mHz}$$

### 3) Adquisición y acondicionamiento de señal de presión y oscilometría

- Adquirir señales analógicas mediante Arduino con ADC (Conversor Análogo/Digital) resolución de 10bits

La adquisición de la señal analógica en la interfaz de Arduino se ejecutó mediante `analogRead()` que permite leer el valor de un pin analógico especificado. La placa Arduino Mega contiene 16 canales ADC (0 a 15) con resolución de 10 bits. Lo que significa que está en la capacidad de mapear voltajes de entrada de entre 0 y 5 voltios en valores enteros entre 0 y 1023. Lo que produce una resolución entre lecturas de  $5V/1024$  unidades.

El `analogRead()` se tarda 100 microsegundos promedio en la lectura de una entrada analógica, por lo que la velocidad máxima de lectura es de 10000 veces por segundo.

La sintaxis que se utilizó es: **`analogRead(pin)`**, en donde el parámetro *pin* puede variar de 0 a 15 (en Arduino Mega).

- Convertir las señales ADC a voltaje

Para realizar la conversión de las señales ADC a voltaje fue necesario en primera instancia convertir los valores analógicos obtenidos anteriormente en digitales.

Para la conversión análogo-digital como primer punto se definió con que exactitud se dará la conversión, para lo cual se definió una resolución de 10 bits para la salida digital. Este dato permitió determinar el número máximo de combinaciones, dado por:

$2^n$ , en donde  $n$  es el número de bits, entonces

$2^{10} = 1024$  combinaciones

El dispositivo establece una relación entre la entrada y la salida dependiendo de su resolución (Fig. 4.13).



Fig. 4.13 Conversor ADC [48]

La resolución se puede saber, siempre y cuando se conozca el valor máximo de la entrada a convertir y la cantidad máxima de la salida en dígitos binarios y está dada por:

$$\text{Resolución} = \frac{V_{\text{ref}}}{2^n - 1} \quad (4.1)$$

Una vez obtenido el valor convertido a digital ADC, se puede hacer uso de la ecuación 4.2 para la conversión a voltaje:

$$\text{Voltaje} = \frac{\text{Valor}_{\text{ADC}} * \text{Voltaje}_{\text{entrada}}}{\text{Nbits}_{\text{resolución}}} \quad (4.2)$$

4) Procesamiento y obtención de Presión arterial Media, presión sistólica y presión diastólica.

Para la obtención de las presiones enunciadas se deben seguir los siguientes pasos:

a) Obtener el voltaje o el pulso máximo de la señal oscilométrica y el valor en voltaje de la señal de presión equivalente al mismo punto (voltaje correspondiente al valor de presión arterial media).

b) Conversión de voltaje a presión en Kpa (Kilo Pascal)

Valor de Transferencia Nominal:

$$\mathbf{VOUT = V_s (P \times 0.009 + 0.04)} \quad (4.3)$$

$$V_s = 5 \text{ VOLTS}$$

$$VOUT = \text{VOLTAJE obtenido del paso 3}$$

Despejado de la función de transferencia se tiene:

$$\mathbf{P(kpa) = (VOUT - 0.2) / 0.045} \quad (4.4)$$

c) Conversión de Presión en Kpa a mmHg

$$1 \text{ kPa} = 7.500615613026438 \text{ mmHg}$$

$$\mathbf{P(mmHg) = P(Kpa) * 7.500615613026438} \quad (4.5)$$



d) Obtención de presión sistólica y diastólica

$$\text{SIS} = (\text{presMedia} * 0.55) + (\text{presMedia} / 1.3); \quad (4.6)$$

$$\text{DIA} = (\text{presMedia} * 0.85); \quad (4.7)$$

presMedia = presión arterial media obtenida en el punto de pulso máximo

### Obtención de frecuencia

1) Configuración del sensor TCS3200

Para utilizar el microcontrolador a poca velocidad, es posible configurar tres niveles de frecuencia, la normal (máxima) al 100% (60 kHz), una media al 20% (120 kHz) y otra baja al 2% (12 kHz). Los pines S0 y S1 del sensor permiten establecer estos valores de frecuencia. En la Tabla 4.5 se muestran las opciones de configuración:

Tabla 4.5 Opciones Seleccionables [62]

S0	S1	Escala de frecuencia de salida
L	L	Power Down
L	H	2%
H	L	20%
H	H	100%

Para el desarrollo del proyecto, el TCS3200 se configuró a una frecuencia de trabajo del 2%, como se muestra en la figura 4.14 Con esta configuración el sensor entrega valores de frecuencias de hasta 12 kHz.

```
pinMode(PIN_S0, OUTPUT);
digitalWrite(PIN_S0, LOW); // Modo de baja frecuencia (2%) 12 KHz máximo
pinMode(PIN_S1, OUTPUT);
digitalWrite(PIN_S1, HIGH); // Modo de baja frecuencia (2%) 12 KHz máximo |
pinMode(PIN_S2, OUTPUT);
digitalWrite(PIN_S2, HIGH); // Usar los fotodiodos sin filtro de color
pinMode(PIN_S3, OUTPUT);
digitalWrite(PIN_S3, LOW); // Usar los fotodiodos sin filtro de color
pinMode(PIN_OE, OUTPUT);
digitalWrite(PIN_OE, LOW); // Activar el TCS3200 estableciendo un nivel bajo en OE
pinMode(PIN_OUT, INPUT);
```

Fig. 4.14 Configuración del sensor TCS3200 en Arduino

Fuente: Autora

2) Programación del sensor

La programación se realiza en la interfaz de Arduino y se muestra en el apartado de Anexos literal B. En el cual se muestra la configuración y programación de los sensores TCS3200 y MPX5100GP.

#### 4.3.5. Almacenamiento de variables procesadas

Los datos procesados en la etapa de procesamiento son guardados en una base de datos MySQL.

El proceso de almacenamiento empieza con el envío de las variables procesadas a un archivo con extensión txt, el cual guarda los valores recibidos hasta que se produzca un cambio. Esto es posible gracias a un archivo con extensión php, que hace la función de conector entre el Arduino y los archivos txt. Posteriormente dichos datos son solicitados por un formulario (Fig. 4.15), para completar los campos con los datos de la paciente para finalmente enviarlos a la base de datos y almacenarlos (Fig. 4.16).

The image shows a web-based data entry form titled "OBTENCIÓN DE DATOS". The form is structured as a table with six rows, each containing a label and a corresponding input field. The labels are in blue text, and the input fields contain the following values: 121, 78, 0, Chato Guangasi Elvia Rocío, 1312, and 30. Below the table are two buttons: "Actualizar" and "Enviar".

OBTENCIÓN DE DATOS	
TENSIÓN SISTÓLICA	121
TENSIÓN DIASTÓLICA	78
PROTEINAS	0
NOMBRE	Chato Guangasi Elvia Rocío
CÉDULA - H. CLÍNICA	1312
EDAD	30

Actualizar      Enviar

Fig. 4.15 Interfaz para envío de datos – Formulario  
Fuente: Autora

fecha	nombre	edad	historia_clinica	presion_sistolica	presion_diastolica	proteina
2017-12-20 09:40:06.141000	Cosquillo Quinatoa María Victoria	34	40055	96	62	0
2017-12-20 10:30:06.114000	Guincho Tisalema María Isabel	30	40057	110	82	0
2017-12-20 11:12:16.178217	Yanzapanta Yanzapanta María Nelly	38	40124	137	83	0
2017-12-20 11:15:17.311000	Gamboa Pérez María Jaqueline	35	240007	127	75	0
2017-12-20 11:30:13.506000	Condemaita Analuisa Marcia Natividad	21	40118	124	78	0
2017-12-20 12:15:17.217444	Cedeño Saltos Diana Prisila	19	449437	124	80	0
2017-12-20 13:08:12.592225	Camino Nuñez Sliami Beatriz	36	256957	90	62	30
2017-12-21 11:09:14.584092	Guamán Lema María Delia	43	197077	147	92	0
2017-12-26 10:05:52.280600	Ortiz Basantes Consuelo estefania	16	40729	125	72	0
2017-12-26 10:20:17.888000	Vega Tigasi Nancy Ximena	19	40686	115	65	0
2017-12-26 10:34:11.732350	Chimbo Galarza Rosa Angelica	19	40723	106	54	0
2017-12-26 10:48:11.834000	Silva Segarra Verónica Liliana	27	356242	109	70	0
2017-12-26 11:10:46.405880	Vivanco Aguayo Ivonne Lorena	23	40736	102	65	0
2017-12-27 10:44:21.678000	Ruis Ruis Liliana	33	40823	125	80	0
2017-12-27 10:51:08.514000	Montoya Robalino Erika Vanessa	21	40836	135	87	30
2017-12-27 11:00:20.256873	Chizano Saquinga Gladly Cecilia	35	40832	91	58	30
2017-12-29 11:13:26.483000	Castillo Carrera Lorena Elizabeth	27	160756	97	59	0
2017-12-29 11:26:17.319000	Nuñez Calero Ruth Angela	35	41050	100	72	0
2017-12-29 11:30:25.420000	Quishpe Ramirez Marta Yolanda	30	449683	111	71	0

Fig. 4.16 Base de datos MySQL  
Fuente: Autora

En la base de datos, los campos; nombre, edad, historia clínica, presión sistólica, presión diastólica y proteína se almacenan con la fecha y hora de la toma de las variables.

### 4.3.6. Visualización de resultados

Los datos se pueden visualizar en tablas y gráficos estadísticos diseñados en la interfaz dinámica de Excel (Fig. 4.17).

fecha	nombre	edad	historia_clinica	presion_sistolica	presion_diastolica	proteina
20/12/2017 9:40	Cosquillo Quinatoa María Victoria	34	40055	96	62	0
20/12/2017 10:30	Guincho Tisalema María Isabel	30	40057	110	82	0
20/12/2017 11:12	Yanzapanta Yanzapanta María Nelly	38	40124	137	83	0
20/12/2017 11:15	Gamboa Pérez María Jaqueline	35	240007	127	75	0
20/12/2017 11:30	Condemaita Analuisa Marcia Natividad	21	40118	124	78	0
20/12/2017 12:15	Cedeño Saltos Diana Prisila	19	449437	124	80	0
20/12/2017 13:08	Camino Nuñez Sliami Beatriz	36	256957	90	62	30
21/12/2017 11:09	Guamán Lema María Delia	43	197077	147	92	0
26/12/2017 10:05	Ortiz Basantes Consuelo estefania	16	40729	125	72	0
26/12/2017 10:20	Vega Tigasi Nancy Ximena	19	40686	115	65	0
26/12/2017 10:34	Chimbo Galarza Rosa Angelica	19	40723	106	54	0
26/12/2017 10:48	Silva Segarra Verónica Liliana	27	356242	109	70	0
26/12/2017 11:10	Vivanco Aguayo Ivonne Lorena	23	40736	102	65	0
27/12/2017 10:44	Ruis Ruis Liliana	33	40823	125	80	0
27/12/2017 10:51	Montoya Robalino Erika Vanessa	21	40836	135	87	30
27/12/2017 11:00	Chizano Saquinga Gladly Cecilia	35	40832	91	58	30
29/12/2017 11:13	Castillo Carrera Lorena Elizabeth	27	160756	97	59	0
29/12/2017 11:26	Nuñez Calero Ruth Angela	35	41050	100	72	0
29/12/2017 11:30	Quishpe Ramirez Marta Yolanda	30	449683	111	71	0
29/12/2017 12:15	Flores Pimbo Carmen Isabel	37	41089	122	81	0
3/1/2018 10:23	Paredes Jimenez Esthela Maritza	39	265110	110	71	0

Fig. 4.17 Interfaz de visualización – Datos no filtrados  
Fuente: Autora

Ingresando el nombre de la paciente en el campo establecido y con el botón *BUSCAR* se filtran los datos y se ordenan por fecha, como se muestra en la figura 4.18

**VALORES**

INGRESE NOMBRE DE PACIENTE

fecha	nombre	ed	historia_clin	presion_sistol	presion_diastol	prote
4/1/2018 6:17	Ruis Ruis Liliana	33	40823	135	85	0
27/12/2017 10:44	Ruis Ruis Liliana	33	40823	125	80	0

Fig. 4.18 Interfaz de visualización – Datos filtrados  
Fuente: Autora

Con el botón *GENERAR REPORTE*, en otra hoja de cálculo se genera un reporte que muestra los datos de la paciente, su diagnóstico y un gráfico estadístico de las variables (Fig. 4.19).

**REPORTE**

DIAGNÓSTICO

NOMBRE: Ruis Ruis Liliana  
 EDAD: 33  
 HISTORIA CLINICA: 40823

**PACIENTE ESTABLE**

FECHA	P. SISTOLICA	P. DIASTOLICA	PROTEINAS
4/1/2018 6:17	135	85	0
27/12/2017 10:44	125	80	0

**VALORES**

— P. SISTOLICA — P. DIASTOLICA — PROTEINAS

The graph shows three data series over time: Systolic Pressure (blue line) starts at 125 and rises to 135; Diastolic Pressure (orange line) starts at 80 and rises to 85; Proteins (grey line) remains constant at 0.

Fig. 4.19 Reporte de paciente  
Fuente: Autora

El reporte generado cuenta con el botón *Guardad Reporte como PDF*, que permite guardar el reporte con una extensión .pdf en un directorio previamente establecido en la macro que se le ha asignado al botón. El reporte generado se muestra en el apartado de anexos literal E.

La conexión entre MySQL y Excel es posible mediante el Conector ODBC, el cual permite crear conexiones con las tablas existentes en MySQL para posteriormente importarlas y visualizarlas si el usuario así lo desea.

Con la ayuda del conector ODBC los datos que se envían a la base de datos son importados automáticamente a la interfaz de Excel.

#### **4.4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO**

En la Fig. 4.20 se muestra el dispositivo electrónico implementado, en donde se encuentran conectados directamente el sensor de presión MPX5100GP, el módulo de conexión inalámbrica ESP8266 y los pulsadores selectores de estado. Para la visualización y la medición de la proteinuria se han colocado espadines (macho y hembra respectivamente) para su conexión externa.



Fig. 4.20 Dispositivo electrónico implementado  
Fuente: Autora

Por otro lado, la forma en que todos los elementos se interconectan se muestra en diagrama electrónico de la Fig. 4.21, mientras que el PCB del dispositivo se expone en la Fig. 4.22

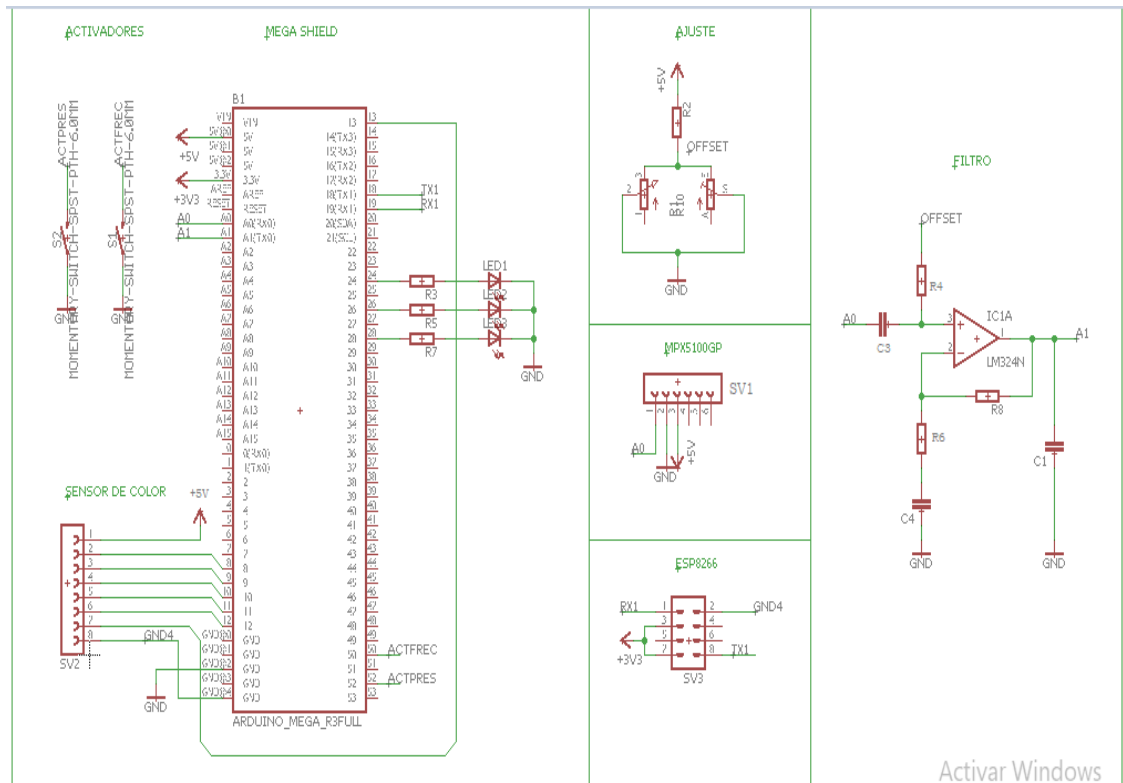


Fig. 4.21. Diagrama electrónico  
Fuente: Autora

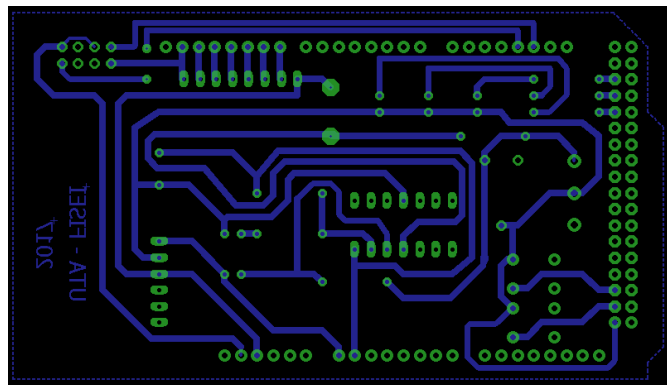


Fig. 4.22 PCB del dispositivo  
Fuente: Autora

Como se ha mencionado, los datos son obtenidos por medio de los sensores MPX 5100GP y TCS3200, el Arduino adquiere dichos valores para su digitalización y acondicionamiento, y finalmente estos datos son enviados a una base de datos para su almacenamiento y visualización. Una vez que los datos han sido enviados para la visualización el dispositivo vuelve a estado de selección, para una nueva medición.

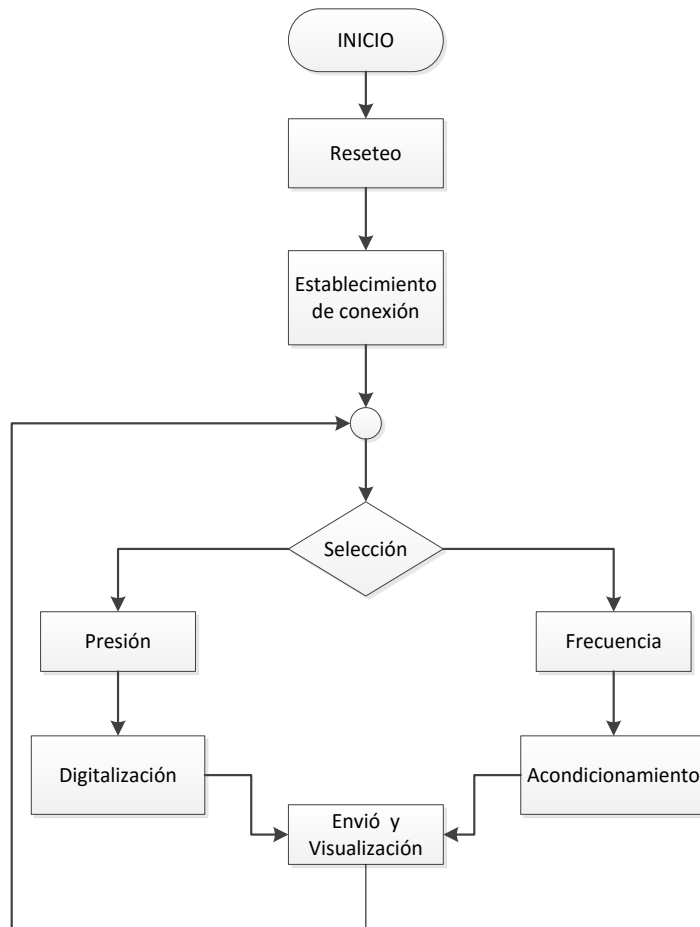


Fig. 4.23 Algoritmo general del dispositivo electrónico  
Fuente: Autora

El proceso de almacenamiento y visualización comienza con la inicialización del servidor XAMPP. El dispositivo mide las variables y mediante tecnología WiFi las envía a un archivo con extensión .txt, en el cual van a permanecer hasta que se registre una nueva medida. Un formulario web se encarga de extraer los datos del archivo txt para conjuntamente con los datos de la paciente enviarlos a la base de datos MySQL y posteriormente visualizarlos en la interfaz de Excel.

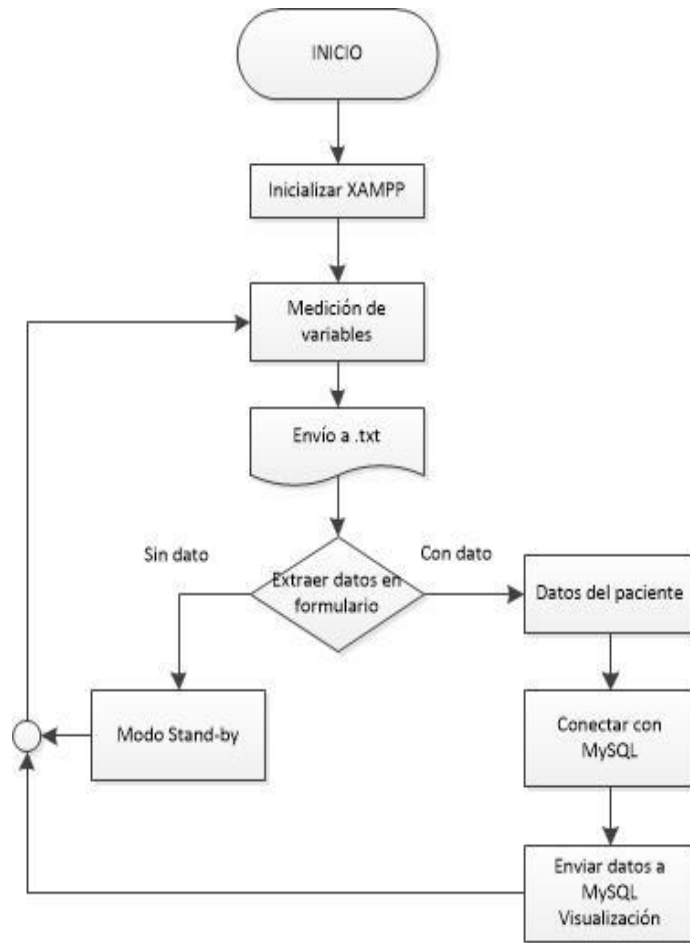


Fig. 4.24 Algoritmo de Almacenamiento- Visualización de resultados  
Fuente: Autora

#### 4.5 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Mediante el monitor serial de arduino se obtienen los valores medidos progresivamente de la presión y de la señal oscilométrica. Con el pulso más alto de la señal oscilométrica se determina la Presión Arterial Media (PAM), que sirve para el cálculo de la presión sistólica y diastólica. Cabe recalcar que la detección del pulso máximo (señal oscilométrica) se realiza solamente durante el proceso de desinflado de la manga

Para ésta demostración se han tomado los datos del monitor serie de Arduino durante la toma de presión, mostrados en la tabla 4.6:

Tabla 4.6 Valores de Presión y señal Oscilométrica



Nº de muestras	Señal Pulsante	PRESIÓN (mmHg)	Nº de muestras	Señal Pulsante	PRESIÓN (mmHg)
1	2.55	170.13	2	2.43	166.06
3	2.41	161.18	4	2.46	157.92
5	2.62	154.67	6	2.33	150.6
7	2.48	146.53	8	2.43	143.27
9	2.15	140.02	10	2.31	136.76
11	2.31	133.51	12	2.24	131.07
13	2.44	127.81	14	2.37	124.55
15	2.24	122.11	16	2.54	118.86
17	2.42	116.42	18	2.27	113.97
19	2.56	110.72	20	2.37	108.28
21	2.29	107.46	22	2.53	103.39
23	2.31	101.77	24	2.44	100.14
25	2.42	96.88	26	2.31	95.26
27	2.5	94.44	28	2.31	91.19
29	2.34	89.56	30	2.49	89.56
31	2.35	85.49	32	2.38	83.86
33	2.59	83.86	34	2.36	81.42
35	2.35	79.79	36	2.63	78.16
37	2.19	75.72	38	2.22	74.09
39	2.51	71.65	40	2.28	70.03
41	2.29	68.4	42	2.42	66.77
43	2.31	65.14	44	2.33	63.51
45	2.35	61.89	46	2.35	59.44
47	2.37	58.63	48	2.33	57
49	2.34	55.38	50	2.46	54.56
51	2.34	52.93	52	2.32	51.31
53	2.51	48.86	54	2.32	46.42
55	2.33	44.8	56	2.41	43.17
57	2.32	41.54	58	2.33	39.91
59	2.34	37.47	60	2.29	35.84
61	2.31	34.22	62	2.31	30.96
63	2.27	29.33	64	2.33	27.7

Fuente: Autora

Por términos de visualización los valores de la señal oscilante se han multiplicado por un factor entero (70), teniendo los valores de la tabla 4.7.

Tabla 4.7 Valores de presión y señal oscilométrica amplificada

Nº de muestras	Señal Pulsante	PRESIÓN (mmHg)		Nº de muestras	Señal Pulsante	PRESIÓN (mmHg)
1	170.13	178.5		2	166.06	170.1
3	161.18	168.7		4	157.92	172.2
5	154.67	183.4		6	150.6	163.1
7	146.53	173.6		8	143.27	170.1
9	140.02	150.5		10	136.76	161.7
11	133.51	161.7		12	131.07	156.8
13	127.81	170.8		14	124.55	165.9
15	122.11	156.8		16	118.86	177.8
17	116.42	169.4		18	113.97	158.9
19	110.72	179.2		20	108.28	165.9
21	107.46	160.3		22	103.39	177.1
23	101.77	161.7		24	100.14	170.8
25	96.88	169.4		26	95.26	161.7
27	94.44	175		28	91.19	161.7
29	89.56	163.8		30	89.56	174.3
31	85.49	164.5		32	83.86	166.6
33	83.86	181.3		34	81.42	165.2
35	79.79	164.5		36	78.16	184.1
37	75.72	153.3		38	74.09	155.4
39	71.65	175.7		40	70.03	159.6
41	68.4	160.3		42	66.77	169.4
43	65.14	161.7		44	63.51	163.1
45	61.89	164.5		46	59.44	164.5
47	58.63	165.9		48	57	163.1
49	55.38	163.8		50	54.56	172.2
51	52.93	163.8		52	51.31	162.4
53	48.86	175.7		54	46.42	162.4
55	44.8	163.1		56	43.17	168.7
57	41.54	162.4		58	39.91	163.1
59	37.47	163.8		60	35.84	160.3
61	34.22	161.7		62	30.96	161.7
63	29.33	158.9		64	27.7	163.1

Fuente: Autora

Y los valores graficados de la Tabla 4.7 se muestran en la Fig. 4.25.

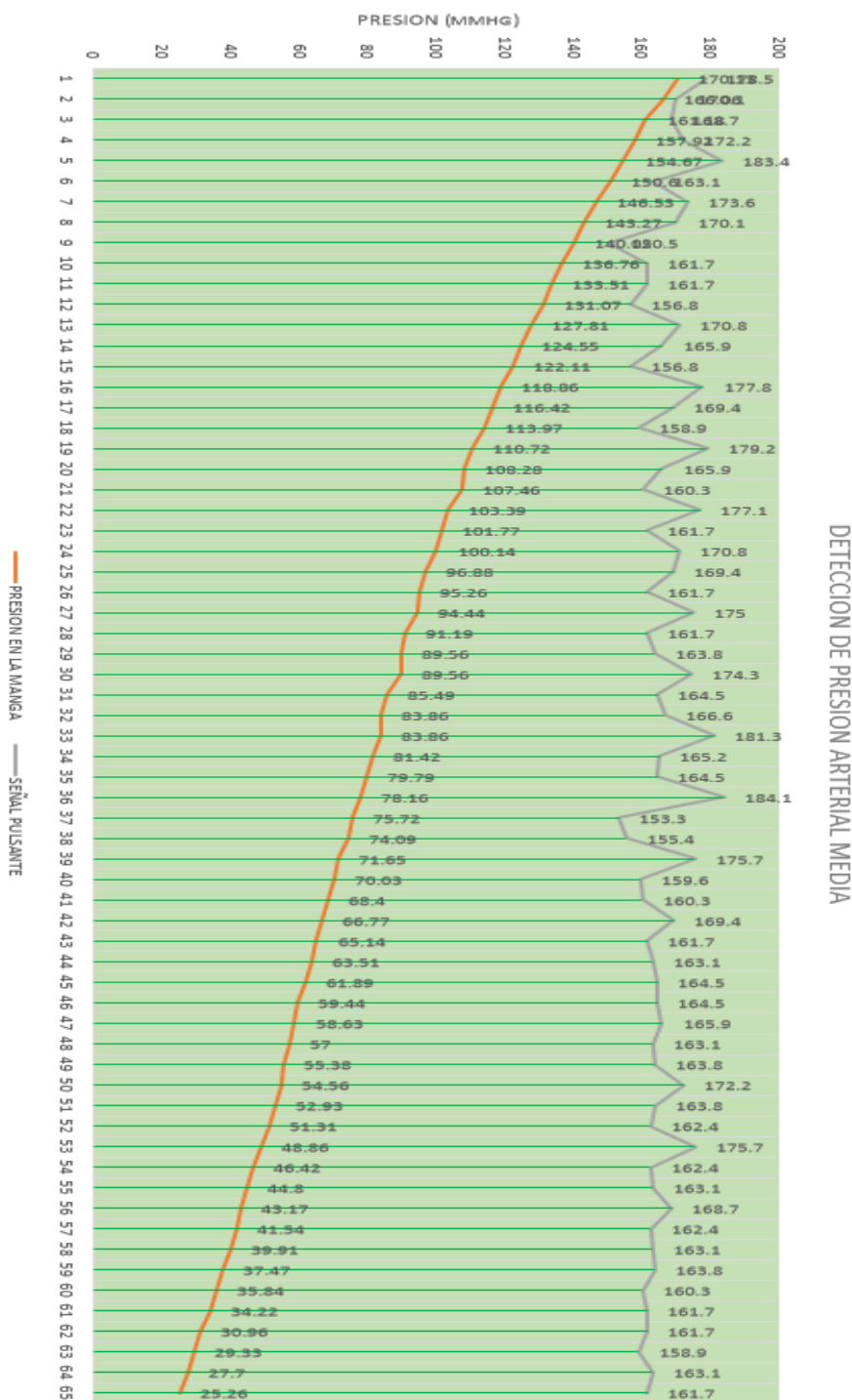


Fig. 4.25 Valores de presión y señal oscilométrica  
Fuente: Autora

De la figura anterior, la línea gris representa la señal pulsante (oscilaciones de las arterias) la cual registra el pulso más alto durante el desinflado de la manga; al pulso más alto registrado le corresponde un valor de presión (en mmHg), dicho valor es denominado Presión Arterial Media (PAM), que será útil para el cálculo de la presión sistólica y diastólica.

El pico más alto registrado es de 184.1, correspondiente a un valor de presión de 78.16, lo que quiere decir que:

PAM= 78.16 mmHg.

Con este valor se determina la presión sistólica (SIS) y diastólica (DIA) con las ecuaciones ya especificadas anteriormente:

$$\text{SIS} = (\text{PAM} * 0.55) + (\text{PAM} / 1.3) \quad (4.6)$$

$$\text{SIS} = (78.16 * 0.55) + (78.16 / 1.3)$$

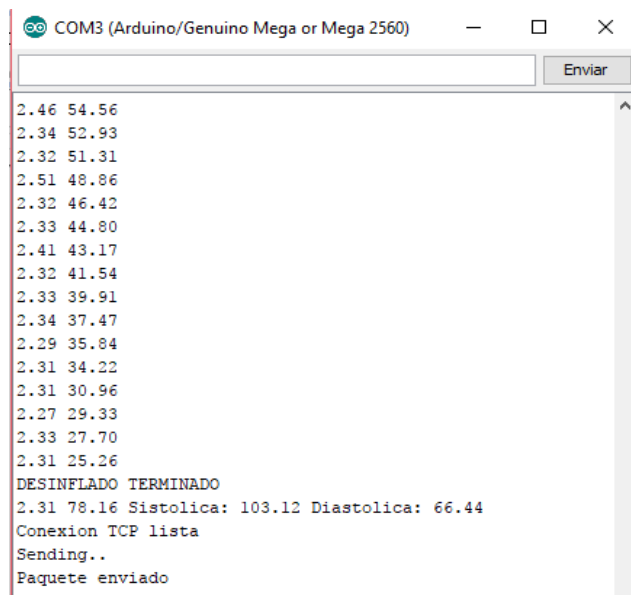
SIS= 103.12 mmHg

$$\text{DIA} = (\text{PAM} * 0.85) \quad (4.7)$$

$$\text{DIA} = (78.16 * 0.85)$$

DIA= 66.44 mmHg

Y los datos obtenidos por el monitor serie de Arduino se visualizan en la Fig. 4.26



```
COM3 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)
2.46 54.56
2.34 52.93
2.32 51.31
2.51 48.86
2.32 46.42
2.33 44.80
2.41 43.17
2.32 41.54
2.33 39.91
2.34 37.47
2.29 35.84
2.31 34.22
2.31 30.96
2.27 29.33
2.33 27.70
2.31 25.26
DESINFLADO TERMINADO
2.31 78.16 Sistolica: 103.12 Diastolica: 66.44
Conexion TCP lista
Sending..
Paquete enviado
```

Fig. 4.26 Datos obtenidos en el monitor serial de Arduino  
Fuente: Autora

En la pantalla del monitor serie de la figura anterior se visualizan los valores de la señal pulsante (valores de la izquierda) seguidos de la presión (valores de la derecha) durante el proceso de desinflado de la manga, cuando el monitor presenta el mensaje

*DESINFLADO TERMINADO* el sistema toma el valor de la presión arterial media correspondiente al pulso más alto detectado y realiza los cálculos de la presión sistólica y diastólica:

Presión sistólica = 103.12 mmHg

Presión diastólica = 66.44 mmHg

Que son los mismos valores que se obtuvieron al realizar los cálculos manualmente.

#### 4.6 COMPARACIÓN CON OTRO DISPOSITIVO

Para la comparación de los valores adquiridos mediante el tensiómetro digital implementado se ha adquirido un tensiómetro digital de la marca OMRON modelo HEM-7121.

Para la comparación con el dispositivo OMRON se tomó la presión indiscriminadamente a hombres y mujeres de todas las edades, debido a que el objetivo era comprobar el funcionamiento del tensiómetro digital y mas no del dispositivo completo.

Tabla 4.8 Comparación con otros dispositivos

Sexo	Edad	Dispositivo Implementado		OMRON	
		P. Sistólica (mmHg)	P. Diastólica (mmHg)	P. Sistólica (mmHg)	P. Diastólica (mmHg)
F	25	98	62	104	62
F	25	102	65	109	66
F	25	92	58	95	52
M	32	127	81	133	87
F	23	111	67	115	77
F	25	117	75	115	73
F	25	114	72	117	75
M	32	123	78	130	80
F	25	105	68	108	66
F	58	97	62	98	71

M	30	98	65	105	66
F	25	104	67	102	68
M	32	142	74	135	73
F	58	98	62	103	70
F	23	109	71	104	71
M	32	114	74	120	72
M	30	99	66	97	65
F	25	111	71	106	66
F	58	109	71	106	77
M	32	126	81	119	70
F	23	112	75	114	75
M	58	1112	72	111	73
M	30	110	71	112	71
M	32	125	80	120	70
F	25	96	62	96	59
M	32	120	75	123	76
F	25	110	71	102	60
F	58	111	71	113	71
F	23	108	70	112	72
M	58	112	72	114	75
M	30	115	73	112	70

Fuente: Autora

Las variaciones óptimas entre medidas pueden ser de hasta  $\pm 10$  mmHg, puesto que al someter el brazo a la presión del brazalete la presión varía, pero no de manera significativa.

De la tabla 4.8 se tienen los siguientes valores estadísticos:

- Media aritmética o promedio:

$$\overline{x_{sys}} = 110.5 \text{ mmHg} \quad (\text{Variable sistólica del dispositivo implementado})$$

$$\overline{x_{dias}} = 70.3 \text{ mmHg} \quad (\text{Variable diastólica del dispositivo implementado})$$

$$\overline{x_{sys}} = 111.2 \text{ mmHg} \quad (\text{Variable sistólica del dispositivo OMRON})$$

$$\overline{x_{d_{yas}}} = 70.2 \text{ mmHg} \quad (\text{Variable diastólica del dispositivo OMRON})$$

- Error porcentual

$$e_a = 0.7 \text{ mmHg} \quad e_p = 0.63 \% \quad (\text{Variable sistólica})$$

$$e_a = 0.1 \text{ mmHg} \quad e_p = 0.14 \% \quad (\text{Variable diastólica})$$

Los valores fueron calculados con las ecuaciones especificadas en el apartado 4.9.1 de éste capítulo.

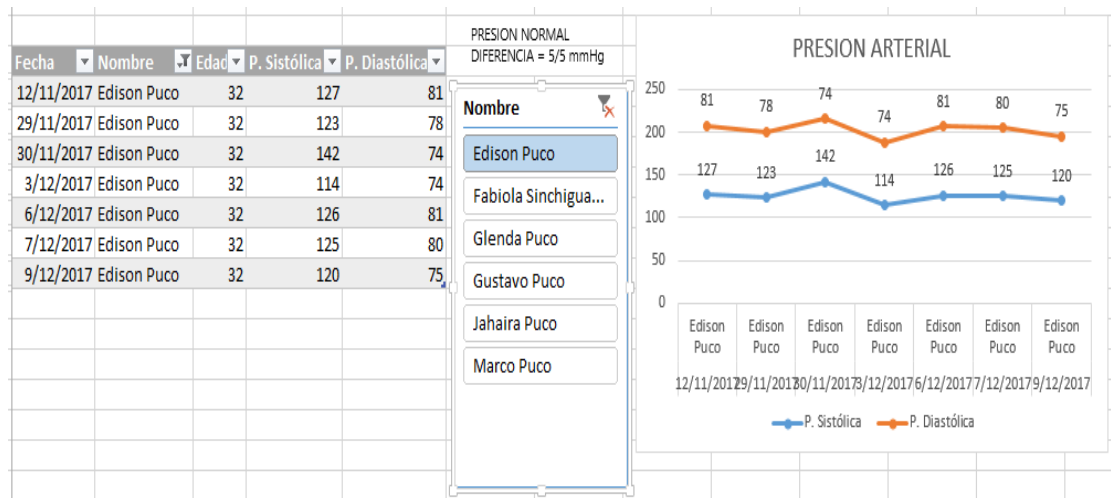


Fig. 4.27 Reporte de presión del sistema  
Fuente: Autora

El reporte presentado en la figura 4.27 muestra un mensaje indicando la diferencia que existe entre las 2 últimas medidas realizadas a un determinado paciente, por lo que es necesario que las variables se registren con las fechas en las que se las tomó.

## 4.7 TOMA DE PRESIÓN Y PROTEINURIA

A cada paciente se realizó una medida de presión arterial en la extremidad superior indiscriminadamente (figura 4.28). La medición de la proteinuria se realizó con la ayuda de tiras reactivas de uro análisis; las muestras de orina fueron tomadas mediante Sondas Foley (figura 4.29). Cabe aclarar que las muestras de orina no se han tomado a todas las pacientes, debido que no a todas se les había colocado una sonda, pues en algunos casos no se consideraba necesario.



Fig. 4.28 Toma de presión arterial en el Área de Recuperación y Preeclampsia en el HGDA  
Fuente: Autora



Fig. 4.29 Toma de muestra de orina mediante Sonda Foley en el HGDA  
Fuente: Autora

Algunos valores de la presión arterial tomadas con el dispositivo electrónico presentaron variaciones considerables con respecto a los monitores pertenecientes al Hospital General Docente Ambato (HGDA), debido a que la presión arterial en algunas pacientes presenta una curva inestable por su condición de preeclampsia, etapa de post parto o por la medicación suministrada.

Los resultados obtenidos se presentan en una matriz de datos en el apartado de anexos literal A, en las hojas de registro del anexo literal B y son procesados estadísticamente en el apartado 4.9 de éste capítulo.



## 4.8 ORGANIZACIÓN DE DATOS OBTENIDOS

Se realizó una matriz de datos expuesta en el apartado de anexos literal A, la cual contiene la información y los valores medidos (con el dispositivo electrónico implementado y valores del HGDA) de cada paciente, esta matriz es fundamental para los cálculos estadísticos de frecuencia, así como también para la comparación con la tecnología disponible en el Hospital General Docente Ambato.

## 4.9 DISCUSIÓN Y RESULTADOS

### 4.9.1 Distribución de frecuencias de los datos obtenidos

Los datos fueron organizados para tener un resumen claro de los mismos, para ello se realizó la distribución de frecuencias, que consiste en la segmentación de la muestra en una serie de clases predeterminadas, de la siguiente manera:

Se determina el valor máximo ( $V_{max}$ ) y el valor mínimo ( $V_{min}$ ) de la distribución.

Se calcula la amplitud de la distribución ( $A$ ) con la Ecuación 4.8. La amplitud es el intervalo que contiene a todos los valores medidos, y es la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo.

$$A = V_{max} - V_{min} \quad (4.8)$$

Calcular el número de intervalos ( $n_i$ ) con la Ecuación 4.9, que es la más recomendada por la mayoría de los autores, y corresponde a la raíz cuadrada del número total de casos ( $n$ ).

$$n_i = \sqrt{n} \quad (4.9)$$

Determina la amplitud de los intervalos ( $i$ ), dividiendo la amplitud de la distribución ( $A$ ), para el número de intervalos ( $n_i$ ) previsto, utilizando Ecuación 4.10.

$$i = \frac{A}{n_i} \quad (4.10)$$

Posteriormente se procede a formar los grupos de intervalos, utilizando la Ecuación 4.11.

$$i = LSR - LIR \quad (4.11)$$

En donde:

-  $i$ : Amplitud de los intervalos.

-  $LSR$ : Límite superior real, el cual coincide con el valor máximo ( $V_{max}$ ).

-  $LIR$ : Límite inferior real

A continuación realizar la distribución de frecuencias, para determinar el número de veces que aparece una medida en los intervalos indicados.

El cálculo de la asimetría y la curtosis permite identificar la forma en que los valores se concentran o separan de acuerdo con la frecuencia con que se hallen dentro de la información. Para esto se debe calcular la media aritmética y la distribución estándar. La media aritmética ( $\bar{x}$ ) conocida también como el promedio se puede calcular con la siguiente ecuación.

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n} \quad (4.12)$$

En donde:

$\sum x_i$ ; es la suma de todos los valores de la variable  $x_i$

$n$ ; es el número total de casos

Y la distribución estándar determinada por la Ecuación 4.13.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (4.13)$$

Una vez especificados los valores de la media aritmética y la distribución estándar se puede calcular la asimetría y curtosis con las ecuaciones 4.14 y 4.15 respectivamente:

$$\alpha_3 = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \sum \left( \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right)^3 \quad (4.14)$$

$$\alpha_4 = \left\{ \frac{n(n+1)}{(n-1)(n-2)(n-3)} \sum \left( \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right)^4 \right\} - \frac{3(n-1)^2}{(n-2)(n-3)} \quad (4.15)$$

La asimetría permite determinar si los datos se distribuyen de forma uniforme alrededor del punto central (Media aritmética). El hecho de que el valor de la asimetría sea 0, positivo o negativo, revela información sobre la forma de distribución de los datos.

Por otro lado, la curtosis determina el grado de concentración que presentan los valores en la región central de la distribución.

Finalmente, el error porcentual es la expresión del error relativo en términos porcentuales, y el error absoluto se da cuando se realiza una aproximación matemática, y se puede calcular con la ecuación 4.16

$$e_a = \text{Resultado exacto} - \text{Aproximación} \quad (4.16)$$

Como no se tienen una medida de referencia el error se calculará entre la diferencia de dos variables (sistólica y diastólica) del mismo tipo, resultando la ecuación 4.17.

$$e_a = \text{Resultado exacto1} - \text{Resultado exacto2} \quad (4.17)$$

Y el error porcentual se expresa en la ecuación 4.18.

$$e_p = \frac{e_a}{\text{Resultado exacto1}} * 100\% \quad (4.18)$$

#### 4.9.2 Cálculo estadístico

Para calcular la amplitud se debe determinar los valores máximo ( $V_{max}$ ) y valor mínimo ( $V_{min}$ ) del número total de pacientes observadas que son 147 y 90 mmHg respectivamente:

$$A = V_{max} - V_{min}$$

$$A = 147 - 90$$

$$A = 57 \text{ mmHg}$$

Calcular el número de intervalos ( $n_i$ ), para el ejemplo el número total de casos son 73 mujeres que fueron evaluadas.

$$n_i = \sqrt{n}$$

$$n_i = \sqrt{73}$$

$$n_i = 8.54 \approx 9 \text{ intervalos}$$

Determinar la amplitud de los intervalos ( $i$ ).

$$i = \frac{A}{n_i}$$

$$i = \frac{57}{9}$$

$$i = 6.33 \approx 7$$

Formar los grupos de intervalos, utilizando la Ecuación 4.11.

$$i = LSR - LIR$$

Despejando  $LIR$  se tiene:

$$LIR = LSR - i$$

$$LIR = 147 - 7$$

$$LIR = 140 \text{ mmHg}$$

El primer intervalo será de 147 a 140 mmHg, para calcular el siguiente intervalo el LSR toma el valor de 140 y se debe encontrar el siguiente LIR. Proceder de la misma manera hasta completar los 9 intervalos.

Seguidamente se realizó la distribución de frecuencias y se determinó el número de veces que sucede cada observación en los rangos determinados, como se observa en la Tabla 4.9. La representación gráfica muestra la distribución desde el intervalo 1 hasta el intervalo 9.

Tabla 4.9 Distribución de frecuencia de las variables de la tensión arterial tomadas con el dispositivo electrónico

	PRESIÓN SISTÓLICA	PRESIÓN DIASTÓLICA
# Intervalo	Intervalos	
1	147 – 140	94 – 89

2	140 – 133	89 – 84
3	133 – 126	84 – 79
4	126 - 119	79 – 74
5	119 – 112	74 – 69
6	112 – 105	69 - 64
7	105 – 98	64 – 59
8	98 – 91	59 – 54
9	91 – 84	54 – 49
<b># Intervalo</b>	<b>Frecuencia</b>	
1	1	2
2	4	3
3	3	10
4	16	8
5	12	16
6	14	14
7	13	12
8	7	6
9	3	2
<b>TOTAL</b>	<b>73</b>	
<b>media aritmética</b> $(\bar{x})$	113	70
<b>Desviación estándar</b> $(\sigma)$	12.5512647	9.11118536
<b>Valor máximo</b> $(V_{max})$	147	94
$(V_{min})$	90	52
<b>Valor mínimo</b>		
<b>Asimetría</b> $(\alpha_3)$	0.16039063	0.51516606
<b>Curtosis</b> $(\alpha_4)$	-0.30462784	-0.22326218
Representación Gráfica		

Fuente: Autora

De la tabla anterior se concluye que la presión arterial promedio de la población estudiada es de 113/70 mmHg.

La Tabla 4.10 muestra los valores observados de la variable presión ( $x_i$ ) de las mujeres del área de recuperación y preeclampsia del Hospital General Docente Ambato, así como también la diferencia entre cada valor observado ( $x_i$ ) y el valor

promedio ( $\bar{x}$ ), y las sumatorias para facilitar el cálculo de la desviación estándar, asimetría y curtosis.

Tabla 4.10 Medidas de la presión arterial de los pacientes del hospital

PRESIÓN SISTÓLICA				PRESIÓN DIASTÓLICA			
$x_i$	$x_i - \bar{x}$	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3$	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^4$	$x_i$	$x_i - \bar{x}$	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3$	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^4$
110	-3	-0.0136553	0.003263887	82	12	2.28464692	3.00902264
96	-17	-2.48475912	3.365470011	62	-8	-0.67693242	0.59437484
137	24	6.991514373	13.36887943	83	13	2.9047276	4.14451658
127	14	1.387783235	1.547968726	75	5	0.1652667	0.0906944
124	11	0.673155789	0.589957573	78	8	0.67693242	0.59437484
124	11	0.673155789	0.589957573	80	10	1.32213364	1.45111046
90	-23	-6.15348346	11.276164	62	-8	-0.67693242	0.59437484
147	34	19.87807298	53.84752018	92	22	14.0780789	33.9931331
125	12	0.873939297	0.835554964	72	2	0.01057707	0.00232178
115	2	0.004046015	0.000644718	65	-5	-0.1652667	0.0906944
106	-7	-0.1734729	0.096748045	54	-16	-5.41545937	9.50999749
109	-4	-0.03236812	0.010315493	70	0	0	0
102	-11	-0.67315579	0.589957573	65	-5	-0.1652667	0.0906944
125	12	0.873939297	0.835554964	80	10	1.32213364	1.45111046
135	22	5.385246314	9.439321164	87	17	6.49564255	12.1198197
91	-22	-5.38524631	9.439321164	58	-12	-2.28464692	3.00902264
97	-16	-2.07155981	2.640766306	59	-11	-1.75975987	2.12457082
125	12	0.873939297	0.835554964	82	12	2.28464692	3.00902264
127	14	1.387783235	1.547968726	80	10	1.32213364	1.45111046
118	5	0.063218988	0.02518431	81	11	1.75975987	2.12457082
100	-13	-1.11113694	1.150862526	72	2	0.01057707	0.00232178
111	-2	-0.00404602	0.000644718	71	1	0.00132213	0.00014511
122	9	0.368693141	0.264374813	81	11	1.75975987	2.12457082
110	-3	-0.0136553	0.003263887	71	1	0.00132213	0.00014511
109	-4	-0.03236812	0.010315493	70	0	0	0
108	-5	-0.06321899	0.02518431	72	2	0.01057707	0.00232178
112	-1	-0.00050575	4.02949E-05	68	-2	-0.01057707	0.00232178
122	9	0.368693141	0.264374813	73	3	0.03569761	0.01175399
132	19	3.468952335	5.251271146	85	15	4.46220102	7.34624669
100	-13	-1.11113694	1.150862526	65	-5	-0.1652667	0.0906944
123	10	0.505751908	0.40294896	80	10	1.32213364	1.45111046
112	-1	-0.00050575	4.02949E-05	73	3	0.03569761	0.01175399
124	11	0.673155789	0.589957573	75	5	0.1652667	0.0906944
110	-3	-0.0136553	0.003263887	62	-8	-0.67693242	0.59437484
120	7	0.173472904	0.096748045	94	24	18.2771754	48.1443623
123	10	0.505751908	0.40294896	68	-2	-0.01057707	0.00232178
111	-2	-0.00404602	0.000644718	75	5	0.1652667	0.0906944
125	12	0.873939297	0.835554964	70	0	0	0
115	2	0.004046015	0.000644718	60	-10	-1.32213364	1.45111046
113	0	0	0	65	-5	-0.1652667	0.0906944
117	4	0.032368122	0.010315493	66	-4	-0.08461655	0.03714843
90	-23	-6.15348346	11.276164	76	6	0.28558087	0.18806392
98	-15	-1.70691269	2.039929112	61	-9	-0.96383542	0.95207357
115	2	0.004046015	0.000644718	70	0	0	0
110	-3	-0.0136553	0.003263887	60	-10	-1.32213364	1.45111046
100	-13	-1.11113694	1.150862526	59	-11	-1.75975987	2.12457082
104	-9	-0.36869314	0.264374813	65	-5	-0.1652667	0.0906944
115	2	0.004046015	0.000644718	70	0	0	0
98	-15	-1.70691269	2.039929112	62	-8	-0.67693242	0.59437484
105	-8	-0.25894498	0.165047894	58	-12	-2.28464692	3.00902264

120	7	0.173472904	0.096748045	77	7	0.45349184	0.34841162
100	-13	-1.11113694	1.150862526	60	-10	-1.32213364	1.45111046
94	-19	-3.46895234	5.251271146	63	-7	-0.45349184	0.34841162
101	-12	-0.8739393	0.835554964	52	-18	-7.71068336	15.2331771
110	-3	-0.0136553	0.003263887	60	-10	-1.32213364	1.45111046
115	2	0.004046015	0.000644718	69	-1	-0.00132213	0.00014511
122	9	0.368693141	0.264374813	68	-2	-0.01057707	0.00232178
100	-13	-1.11113694	1.150862526	67	-3	-0.03569761	0.01175399
118	5	0.063218988	0.02518431	74	4	0.08461655	0.03714843
102	-11	-0.67315579	0.589957573	66	-4	-0.08461655	0.03714843
116	3	0.013655302	0.003263887	72	2	0.01057707	0.00232178
137	24	6.991514373	13.36887943	87	17	6.49564255	12.1198197
135	22	5.385246314	9.439321164	83	13	2.9047276	4.14451658
115	2	0.004046015	0.000644718	65	-5	-0.1652667	0.0906944
102	-11	-0.67315579	0.589957573	64	-6	-0.28558087	0.18806392
99	-14	-1.38778323	1.547968726	60	-10	-1.32213364	1.45111046
114	1	0.000505752	4.02949E-05	73	3	0.03569761	0.01175399
123	10	0.505751908	0.40294896	79	9	0.96383542	0.95207357
102	-11	-0.67315579	0.589957573	70	0	0	0
94	-19	-3.46895234	5.251271146	59	-11	-1.75975987	2.12457082
109	-4	-0.03236812	0.010315493	68	-2	-0.01057707	0.00232178
123	10	0.505751908	0.40294896	79	9	0.96383542	0.95207357
92	-21	-4.68376842	7.836591675	59	-11	-1.75975987	2.12457082
$\sum (x_i - \bar{x}) = -22$				$\sum (x_i - \bar{x}) = 28$			
$\sum \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3 = 11.23173837$				$\sum \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3 = 36.0757384$			
$\sum \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3 = 187.1040308$				$\sum \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right)^3 = 192.493865$			

Fuente: Autora

Todos los valores han sido calculados mediante la herramienta de ayuda de Excel.

Una vez obtenido el valor de la media aritmética ( $\bar{x}$ ) se calculó la desviación estándar ( $\sigma$ ) con la Ecuación 4.13 de la siguiente manera:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{441}{73}}$$

$$\sigma = 12.5512647 \text{ mmHg}$$

El valor de la desviación estándar expresa que las medidas realizadas tienden a acumularse a 12 mmHg de su valor promedio. Con este valor ya se puede calcular la asimetría y la curtosis. La asimetría se calculó con la Ecuación 4.14.

$$\alpha_3 = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \sum \left( \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right)^3$$

$$\alpha_3 = \frac{73}{(73-1)(73-2)} 11.23173837$$

$$\alpha_3 = 0.16039$$

Y la curtosis con la Ecuación 4.15.

$$\alpha_4 = \left\{ \frac{n(n+1)}{(n-1)(n-2)(n-3)} \sum \left( \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma} \right)^4 \right\} - \frac{3(n-1)^2}{(n-2)(n-3)}$$

$$\alpha_4 = \left\{ \frac{73(73+1)}{(73-1)(73-2)(73-3)} * 187.10403 \right\} - \frac{3(73-1)^2}{(73-2)(73-3)}$$

$$\alpha_4 = -0.304627$$

Al obtener un valor de asimetría positivo de 0.16039 se determinó que la distribución no es simétrica (para que sea simétrica  $\alpha_3$  debe ser cero) y está sesgada a la derecha. El valor negativo de la curtosis indicó que es una distribución relativamente plana.

#### 4.10 RESULTADOS

Tabla 4.11 Valores promedio de las variables de presión arterial

Promedio ( $\bar{x}$ )	Dispositivo implementado	Monitor BeneView T5
Variable sistólica (mmHg)	112.7	111.1
Variable diastólica (mmHg)	70.4	68.0

Fuente: Autora

De acuerdo a la tabla 4.11 que muestra los valores promedio de presión arterial del dispositivo implementado y del monitor BeneView T5 utilizado en el Hospital general Docente Ambato se obtuvieron los siguientes errores absolutos ( $e_a$ ) y errores porcentuales ( $e_p$ ).

$$e_a = 1.6 \text{ mmHg} \quad e_p = 1.42 \% \quad (\text{Variable sistólica})$$

$$e_a = 2.4 \text{ mmHg} \quad e_p = 3.4 \% \quad (\text{Variable diastólica})$$



Al observar los valores anteriores se determina que existe un error mayor en la variable diastólica que en la variable sistólica, pero ninguno es mayor al 4%, por lo que se puede asegurar que el sistema es óptimo para su aplicación, ya sea como un implemento medico en las casas asistenciales de salud o como un monitor portable personal para las gestantes.

De la tabla 4.11 se concluyó que la población estudiada en el área de recuperación y preeclampsia del Hospital General Docente Ambato tenía una tensión arterial promedio de 113/17 mmHg (valor aproximado), la cual se encuentra cerca del rango teórico normal 120/80 mmHg.

Para que se considere como hipertensión, los valores deben estar sobre los 140/90 mmHg teóricamente, pues puede darse el caso de que las mujeres normalmente manejen valores de tensión arterial bajos, en tal caso se considera como hipertensión cuando los valores presentan un aumento de 15 mmHg con respecto a la medida anterior.

Para que se diagnostique la preeclampsia una gestante debe presentar una presión arterial elevada con respecto a sus valores normales y proteínas en la orina, como es el caso de la paciente número 38 mostrado en la tabla del anexos literal A, a la cual los médicos del Centro Obstétrico del Hospital General Ambato le diagnosticaron preeclampsia, y al ser evaluada con el dispositivo implementado presentó una tensión arterial de 125/70 mmHg y una cantidad de proteínas de 30 mg/Dl. Si bien es cierto la presión arterial presentada por la paciente no es elevada de manera considerable (sin tener en cuenta su historial de presión arterial), pero la presencia de proteínas en la orina es un factor de alerta.

En el dispositivo implementado la hipertensión se determinó comparando los dos últimos valores ingresados en la base de datos, si el último valor ingresado excede en 15 mmHg al valor anterior, se considera como hipertensión, o también si el valor ingresado es mayor o igual a 140/90 mmHg. Para la detección de las proteínas en la orina, después de sumergir la tira reactiva de uro análisis en la muestra ésta toma un color diferente predeterminado por el fabricante (figura 2.5) si el valor es negativo, 30, 100 o 500 mg/dl.

En base a estos resultados, en la interfaz gráfica del sistema se genera un mensaje de alerta cuando en una paciente los valores de la presión arterial son elevados con respecto a su presión normal y las proteínas en la orina son mayores a 30 mg/dl.



Fig. 4.30 Reporte del sistema de las pacientes del HGDA  
 Fuente: Autora

#### 4.11 COSTOS DEL PROYECTO IMPLEMENTADO

Los materiales requeridos para la implementación del dispositivo se especifican en la tabla 4.13 con sus respectivos precios.

Tabla 4.12. Materiales y precios requeridos para la implementación

Dispositivo	Costo unitario (\$)	Costo total (\$)
Arduino Mega	20	20
Sensor de presión MPX5100GP	31	31
Sensor de color TCS3200	13	13
Módulo WiFi ESP8266	6.50	6.50
Brazalete completo	42	42
Pera de caucho con válvula	8	8
Conectores (vías del tensiómetro)	2	2
LM324	1	1
LCD 16x2	5	5
Zócalo	1	1
Capacitores electrolíticos	0.20	0.60
Resistencias	0.05	0.15
Pulsadores	0.25	0.50
Potenciómetro lineal	1	1
Espadines hembra	0.80	0.80

Espadines macho	0.80	2.40
PCB	5	5
Batería y conector para arduino	3	3
Cables hembra- hembra	2.40	2.40
Cables hembra- macho	2.40	2.40
Caja para tensiómetro	5	5
Caja para medidor de color	3	3
<b>Total</b>		<b>155.70</b>

Fuente: Autora

El costo total del dispositivo implementado es de \$ 155.70

Como se observa, el costo del dispositivo no es elevado con respecto a sus prestaciones, pues adicionalmente a la medición de la presión y la proteinuria, almacena los valores medidos automáticamente en una base de datos a través del formulario, lo que representa una optimización de tiempo para el personal médico encargado de archivar los datos. De esta manera se asegura la prevalencia de los datos registrados sin límite de tiempo.

El costo de \$ 155.70 del dispositivo implementado es sumamente bajo con respecto al costo del monitor BeneView T5 de la marca mindray (figura 4.31) utilizado en el Hospital General Docente Ambato, puesto que dicho monitor tiene un costo mayor a \$ 2000 (en Europa) y no se encuentra disponible en el país.



Fig. 4.31 Monitor BeneView T5 [65]

## CAPÍTULO V

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1. CONCLUSIONES

Al finalizar el proyecto se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- El dispositivo electrónico implementado puede detectar la preeclampsia por medio de los valores de la proteinuria (30, 100 o 500 mg/Dl) y la hipertensión (>140/90 mmHg) a partir de la semana 20 de gestación. Un valor elevado de tensión o proteinuria antes de ésta etapa de gestación no puede ser catalogado como preeclampsia, debido a que la presencia de proteínas en la orina también se puede presentar por complicaciones en los riñones de la madre, y una tensión elevada puede representar una hipertensión gestacional que puede ir desapareciendo durante la evolución del embarazo o después del parto.
- El costo del prototipo es muy bajo (\$ 350 al sumar costos de utilidades) con respecto al costo del monitor BeneView T5 de la marca Mindray (superior a \$ 2000) utilizado en el Hospital General Docente Ambato (HGDA), teniendo en cuenta también que el dispositivo implementado es ambulatorio, fácil de portar y está en la capacidad de detectar y monitorear la preeclampsia en las gestantes mediante la medición de las variables de presión arterial y proteinuria, indicadores fundamentales ante la presencia de éste trastorno.
- Al realizar la toma de presión arterial a 73 mujeres del Área de Recuperación y Preeclampsia del Hospital General Docente Ambato se obtuvo un valor promedio de 112.7/70.4 mmHg con respecto a 111.1/68.0 mmHg del monitor BeneView de la institución, lo que indica que existe un error absoluto de 1.6 mmHg en la variable sistólica y 2.4 mmHg en la variable diastólica y un error porcentual de 1.42 % y 3.4 % respectivamente.
- El dispositivo implementado al utilizar métodos no invasivos para la medida de la presión arterial tienen una exactitud inferior con respecto a los métodos no invasivos. Debido a que los métodos invasivos solo se aplican en casos

extremos y estrictamente necesarios, no se ha podido realizar la comparación de los datos obtenidos con los métodos no invasivos utilizados.

## 5.2. RECOMENDACIONES

- Tomar la presión arterial a la misma hora del día, puesto que ésta puede variar conforme pasan las horas, así pues la presión arterial es menor en la noche debido a que el cuerpo entra en estado de reposo, y es mayor en las primeras horas de la mañana cuando el cuerpo sale de dicho estado. También se pueden producir variaciones leves con los cambios de temperatura, es decir puede bajar con el calor o subir con el frío.
- Para futuras réplicas del dispositivo, colocar una pantalla más grande (Nokia LCD 5110) para una visualización más completa y organizada de las variables medidas (presión arterial y proteinuria) y de su pantalla de inicio que muestra las opciones que se pueden seleccionar en el dispositivo.
- Colocar condicionales ( $60 > \text{PAM} < 118$ ) en la parte de programación para evitar que el dispositivo detecte un valor de Presión Arterial Media (PAM) excesivamente alto o bajo, y de esta manera evitar valores de tensión arterial muy elevados o muy bajos.
- Para la medición de la proteinuria, leer la tira reactiva de uro análisis 60 segundos después de haberla sumergido en la muestra, debido a que antes o después de este tiempo los valores que muestre la tira no tienen validez.

## Bibliografía

- [1] V. M. V. H. G. A. A. E, «La preeclampsia un problema de salud pública mundial,» Revista chilena de obstetricia y ginecología, Chile, 2012.
- [2] L. Robati, «Prueba de sangre para detectar la preeclampsia,» *Bebés y más*, vol. 1, pp. 1-3, 2008.

- [3] «La Hora,» *Preeclampsia: investigadores buscan 50 voluntarias más*, p. 1, 11 Septiembre 2005.
- [4] F. E. Markham KB, «Preeclampsia,» MedlinePlus, EE.UU, 2016.
- [5] «Presión arterial alta,» MedLinePlus, EE.UU, 2016.
- [6] D. C. J. G. G. S. A. L. L. Bortolin, «Diseño de un sistema portable para el registro continuo de parámetros arteriales durante 24 horas,» IEEE, Buenos Aires, 2013.
- [7] L. C. M. M. D. F. P. J. P. S. M. J. Carrique, «Arquitectura de un Circuito Integrado para la,» IEEE, Argentina, 2006.
- [8] D. C. G. León, «Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales,» Escuela Politécnica Nacional del Ejército, Latacunga, 2013.
- [9] F. T. O. Lima, «Diseño de un sistema inalámbrico para el monitoreo de pacientes ambulatorios, utilizando sensores de presión arterial y ritmo cardíaco e implementación de un prototipo de prueba,» Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2016.
- [10] J. D. L. G. A. Meneses, «Consideraciones de Diseño para la Integración de Dos Métodos no Invasivos de Medición de la Presión Arterial en un Dispositivo Portable,» V Latin American Congress on Biomedical Engineering , Cuba, 2011.
- [11] Anónimo, «Sistema Cardiovascular,» [En línea]. Available: [http://www3.uah.es/fisionline/sistema\\_cardiovascular.html](http://www3.uah.es/fisionline/sistema_cardiovascular.html). [Último acceso: 02 Junio 2017].
- [12] Anónimo, «Sistema Cardiovascular,» [En línea]. Available: [http://froac.manizales.unal.edu.co/roap/scorm/687/sistema\\_cardiovascular.html](http://froac.manizales.unal.edu.co/roap/scorm/687/sistema_cardiovascular.html) . [Último acceso: 03 Junio 2017].
- [13] E. L. Corsino, «Estructura y función básica del sistema cardiovascular/circulatorio,» Universidad Interamericana de Puerto Rico, San Juan, 2000.
- [14] T. F. Romeshan S., *Lo esencial en sistema cardiovascular*, Madrid: ELSEVIER, 2004.
- [15] Red de Salud UC CHRISTUS, «Sistema Cardiovascular,» [En línea]. Available: [http://redsaud.uc.cl/ucchristus/cardiologia/Educacion/sistema\\_cardiovascular.a](http://redsaud.uc.cl/ucchristus/cardiologia/Educacion/sistema_cardiovascular.a) ct. [Último acceso: 04 Junio 2017].

- [16] A. T. i. Moreno, «Sistema Cardiovascular: Anatomía,» Universidad de Barcelona, Barcelona, 2014.
- [17] Texas Heart Institute, «El latido cardiaco,» Agosto 2016. [En línea]. Available: [http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy\\_Esp/systole\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/systole_sp.cfm). [Último acceso: 15 Junio 2017].
- [18] Texas Heart Institute, «Centro de Información Cardiovascular,» Agosto 2016. [En línea]. Available: [http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy\\_Esp/anat1\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anat1_sp.cfm). [Último acceso: 16 Junio 2017].
- [19] M. C. M. Eduardo Tejera, Interviewee, *Investigadores de la UDLA estudian las causas y etapas de la preeclampsia en Ecuador*. [Entrevista]. 08 Marzo 2016.
- [20] «Un paso más en el estudio de la preeclampsia,» *El Universo*, p. 1, Domingo Agosto 2003.
- [21] A. F. C. Jenny F. Pillajo, «Prevalencia y factores de riesgo asociados a la Enfermedad Hipertensiva en Embarazadas en el Hospital Obstétrico Ángela Loayza de Ollague en el departamento de Gineco Obstetricia. Santa Rosa – El Oro. Año 2011 – 2013,» Universidad de Cuenca, Cuenca, 2014.
- [22] A. Arteaga, «Trastornos Hipertensivos del Embarazo,» Ministerio de Salud Pública del Ecuador, Quito, 2016.
- [23] Centro Ostétrico Ginecilógico, «Trastornos Hitertensivos del Embarazo,» ELSEVIER, España, 2007.
- [24] G. G. R. R. P. R. Vázquez A., «Trastornos hipertensivos del embarazo,» Hospital Ginecoobstétrico "Ramón González Coro", La Habana- Cuba, 2005.
- [25] Anónimo, «Salud y Bienestar,» 2012. [En línea]. Available: <https://lasaludi.info/la-albumina-en-la-orina.html>. [Último acceso: 05 Julio 2017].
- [26] Anónimo, «Las proteínas,» [En línea]. Available: <http://proteinas.org.es/proteinuria-proteinas-orina>. [Último acceso: 05 Julio 2017].
- [27] M. D. L. Susan K. Strasinger, «Examen químico en la orina,» de *Análisis de Orina y de los Líquidos Corporales*, Madrid- España, Panamericana, 2008, pp. 53-59.
- [28] SYNLAB, «Preeclampsia Test,» 22 Septiembre 2017. [En línea]. Available: [http://www.labco.es/media/PDF/Preeclampsia\\_Test\\_HojaProducto.pdf](http://www.labco.es/media/PDF/Preeclampsia_Test_HojaProducto.pdf). [Último acceso: 30 Septiembre 2017].

- [29] V. Z. I. S. H. Á. López Criado, «PREDICCIÓN DE PREECLAMPSIA EN PRIMER TRIMESTRE,» 2013.
- [30] Anónimo, «UNITSLAB,» [En línea]. Available: <http://unitslab.com/index.php/es/node/160>. [Último acceso: 08 Agosto 2017].
- [31] M. C. J. y. c. Briones Vega c., «Preeclampsia: Una nueva teoría para un viejo problema,» *Revista de la Asociación Mexicana de Medicina*, México, 2008.
- [32] E. Gratacós, «ENDOCRINOLOGIA DE LA UNIDAD FETOPLACENTARIA,» de *Medicina fetal*, Madrid - España, Panamericana, 2007, pp. 652- 655.
- [33] A. M. Ruiz, «MARCADORES BIOQUÍMICOS PREDICTORES DE PREECLAMPSIA,» AeFA, 2014.
- [34] L. N. Echevarría, «CRIBADO PRECOZ BIOQUÍMICO Y ECOGRÁFICO DE LA PREECLAMPSIA Y DE OTRAS COMPLICACIONES GESTACIONALES,» UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID, Madrid, 2010.
- [35] Á. M. y. c. López Soto A., «Asociación de nivel bajo de PAPP-A en primer trimestre con resultados obstétricos adversos,» *Revista chilena de obstetricia y ginecología*, vol. 81, nº 4, 2016.
- [36] C. D. N. Calvachi, «Preeclampsia: la Era de los Marcadores Bioquímicos,» *Revista Científica Ciencia Médica*, vol. 17, nº 2, 2014.
- [37] L. B. Garcia, «NOVEDADES EN LA PREDICCIÓN E LA PREECLAMPSIA: MRCADORES ECOGRÁFICOS Y ANGIOGÉNICOS,» Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada- España, 2017.
- [38] Anónimo, «Preeclampsia and angiogenic factors,» *COBAS*, vol. 2, nº 11, pp. 2-12, 2012.
- [39] B. M. M. Soto Matos J., «Avance Tecnológico/ Bioquímica Clínica,» 2009.
- [40] Anónimo, «Una prueba de preeclampsia de Roche ayuda a predecir esta enfermedad potencialmente mortal en embarazadas de riesgo,» Roche Group Media Relations, Baselea- Suiza, 2014.
- [41] J. C. C. Nicolás Sáez O., «Tamizaje y prevención de preeclampsia guiado por Doppler de arterias uterinas: revisión sistemática de la literatura,» *Revista Chilena Obstétrica Ginecológica*, Chile, 2012.
- [42] Anónimo, «Academia Biomédica Digital,» Diciembre 2016. [En línea]. Available: [http://vitae.ucv.ve/index\\_pdf.php?module=articulo&rv=126&n=5419&m=3&e](http://vitae.ucv.ve/index_pdf.php?module=articulo&rv=126&n=5419&m=3&e)



=5447. [Último acceso: 25 Agosto 2017].

- [43] J. C. C. Nicolás Sáez O., «Tamizaje y prevención de pre-eclampsia guiado por Doppler de arterias uterinas: revisión sistemática de la literatura,» *Revista chilena de obstetricia y ginecología*, vol. 77, nº 3, pp. 235- 242, 2012.
- [44] M. G. N., «DOPPLER EN MEDICINA FETAL,» Hospital Universitario, Barcelona, 2014.
- [45] Anónimo, «MEDIDA DE LA PRESION SANGUÍNEA.,» 2013.
- [46] Anónimo, «Sensores de Presión,» 2012.
- [47] J. R. o. B. R. Ruso, «Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial,» Instituto Central de Investigación Digital, Habana - Cuba, 2001.
- [48] Tiguer, «Ubuntizando,» 13 Agosto 2014. [En línea]. Available: <https://www.ubuntizando.com/aun-no-sabes-que-es-el-software-libre-y-que-es-el-hardware-libre/>. [Último acceso: 21 Septiembre 2017].
- [49] J. A. Zamora, «El Androide Libre,» 04 Agosto 2016. [En línea]. Available: <https://elandroidelibre.lespanol.com/2016/04/hardware-libre-la-evolucion-al-software-libre.html>. [Último acceso: 23 Agosto 2017].
- [50] J. A. Zamora, «El Androide Libre,» 04 Agosto 2016. [En línea]. Available: <https://www.xataka.com/especiales/guia-del-arduinomaniaco-todo-lo-que-necesitas-saber-sobre-arduino>. [Último acceso: 23 Agosto 2017].
- [51] Anónimo, «Arduino,» Noviembre 2014. [En línea]. Available: <http://arduino.cl/que-es-arduino/>. [Último acceso: 24 Agosto 2017].
- [52] L. d. V. Hernández, «programarfacil,» Septiembre 2016. [En línea]. Available: <https://programarfacil.com/podcast/esp8266-wifi-coste-arduino/>. [Último acceso: 25 Agosto 2017].
- [53] Anónimo, «GeekFactory,» Noviembre 2014. [En línea]. Available: <https://www.geekfactory.mx/tienda/radiofrecuencia/modulo-wifi-serial-esp8266-economico/>. [Último acceso: 30 Agosto 2017].
- [54] Anónimo, «Bluehack,» 2005. [En línea]. Available: <http://bluehack.elhacker.net/proyectos/comandosat/comandosat.html>. [Último acceso: 29 Agosto 2017].
- [55] Iván, «PROMETEC,» Enero 2017. [En línea]. Available: <https://www.prometec.net/comandos-at-gsm-gprs-gps/>. [Último acceso: 02 Septiembre 2017].

- [56] Anónimo, «Apache Friends,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.apachefriends.org/es/index.html>. [Último acceso: 02 Septiembre 2017].
- [57] J. A. Pascual, «Computer,» 06 Agosto 2016. [En línea]. Available: <http://computerhoy.com/paso-a-paso/software/como-instalar-servidor-web-tu-ordenador-xampp-48132>. [Último acceso: 08 Septiembre 2017].
- [58] «Información de la Provincia,» Honorable Gobierno Provincial de Tungurahua, Ambato, 2010.
- [59] Anónimo, «Arduino,» 14 Marzo 2012. [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/InputPullupSerial>. [Último acceso: 01 Octubre 2017].
- [60] Anónimo, «Arduino para todos,» 07 Enero 0ç2017. [En línea]. Available: <http://arduparatodos.blogspot.com/2017/01/pulsadores-y-antirrebote-con-arduino.html>. [Último acceso: 01 Octubre 2017].
- [61] F. Semiconductor, Artist, *Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated*. [Art]. Motorola, 2004.
- [62] Anónimo, «ELECTRONILAB,» Febrero 2014. [En línea]. Available: <https://electronilab.co/tienda/sensor-de-color-tcs230/>. [Último acceso: 15 Octubre 2017].
- [63] Anónimo, «CORALMEDICA,» 2018. [En línea]. Available: <http://coralmedica.com/products-page/bokang/brazalete-para-toma-de-tension-arterial-uso-adulto-de-dos-vias/>. [Último acceso: 10 Septiembre 2017].

# ANEXOS

## ANEXO A

**Matriz de datos de pacientes del Área de Recuperación y Preeclampsia del  
Hospital General Docente Ambato**

Número	Dispositivo electrónico			Monitor		Laboratorio	# historia clínica
	P. Sistólica	P. Diastólica	Proteinuria	P. Sistólica	P. Diastólica	Proteinuria	
1	110	82	Neg.	100	80	Neg.	40057
2	96	62	-	100	60	-	40055
3	137	83	Neg.	145	80	Neg.	40124
4	127	75	Neg.	121	70	Neg.	240007
5	124	78	Neg.	130	61	30	40118

6	124	80	Neg.	126	79	Neg.	449437
7	90	62	30	83	53	-	256957
8	147	92	Neg.	143	81	-	197077
9	125	72	Neg.	128	76	-	40729
10	115	65	-	110	60	-	40686
11	106	54	Neg.	100	57	Neg.	40723
12	109	70	-	103	64	-	356242
13	102	65	-	107	63	-	40703
14	125	80	Neg.	116	68	-	40823
15	135	87	30	128	99	30	40836
16	91	58	30	94	54	Neg.	40832
17	97	59	Neg.	86	48	Neg.	160756
18	125	82	Neg.	122	86	Neg.	374165
19	127	80	Neg.	121	68	30	40437
20	118	81	Neg.	121	82	-	319291
21	100	72	Neg.	98	61	-	41050
22	111	71	-	110	80	Neg.	449683
23	122	81	Neg.	125	90	Neg.	41089
24	110	71	Neg.	100	53	100	265110
25	109	70	-	104	56	-	448090
26	108	72	-	100	70	25	00134
27	112	68	Neg.	109	70	Neg.	30022
28	122	73	Neg.	125	80	Neg.	351133
29	132	85	-	136	82	100	265110
30	100	65	Neg.	96	66	-	256957
31	123	80	Neg.	127	83	-	449934
32	112	73	-	109	69	-	430205
33	124	75	Neg.	128	73	-	00355
34	110	62	30	107	64	Neg.	0422
35	120	94	Neg.	126	95	+	397349
36	123	68	Neg.	118	69	Neg.	450100
37	111	75	-	110	70	-	392729
38	125	70	30	123	71	Nrg.	32525
39	115	60	Neg.	118	59	30	00963
40	113	65	-	107	66	-	326799
41	117	66	Neg.	112	70	-	00983
42	90	76	Neg.	91	75	-	00970
43	98	61	-	91	50	-	398408
44	115	70	-	122	77	-	435029
45	110	60	Neg.	100	60	-	157480
46	100	59	30	103	56	-	01042
47	104	65	-	107	62	-	01108
48	115	70	Neg.	110	70	-	450110
49	98	62	-	100	60	Neg.	00888

50	105	58	-	110	60	-	190498
51	120	77	Neg.	113	75	-	00984
52	100	60	-	93	52	-	219257
53	94	63	Neg.	100	60	-	399828
54	101	52	-	110	50	-	370839
55	110	60	Neg.	110	70	-	414940
56	115	69	-	110	70	-	00927
57	122	68	-	120	70	-	341806
58	100	67	Neg.	90	52	-	01189
59	118	74	-	110	70	-	1188
60	102	66	Neg.	106	69	-	0801245
61	116	72	30	112	70	Neg.	450137
62	137	87	Neg.	139	86	Neg.	32525
63	135	83	Neg.	136	87	Neg.	203431
64	115	65	Neg.	107	60	-	060757
65	102	64	-	110	60	-	425806
66	99	60	30	93	56	-	01342
67	114	73	Neg.	120	70	Neg.	339356
68	123	79	-	104	60	Neg.	1312
69	102	70	Neg.	110	70	Neg.	01129
70	94	59	-	104	63	-	400545
71	109	68	-	120	80	-	01298
72	123	79	-	104	60	-	389686
73	92	59	30	80	80	-	01329

## ANEXO B

### Hojas de Registro de pacientes del área de Recuperación y Preeclampsia del Hospital General Docente Ambato



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL  
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES



HOJA DE REGISTRO

VALORES			Fecha	Nombre	Historia Clínica	Edad	Diagnóstico
Dispositivo Electrónico	Presión (mmHg)	Método Convencional Proteína (mg/dl)					
110/82	Neg.	100/80 Neg.	20/12/2017	Gonzalo Isabela María Isabel	40057	30	Paciente de 35 semanas de gestación No preclámpsica; Parto eutóxico
96/62	-	100/60 -	20/12/2017	Cospiello Guineza María Victoria	40055	34	Paciente de 35 semanas de gestación No preclámpsica; Parto eutóxico.
137/83	Neg.	145/80 Neg.	20/12/2017	Yanguapanta Yanguapanta María Nelly	40124	38	Paciente de 38.1 semanas de gestación + preclámpsia Parto normal.
127/75	Neg.	121/70 Neg.	20/12/2017	Gamba Pérez María Jacqueline	240007	35	Paciente de 36 semanas de gestación Hipertensa Crónica.
124/78	Neg.	130/61 30	20/12/2017	Condemario Analuisa María Naty	40118	21	Paciente de 38 semanas de gestación + Preclámpsia.

125/82	Neg.	122/86	Neg.	28/12/2017	Azechla Saifema Jassica Mayaly	374465	26	Paciente de 30.3 semanas de gestación + DIC Preeclampsia
127/80	Neg.	121/68	30	28/12/2017	Chicaiza Sanchez Mirian Silvia	40437	25	Hipertensión gestacional; LPFA. Paciente de 35 semanas de gestación + Preeclampsia
118/81	Neg.	121/82	-	28/12/2017	Campos Haposita Angela	319291	27	Paciente de 37.6 semanas de gestación + Preeclampsia LPFA; Parto por Cesarea.
100/72	Neg.	98/61	-	29/12/2017	Muñoz Galero Ruth Angela	41050	35	Paciente de 40.1 semanas de gestación Parto por cesarea.
111/71	-	110/80	Neg.	29/12/2017	Quishpe Ramirez Marta Yolanda	449683	30	Paciente de 37.6 semanas de gestación Hipertensión gestacional; Parto normal
122/81	Neg.	125/90	Neg.	29/12/2017	Flores Pinbo Carmen Isabel	41089	37	Paciente de 36.5 semanas de gestación presenta dolor abdominal.
110/71	Neg.	100/53	100	03/01/2018	Paredes Jimenes Esthela Hariza	265110	39	Presenta preeclampsia leve Paciente de 33.1 semanas de gestación
109/70	-	104/56	-	03/01/2018	Bombón Guargasi Jennifer Monserrat	448090	15	Paciente de 41.2 semanas de gestación FVM Expulsivo
108/72	-	110/70	25	03/01/2018	Eguanga Mamallada Wendy Pamela	00734	18	Paciente de 37.3 semanas de gestación Parto eutócico
112/68	Neg.	109/70	Neg.	03/01/2018	Solorzano Arias Cristina Margarita	30022	32	Paciente de 39.2 semanas de gestación Parto Eutócico
122/73	Neg.	125/80	Neg.	04/01/2018	Sanchez Torres Carmen Cecilia	351133	28	Paciente de 38 semanas de gestación + LPFA
132/85	-	136/82	100	01/01/2018	Paredes Jimenes Esthela Hariza	265110	39	Paciente de 34 semanas de gestación + Preeclampsia.

124/80	Neg.	126/79	Neg.	20/12/2017	Cedeño Saltes Diana Priscila	449437	19	Paciente de 37.5 semanas de gestación + Preeclampsia Parto natural - 1er hijo
90/62	30	83/53	-	20/12/2017	Camino Nunez Shami Beatriz	256957	36	Paciente de 4 meses de gestación presenta dolor abdominal. Paciente de 39.2 semanas de gestación + Preeclampsia Primeros meses de gestación con presión en aumento



100/65	Neg.	96/66	-	04/01/2018	Camino Nunez Sheimi Beatriz	256957	36	Legrado + Aborto Incompleto Paciente de mas de 25
113/80	Neg.	127/83	-	04/01/2018	Chito Chalco Ulma Beatriz	449934	26	Paciente de 39.4 semanas de gestación + Preeclampsia.
112/73	-	109/69	-	04/01/2018	Poquiza Colay Luz Berta	430205	30	Paciente de 39.4 semanas de gestación + LPFA.
124/75	Neg.	128/73	-	05/01/2018	Hurtado Tixi Susana Beatriz	00355	32	Paciente de 40 semanas de gestación + LPFA. Parto eutócico.
110/62	30	107/64	Neg.	05/01/2018	Zabala Gaiza Sheila Estebania	0422	17	Paciente de 36 semanas de gestación + TPP + Pelviano + RCJU
120/94	Neg.	126/95	+	10/01/2018	Marin Guaman Flor Aracely	397349	35	Paciente de 34.6 semanas de gestación + Preeclampsia grave + Hellp Incompleto
123/68	Neg.	119/69	Neg.	10/01/2018	Pintag Aucashala Sharon Stephani	450100	21	Paciente de 40.2 semanas de gestación + LPFA.
111/75	-	110/70	-	10/01/2018	Tiban Chircaiza Paola Marisol	302729	17	Paciente de 39.1 semanas de gestación + LPFA.
125/70	30	123/71	Neg.	10/01/2018	Morales Bermeo Maricela del Rosario	32525	32	Paciente de 25 semanas de gestación + Preeclampsia.
115/60	Neg.	118/59	30	10/01/2018	Rodriguez Quintana Maria Belen	00963	25	Paciente de 39.2 semanas de gestación + Preeclampsia
113/65	-	107/66	-	10/01/2018	Fernandez Amores Carmen Maricela	326799	27	Paciente de 39.2 semanas de gestación + LPFA
117/66	Neg.	112/70	-	10/01/2018	Chela Aguilaraya Maria Elizabeth	00883	23	Paciente de 41.2 semanas de gestación + FUN + LPE + Postérmino



90/76	Neg.	91/75	-	10/01/2018	Robalino Contreras Maria	00970	28	Paciente de 30.5 semanas de gestación + LPFL + DCP Fetal.
98/61	-	91/50	-	10/01/2018	Chiseg Coji Blanca Yolanda	398408	29	Paciente de 40.3 semanas de gestación + LPFA + Gran Multipara.
115/70	-	122/77	-	11/01/2018	Suitana Masquiza Paulina del Pilar	435029	14	Paciente de 33.6 semanas de gestación + Aborto Espontáneo
110/60	Neg.	100/60	-	11/01/2018	Laguna Flores Gloria Regina	457480	33	Parto Eutócico
100/55	30	103/56	-	11/01/2018	Tisalema Lago Maria Elizabeth	01042	24	Paciente de 39.6 semanas de gestación + LPFL + Preeclampsia
104/65	-	107/62	-	11/01/2018	Romo Sevilla Karen Lisbeth	01108	18	Paciente de 39.6 semanas de gestación
115/70	Neg.	110/70	-	11/01/2018	Munoz Samuza Lisbeth Abigail	450710	17	Paciente de 38.6 semanas de gestación + LPFA + Oligohidramnios + DIC
98/62	-	100/60	Neg.	11/01/2018	Galero Infante Gloria Alexandra	00888	21	Paciente de 39.5 semanas de gestación
105/58	-	110/60	-	11/01/2018	Lopez Lopez Leonela Elizabeth	190438	24	Paciente de 38.4 semanas de gestación + feto unicorne.
120/77	Neg.	113/75	-	11/01/2018	Laguna Palatabig Geocenda Maribel	00884	25	Paciente de 39.3 semanas de gestación
100/60	-	93/52	-	11/01/2018	Freire Rivera Joselyn Caroli	219257	22	Paciente de 37.4 semanas de gestación + DCP Materno
94/63	Neg.	100/60	-	11/01/2018	Ibarra Chacela Grace Alejandra	399828	25	Paciente de 39.2 semanas de gestación

101/52	-	110/50	-	12/01/2018	Hugo Aman Jaime Jacqueline	370805	34	Embarazo Anembrionado
110/60	Neg.	110/70	-	12/01/2018	Palate Pilla Erika Viviana	414940	16	Paciente de 38 semanas de gestación
115/69	-	110/70	-	12/01/2018	Chato Pillopaxi Martha Lucmila	00927	36	Paciente de 38.3 semanas de gestación
122/68	-	120/70	-	12/01/2018	Tiwaná Palomino Lourdes Diana	34806	29	Paciente de 41.3 semanas de gestación + L.P.F latente + Oligohidramnión
100/67	Neg.	90/52	-	12/01/2018	Gerzo MacKiff Alejandra Elizabeth	01189	35	Paciente de 29 semanas de gestación + Aborto Incompleto
118/74	-	110/70	-	12/01/2018	Cunelata Chuñco María Laura	1188	31	Paciente de 25 semanas de gestación
102/66	Neg.	106/69	-	12/01/2018	Chigü Luulisa Lourdes Nataly	0801245	18	Paciente de 37.4 semanas de gestación + Expulsivo
116/72	30	112/70	Neg.	12/01/2018	Pilla Jerez María Maricela	450137	29	Paciente de 31 semanas de gestación + Preeclampsia
137/87	Neg.	139/86	Neg.	12/01/2018	Morales Bermeo Maricela del Rosari	32525	32	Paciente de 29 semanas de gestación + Preeclampsia
135/83	Neg.	136/87	Neg.	12/01/2018	Puacur Cambo Jenny Rocío	209431	24	Paciente de 24 semanas de gestación + Aborto Incompleto
115/65	Neg.	107/60	-	12/01/2018	Gutierrez Altamirano María Eugenia	060757	38	Paciente de 38 semanas de gestación
102/64	-	110/60	-	12/01/2018	Lalaleo López Raquel	485806	19	Paciente de 39 semanas de gestación

98/60	30	93/56	-	13/01/2018	Quilligua Guaman, Elsa Yolanda	01342	39	Paciente de 38.3 semanas de gestación + Placenta de inserción baja + LPEL
114/73	Neg.	120/70	Neg.	13/01/2018	Martinez Flora Silvana Cristina	339356	27	Paciente de 35.4 semanas de gestación + Restos coplacentarios
123/79	-	104/60	Neg.	13/01/2018	Chato Guaymasi Elvia Rocío	1312	30	Paciente de 39 semanas de gestación
102/70	Neg.	110/70	Neg.	13/01/2018	Ponce Quicy Janina Elizabeth	01129	38	Paciente de 36.6 semanas de gestación + Preeclampsia.
94/59	-	104/63	-	13/01/2018	Núñez Guaymasi Melsa Loreth	400345	20	Paciente de 38.2 semanas de gestación + LPFA.
109/68	-	120/80	-	13/01/2018	Franco Sanchez Jessica Mariela	01298	25	Embarazo Término + LPFA
123/79	-	104/60	-	13/01/2018	Pomina Llambó María Carmen	389686	32	Paciente de 38 semanas de gestación
92/59	30	80/49	-	13/01/2018	Culqui Poma María Solita	01329	43	Post Legrado.

  
Glenda Puco

Estudiante

  
Lic. Uvina Mullo

Miembro del Equipo de Centro Obstétrico

## Programación del dispositivo

### Programa general (Arduino)

```
#include <LiquidCrystal.h>
//CONFIGURACION PARA PANTALLA DE VISUALIZACION
const int rs = 47, en = 43, d4 = 33, d5 = 31, d6 = 29, d7 = 27;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

//VARIABLES PARA CALCULAR PRESION
int pinPresion = 0;
int pinOscilante = 1;
int ADCpresion;
int ADCoscilante;
float presion,vOscilante, PAM, SIS, DIA;
float presionRetorno;
float maximoAux=0;
float umbralPresionA = 180;
float umbralPresionB = 40;
long contador=0;

//VARIABLE COLOR
float frecuencia = 0;
float frecuencia_m = 0;

//Variables para modulo WIFI
#define wifi Serial1

String ssid = "user";
String password = "*****";
String data;
String server = "192.168.43.21"; // www.servidor.com o ip del servidor
String uri = "/servidor/receptor.php"; // 98uración98 del script de almacenamiento
byte dat [5];
String temp ,hum;

//Variables para sensor de color
#define PIN_OUT 11 // Número de pin al que se conecta la salida del pulso del TCS3200
#define PIN_OE 8 // Número de pin para activar el TCS3200 (se activa a nivel bajo) Para
que siempre esté activo se puede conectar a GND
#define PIN_S0 10 // Número de pin de Arduino que conecta a S0 del TCS3200 (escala de
frecuencia)
#define PIN_S1 9 // Número de pin de Arduino que conecta a S1 del TCS3200 (escala de
frecuencia)
#define PIN_S2 12 // Número de pin de Arduino que conecta a S2 del TCS3200 (filtro de
color)
#define PIN_S3 13 // Número de pin de Arduino que conecta a S3 del TCS3200 (filtro de
color)
#define PIN_ACTIVAR_PRESION 50 // Pin de activación del método de presión
#define PIN_ACTIVAR_LECTURA 52 // Pin que (a nivel alto) inicia o detiene la lectura
#define TIEMPO_REBOTE 150 // Ignorar los cambios del pulsador de
activación/desactivación durante un intervalo de tiempo para evitar rebotes
#define ESPERA_HASTA_LECTURA 250 // Esperar a leer el sensor hasta que el objeto y/o
la luz sea estable
```

```

boolean lectura_pendiente=false;
unsigned long cronometro_rebotes=0;
unsigned long cronometro_lecturas;
unsigned long duración_ciclo; // Como no se sabe el tiempo a priori, se usa un tipo de datos
que admita un valor muy alto

void reset();
void connectWifi();
float calcularPresion(float valor);
float detPulMaximo(float presion, float pulsante);
void calcular(float presMedia);

void setup(){

  Serial.begin(115200);
  //inicio wifi
  wifi.begin(115200);

  reset();
  connectWifi();
  //inicio pantalla
  pantalla.InitLCD(contrast);
  pantalla.setFont(SmallFont);
  pantalla.clrScr();
  pantalla.print("LISTO",40,0);
  //inicio color
  pinMode(PIN_S0,OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_S0,LOW); // Modo de baja frecuencia (2%) 12 KHz máximo (con
pulseIn la frecuencia máxima es de 50 KHz, tiempo mínimo 10 µs)
  pinMode(PIN_S1,OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_S1,HIGH); // Modo de baja frecuencia (2%) 12 KHz máximo (con
pulseIn la frecuencia máxima es de 50 KHz, tiempo mínimo 10 µs)
  pinMode(PIN_S2,OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_S2,HIGH); // Usar los fotodiodos sin filtro de color
  pinMode(PIN_S3,OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_S3,LOW); // Usar los fotodiodos sin filtro de color
  pinMode(PIN_OE,OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_OE,LOW); // Activar el TCS3200 estableciendo un nivel bajo en OE
  pinMode(PIN_OUT,INPUT);

  pinMode(PIN_ACTIVAR_LECTURA,INPUT_PULLUP);
  pinMode(PIN_ACTIVAR_PRESION,INPUT_PULLUP);

  lcd.begin(16, 2);
  lcd.print("ACTIVO Y CONECTADO");}

void loop(){
  contador=0;
  imprimirLCD(0,0," Seleccionar ");
  imprimirLCD(0,1,"A)Pres B)Col");
  if(digitalRead(PIN_ACTIVAR_PRESION))
  {
    imprimirLCD(0,0,"Presion Activa ");

```

```

imprimirLCD(0,1,"Empezar Inflado ");
delay(1500);
imprimirLCD(0,1,"          ");
Serial.println("Presion activada");
while(!PIN_ACTIVAR_PRESION); //100uració antirebote
Serial.println("EN ESPERA MIENTRAS SE LLEGA A LA PRESION MAXIMA");
while(presion < umbralPresionA) //esperar mientras se llega a la presion umbral
{
  ADCpresion = analogRead(pinPresion);
  ADCoscilante = analogRead(pinOscilante);
  presion = calcularPresion(ADCpresion);
  imprimirLCD(0,1,(String)presion);
  delay(500);
  Serial.println(presion);
  //delay(100);
}

imprimirLCD(0,0,"Presion Activa ");
imprimirLCD(0,1,"Desinflar manga ");
delay(1500);
imprimirLCD(0,1,"          ");
Serial.println("EMPEZAR DESINFLADO DE LA MANGA");
while(presion > umbralPresionB) //adquirir las señales mientras se desinfla la manga hasta
llegar al umbral minimo
{
  ADCpresion = analogRead(pinPresion);
  ADCoscilante = analogRead(pinOscilante);
  presion = calcularPresion(ADCpresion);
  vOscilante = ADCoscilante * 5.0 / 1024.0;
  if(contador>4)
    PAM = detPulMaximo(presion,vOscilante);
  imprimirLCD(0,1,(String)presion); //*****
  Serial.print(vOscilante);
  Serial.print(" ");
  Serial.println(presion);
  contador++;
  delay(200);
}
imprimirLCD(0,0,"Presion Activa ");
imprimirLCD(0,1," TERMINADO! ");
Serial.println("DESINFLADO TERMINADO");

calcular(PAM);
Serial.print(vOscilante);
Serial.print(" ");
Serial.print(PAM);
Serial.print(" Sistolica: ");
Serial.print(SIS);
Serial.print(" Diastolica: ");
Serial.println(DIA);
data = "dato1=" + (String)PAM + "&dato2=" + (String)SIS + "&dato3=" + (String)DIA;
httpPost();
imprimirLCD(0,0,"Resultados:  ");
imprimirLCD(0,1,"P=          ");

```

```

    imprimirLCD(3,1,(String)SIS);
    imprimirLCD(8,1,"");
    imprimirLCD(9,1,(String)DIA);
    delay(5000);
}

if(digitalRead(PIN_ACTIVAR_LECTURA)) // Pulsador de lectura de color activado
{
    imprimirLCD(0,0,"Color Activo  ");
    imprimirLCD(0,1,"Ubicar Tiririlla");
    delay(2000);
    if(lectura_pendiente) // Lectura en espera
    {
        if((unsigned long)(millis()-cronometro_lecturas)>ESPERA_HASTA_LECTURA) // ...y
se considera estable la luz que se mide porque ha pasado el tiempo correspondiente
        {
            cronometro_rebotes=millis();
            pulseIn(PIN_OUT,LOW); // Esperar a que cambie el estado a bajo
            101uración_ciclo=pulseIn(PIN_OUT,HIGH); // Tiempo transcurrido hasta que cambia
el estado (medio ciclo)
            101uración_ciclo+=pulseIn(PIN_OUT,LOW); // Volver a medir para completar y ciclo
y disminuir un poco el error
            frecuencia_m = 100000.0/101uración_ciclo;
            if((frecuencia_m >= 50)&&(frecuencia_m < 69.5)){
                frecuencia=0;
            }
            if((frecuencia_m >= 69.5)&&(frecuencia_m < 76.4)){
                frecuencia=30;
            }
            if((frecuencia_m >= 76.4)&&(frecuencia_m <= 81)){
                frecuencia=100;
            }
        }

        Serial.print("Frecuencia ");
        Serial.print(frecuencia_m); // Convertir el tiempo en µs a frecuencia en KHz
        Serial.println(" KHz");

        data = "dato1=" + (String)frecuencia + "&dato2=0&dato3=0";
        httpPost();

        imprimirLCD(0,0,"Resultados  ");
        imprimirLCD(0,1,"          ");
        imprimirLCD(0,1,"F=");
        imprimirLCD(2,1,(String)frecuencia);
        imprimirLCD(8,1,"mg/Dl");
        delay(3000);
        lectura_pendiente=false;
    } } }
else // Si el pulsador de lectura está desactivado...
{
    if((unsigned long)(millis()-cronometro_rebotes)>TIEMPO_REBOTE) // ...y ha pasado el
tiempo de rebote
    {
        lectura_pendiente=true; // Permitir la lectura del sensor
    }
}

```

```

    cronometro_rebotes=millis();
    cronometro_lecturas=cronometro_rebotes;
  }}}

void mostrar(String dato1, String dato2, String dato3)
{
  pantalla.print("Pres: ",0,0);
  pantalla.print(dato1,40,0);

  pantalla.print("Volt: ",0,10);
  pantalla.print(dato3,40,10);

  pantalla.print("dato2",0,20);
  pantalla.print(dato2,40,20);
  pantalla.update();
}

```

### **Método LDC**

```

void imprimirLCD(int fil, int col, String datos) {

  lcd.setCursor(fil, col);
  lcd.print(datos);
  delay(10);
}

```

### **Método presión**

```

float ADC2voltaje(int valor){
  float resultado = valor*0.004882813;
  return resultado;
}

float calcularPresion(float valor){
  float resultado = (ADC2voltaje(valor) - 0.2) / 0.045; //calculo presion en KPAs
  resultado*=7.500615613026438; //Conversion a mmHg
  return resultado;
}

float detPulMaximo(float presion, float pulsante){
  if(pulsante > maximoAux) {
    maximoAux = pulsante;
    presionRetorno = presion;
  }
  return presionRetorno;
}

void calcular(float presMedia){
  SIS = (presMedia * 0.55) + (presMedia / 1.3);
  DIA = (presMedia * 0.85);
}

```

### **Método WIFI**

```

//Resetear modulo

```



```

void reset() {
  wifi.println("AT+RST");
  delay(1000);
  if(wifi.find("OK"))
    Serial.println("Reseteo Exitoso");
}
//Conectarse a red wifi
void connectWifi() {
  String cmd = "AT+CWJAP=\"\" +ssid+\"\", \"\" + password + \"\"";
  wifi.println(cmd);
  delay(4000);
  wifi.println("AT+CIFSR");
  delay(4000);
  if(wifi.find("OK")) {
    Serial.println("Conectado!");
  }
  else {
    connectWifi();
    Serial.println("Imposible Conectar");
  }
}

```

## **ANEXO D**

### **Fotografías de las pruebas de campo en el Área de Recuperación y Preeclampsia del Hospital General Docente Ambato**











## ANEXO E

### Reporte de paciente del HGDA

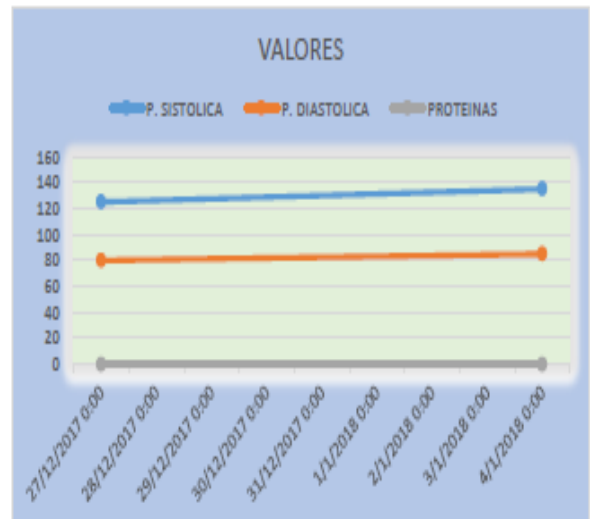


#### DIAGNÓSTICO

PACIENTE ESTABLE

NOMBRE: Ruis Ruis Liliana  
EDAD: 33  
HISTORIA CLINICA: 40823

FECHA	P. SISTOLICA	P. DIASTOLICA	PROTEINAS
4/1/2018 6:17	135	85	0
27/12/2017 10:44	125	80	0



# ANEXO F

## Datasheet de los dispositivos electrónicos utilizados

### Sensor de presión MPX5100

Freescale Semiconductor  
Technical Data

MPX5100  
Rev 11, 4/2008

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

The MPX5100 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
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Available in Absolute, Differential and Gauge Configurations
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

#### Typical Applications

- Patient Monitoring
- Process Control
- Pump/Motor Control
- Pressure Switching

### MPX5100/MPXV5100 SERIES

INTEGRATED PRESSURE SENSOR  
0 to 100 kpa (0 to 14.5 psi)  
15 to 115 kPa  
(2.2 to 16.7 psi)  
0.2 to 4.7 V Output

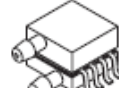
#### SMALL OUTLINE PACKAGES



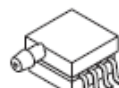
MPXV5100GC6U  
CASE 482A-01



MPXV5100GC7U  
CASE 482C-03



MPXV5100DP  
CASE 1351-01



MPXV5100GP  
CASE 1369-01

#### PIN NUMBER<sup>(1)</sup>

1	N/C	5	N/C
2	V <sub>s</sub>	6	N/C
3	GND	7	N/C
4	V <sub>OUT</sub>	8	N/C

1. Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

#### PIN NUMBER<sup>(1)</sup>

1	V <sub>OUT</sub>	4	N/C
2	GND	5	N/C
3	V <sub>s</sub>	6	N/C

1. Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

#### ORDERING INFORMATION

Device Type	Options	Case No.	MPX Series Order Number	Device Marking
UNIBODY PACKAGE (MPX5100 SERIES)				
Basic Elements	Absolute	867	MPX5100A	MPX5100A
	Differential	867	MPX5100D	MPX5100D
Ported Elements	Differential Dual Ports	867C	MPX5100DP	MPX5100DP
	Absolute, Single Port	867B	MPX5100AP	MPX5100AP
	Gauge, Single Port	867F	MPX5100GP	MPX5100GP
	Gauge, Axial PC Mount	867F	MPX5100GSX	MPX5100D
	Gauge, Axial Port, SMT	482A	MPXV5100GC6U	MPXV5100G
	Gauge, Axial Port, DIP	482C	MPXV5100GC7U	MPXV5100G
	Gauge, Dual Port, SMT	1351	MPXV5100DP	MPXV5100
Gauge, Side Port, SMT	1369	MPXV5100GP	MPXV5100G	

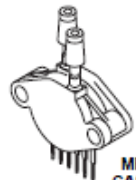
#### UNIBODY PACKAGES



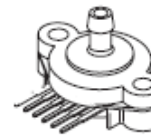
MPX5100A/D  
CASE 867-08



MPX5100AP/GP  
CASE 867B-04



MPX5100DP  
CASE 867C-05



MPX5100GSX  
CASE 867F-03



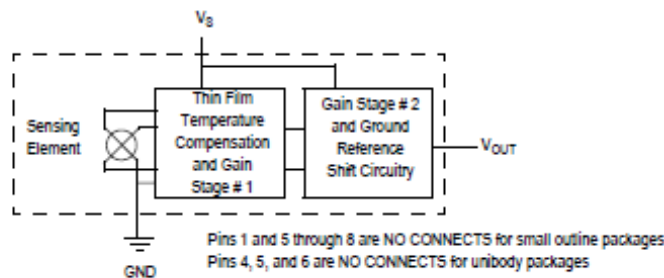


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

TABLE 1. Maximum Ratings<sup>(1)</sup>

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	$P_{MAX}$	400	kPa
Storage Temperature	$T_{STG}$	-40° to +125°C	°C
Operating Temperature	$T_A$	-40° to +125°C	°C

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

TABLE 2. Operating Characteristics ( $V_S = 5.0 V_{DC}$ ,  $T_A = 25^\circ C$  unless otherwise noted, P1 > P2. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup> Gauge, Differential: MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Absolute: MPX5100A	$P_{OP}$	0 15	— —	100 115	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	4.75	5.0	5.25	$V_{DC}$
Supply Current	$I_O$	—	7.0	10	mA <sub>DC</sub>
Minimum Pressure Offset <sup>(3)</sup> @ $V_S = 5.0 V$	$V_{OFF}$	0.088	0.20	0.313	$V_{DC}$
Full Scale Output <sup>(4)</sup> @ $V_S = 5.0 V$	$V_{FSO}$	4.587	4.700	4.813	$V_{DC}$
Full Scale Span <sup>(5)</sup> @ $V_S = 5.0 V$	$V_{FSS}$	—	4.500	—	$V_{DC}$
Accuracy <sup>(6)</sup>	—	—	—	±2.5	% $V_{FSS}$
Sensitivity	V/P	—	45	—	mV/kPa
Response Time <sup>(7)</sup>	$t_R$	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	$I_{O+}$	—	0.1	—	mA <sub>DC</sub>
Warm-Up Time <sup>(8)</sup>	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(9)</sup>	—	—	±0.5	—	% $V_{FSS}$

1. 1 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 minimum or maximum rated pressure at 25°C.
  - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
  - TcOffset: 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.

### ON-CHIP TEMPERATURE COMPENSATION, CALIBRATION AND SIGNAL CONDITIONING

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°C to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

Figure 3 illustrates both the Differential/Gauge and the Absolute Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 887). 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 MPX5100 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.

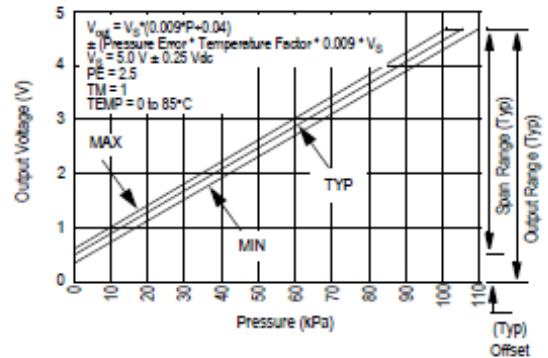


Figure 2. Output Vs. Pressure Differential

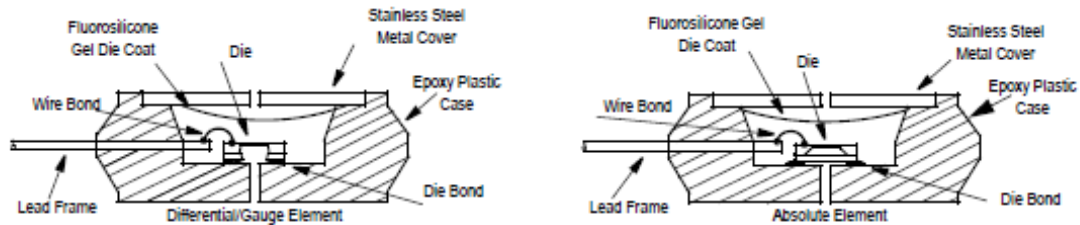


Figure 3. Cross Sectional Diagrams (Not to Scale)

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.

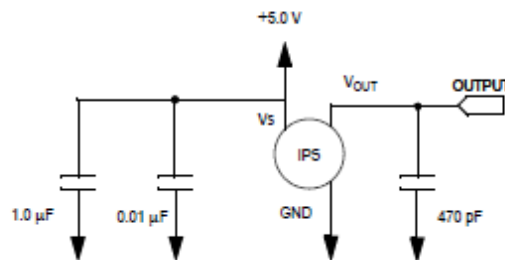


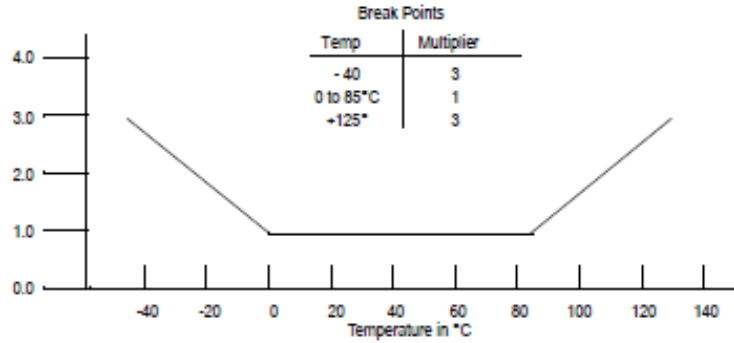
Figure 4. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering  
(For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646.)

**Transfer Function (MPX5100D, MPX5100G, MPXV5100G)**

**Nominal Transfer Value:**  $V_{OUT} = V_5 (P \times 0.009 + 0.04)$   
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Mult.} \times 0.009 \times V_5)$   
 $V_5 = 5.0 \text{ V} \pm 5\% \text{ P kPa}$

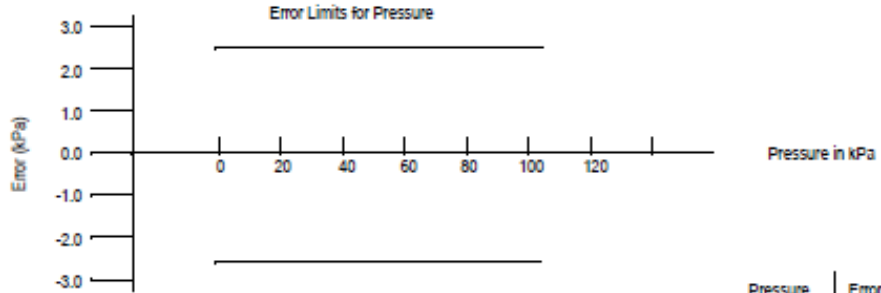
**Temperature Error Multiplier**

**MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Series**



**Pressure Error Band**

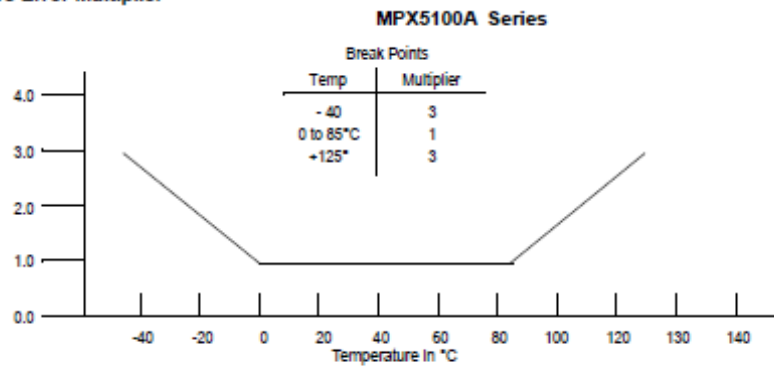
**MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Series**



### Transfer Function (MPX5100A)

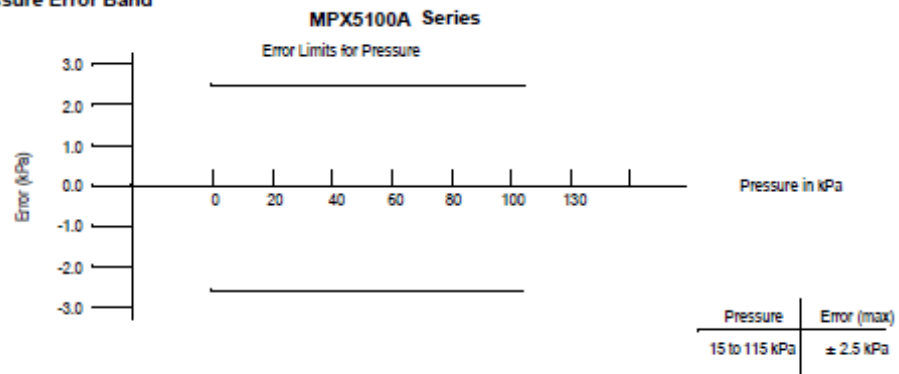
**Nominal Transfer Value:**  $V_{OUT} = V_B (P \times 0.009 + 0.095)$   
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Mult.} \times 0.009 \times V_B)$   
 $V_B = 5.0 \text{ V} \pm 5\% \text{ P kPa}$

### Temperature Error Multiplier



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

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 fluoro silicone 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 [Table 3](#) below.

**TABLE 3. PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE**

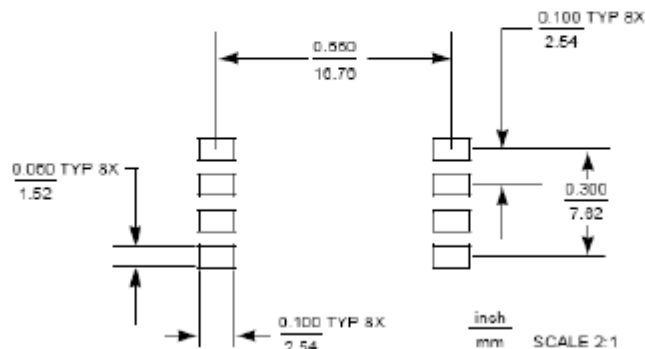
Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5100A, MPX5100D	867	Stainless Steel Cap
MPX5100DP	867C	Side with Part Marking
MPX5100AP, MPX5100GP	867B	Side with Port Attached
MPX5100GSX	867F	Side with Port Attached
MPXV5100GC8U	482A	Side with Port Attached
MPXV5100GC7U	482C	Side with Port Attached
MPXV5100DP	1351	Side with Part Marking
MPXV5100GP	1369	Side with Port Attached

### INFORMATION FOR USING THE SMALL OUTLINE PACKAGE

#### MINIMUM RECOMMENDED FOOTPRINT FOR SURFACE MOUNTED APPLICATIONS

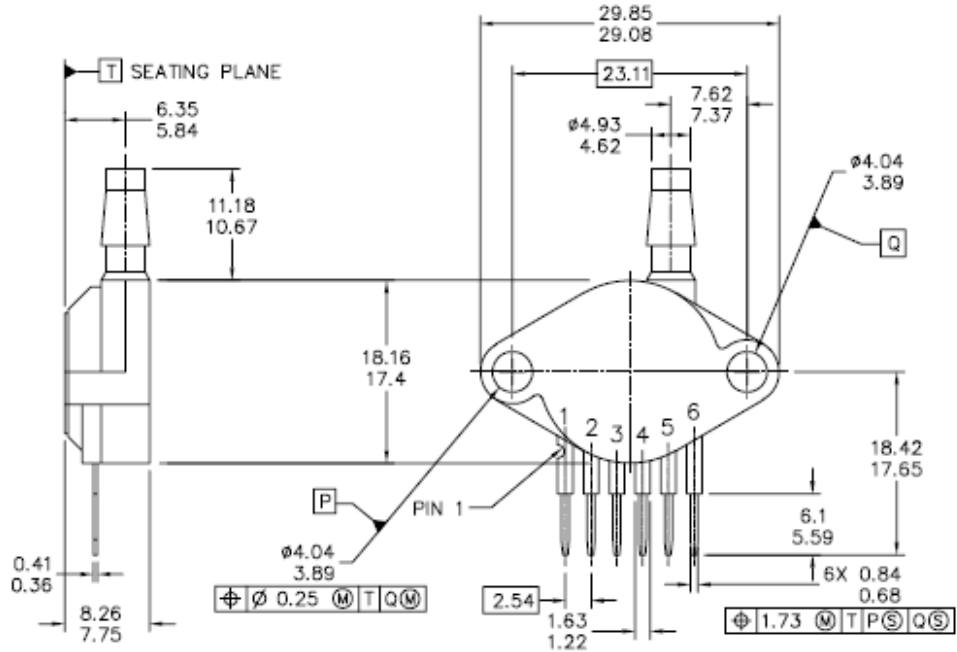
Surface mount board layout is a critical portion of the total design. The footprint for the surface mount packages must be the correct size to ensure proper solder connection interface between the board and the package. With the correct

footprint, the packages will self align when subjected to a solder reflow process. It is always recommended to design boards with a solder mask layer to avoid bridging and shorting between solder



**Figure 5. Small Outline Package Footprint**

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: G
	CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

PAGE 1 OF 2

CASE 867B-04  
ISSUE G  
UNIBODY PACKAGE

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

## Sensor de color TCS3200



## TCS3200, TCS3210 PROGRAMMABLE COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER

TAOS099 - JULY 2009

- High-Resolution Conversion of Light Intensity to Frequency
- Programmable Color and Full-Scale Output Frequency
- Communicates Directly With a Microcontroller
- Single-Supply Operation (2.7 V to 5.5 V)
- Power Down Feature
- Nonlinearity Error Typically 0.2% at 50 kHz
- Stable 200 ppm/°C Temperature Coefficient
- Low-Profile Lead (Pb) Free and RoHS Compliant Surface-Mount Package

### Description

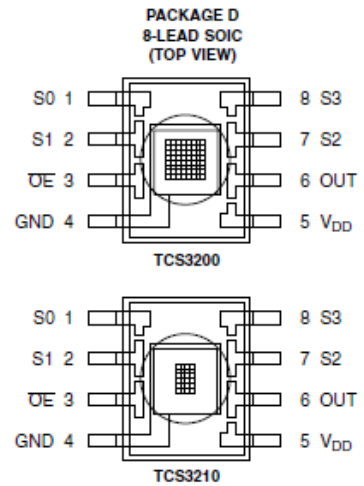
The TCS3200 and TCS3210 programmable color light-to-frequency converters that combine configurable silicon photodiodes and a current-to-frequency converter on a single monolithic CMOS integrated circuit. The output is a square wave (50% duty cycle) with frequency directly proportional to light intensity (irradiance).

The full-scale output frequency can be scaled by one of three preset values via two control input pins. Digital inputs and digital output allow direct interface to a microcontroller or other logic circuitry. Output enable (OE) places the output in the high-impedance state for multiple-unit sharing of a microcontroller input line.

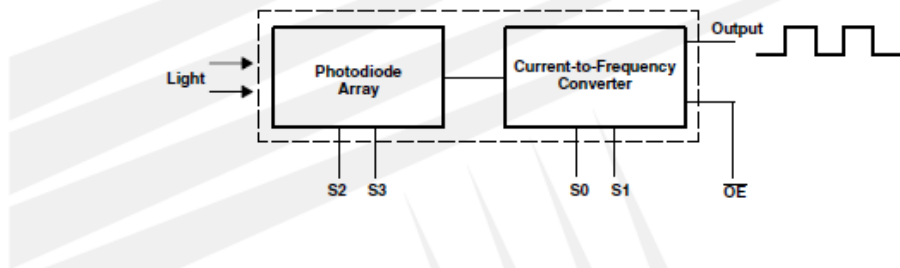
In the TCS3200, the light-to-frequency converter reads an 8 x 8 array of photodiodes. Sixteen photodiodes have blue filters, 16 photodiodes have green filters, 16 photodiodes have red filters, and 16 photodiodes are clear with no filters.

In the TCS3210, the light-to-frequency converter reads a 4 x 6 array of photodiodes. Six photodiodes have blue filters, 6 photodiodes have green filters, 6 photodiodes have red filters, and 6 photodiodes are clear with no filters.

The four types (colors) of photodiodes are interdigitated to minimize the effect of non-uniformity of incident irradiance. All photodiodes of the same color are connected in parallel. Pins S2 and S3 are used to select which group of photodiodes (red, green, blue, clear) are active. Photodiodes are 110 μm x 110 μm in size and are on 134-μm centers.



### Functional Block Diagram



**TCS3200, TCS3210**  
**PROGRAMMABLE**  
**COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER**

TAOS099 – JULY 2009

**Terminal Functions**

TERMINAL NAME	NO.	I/O	DESCRIPTION
GND	4		Power supply ground. All voltages are referenced to GND.
OE	3	I	Enable for $f_o$ (active low).
OUT	6	O	Output frequency ( $f_o$ ).
S0, S1	1, 2	I	Output frequency scaling selection inputs.
S2, S3	7, 8	I	Photodiode type selection inputs.
V <sub>DD</sub>	5		Supply voltage

**Table 1. Selectable Options**

S0	S1	OUTPUT FREQUENCY SCALING ( $f_o$ )
L	L	Power down
L	H	2%
H	L	20%
H	H	100%

S2	S3	PHOTODIODE TYPE
L	L	Red
L	H	Blue
H	L	Clear (no filter)
H	H	Green

**Available Options**

DEVICE	T <sub>A</sub>	PACKAGE - LEADS	PACKAGE DESIGNATOR	ORDERING NUMBER
TCS3200	-40°C to 85°C	SOIC-8	D	TCS3200D
TCS3210	-40°C to 85°C	SOIC-8	D	TCS3210D

**TCS3200, TCS3210**  
**PROGRAMMABLE**  
**COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER**

TAOS099 – JULY 2009

**Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)<sup>†</sup>**

Supply voltage, $V_{DD}$ (see Note 1)	6 V
Input voltage range, all inputs, $V_I$	-0.3 V to $V_{DD} + 0.3$ V
Operating free-air temperature range, $T_A$ (see Note 2)	-40°C to 85°C
Storage temperature range (see Note 2)	-40°C to 85°C
Solder conditions in accordance with JEDEC J-STD-020A, maximum temperature (see Note 3)	260°C

<sup>†</sup> Stresses beyond those listed under “absolute maximum ratings” may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under “recommended operating conditions” is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. All voltage values are with respect to GND.  
2. Long-term storage or operation above 70°C could cause package yellowing that will lower the sensitivity to wavelengths < 500nm.  
3. The device may be hand soldered provided that heat is applied only to the solder pad and no contact is made between the tip of the solder iron and the device lead. The maximum time heat should be applied to the device is 5 seconds.

**Recommended Operating Conditions**

		MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, $V_{DD}$		2.7	5	5.5	V
High-level input voltage, $V_{IH}$	$V_{DD} = 2.7$ V to 5.5 V	2		$V_{DD}$	V
Low-level input voltage, $V_{IL}$	$V_{DD} = 2.7$ V to 5.5 V	0		0.8	V
Operating free-air temperature range, $T_A$		-40		70	°C

**Electrical Characteristics at  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $V_{DD} = 5$  V (unless otherwise noted)**

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
$V_{OH}$	High-level output voltage	$I_{OH} = -2$ mA		4	4.5		V
$V_{OL}$	Low-level output voltage	$I_{OL} = 2$ mA			0.25	0.40	V
$I_{IH}$	High-level input current					5	μA
$I_{IL}$	Low-level input current					5	μA
$I_{DD}$	Supply current	Power-on mode			1.4	2	mA
		Power-down mode				0.1	μA
Full-scale frequency (See Note 4)		$S0 = H, S1 = H$		500	600		kHz
		$S0 = H, S1 = L$		100	120		kHz
		$S0 = L, S1 = H$		10	12		kHz
	Temperature coefficient of responsivity	$\lambda \leq 700$ nm, $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$			±200		ppm/°C
$k_{SYS}$	Supply voltage sensitivity	$V_{DD} = 5$ V ±10%			±0.5		%/V

NOTE 4: Full-scale frequency is the maximum operating frequency of the device without saturation.



**TCS3200, TCS3210**  
**PROGRAMMABLE**  
**COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER**

TAOS099 – JULY 2009

Operating Characteristics at  $V_{DD} = 5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $S0 = \text{H}$ ,  $S1 = \text{H}$  (unless otherwise noted)  
(See Notes 5, 6, 7, and 8). Values for TCS3200 (TCS3210) are below.

PARAMETER	TEST CONDITIONS	CLEAR PHOTODIODE S2 = H, S3 = L			BLUE PHOTODIODE S2 = L, S3 = H			GREEN PHOTODIODE S2 = H, S3 = H			RED PHOTODIODE S2 = L, S3 = L			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
$f_O$ Output frequency (Note 9)	$E_o = 47.2\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , $\lambda_p = 470\ \text{nm}$	12.5 (4.7)	15.6 (5.85)	18.7 (7)	61%	84%	22%	43%	0%	6%	kHz			
	$E_o = 40.4\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , $\lambda_p = 524\ \text{nm}$	12.5 (4.7)	15.6 (5.85)	18.7 (7)	8%	28%	57%	80%	9%	27%				
	$E_o = 34.6\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , $\lambda_p = 640\ \text{nm}$	13.1 (4.9)	16.4 (6.15)	19.7 (7.4)	5%	21%	0%	12%	84%	105%				
$R_o$ Irradiance responsivity (Note 10)	$\lambda_p = 470\ \text{nm}$	331 (124)			61%	84%	22%	43%	0%	6%	Hz/ ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ )			
	$\lambda_p = 524\ \text{nm}$	386 (145)			8%	28%	57%	80%	9%	27%				
	$\lambda_p = 640\ \text{nm}$	474 (178)			5%	21%	0%	12%	84%	105%				
Saturation irradiance (Note 11)	$\lambda_p = 470\ \text{nm}$	1813 (4839)			—	—	—	—	—	—	$\mu\text{W}/\text{cm}^2$			
	$\lambda_p = 524\ \text{nm}$	1554 (4138)			—	—	—	—	—	—				
	$\lambda_p = 640\ \text{nm}$	1266 (3371)			—	—	—	—	—	—				
$f_D$ Dark frequency	$E_o = 0$	2 10			2	10	2	10	2	10	Hz			
Nonlinearity (Note 12)	$f_O = 0$ to 5 kHz	$\pm 0.1$			$\pm 0.1$	$\pm 0.1$	$\pm 0.1$	$\pm 0.1$	$\pm 0.1$	$\pm 0.1$	% F.S.			
	$f_O = 0$ to 50 kHz	$\pm 0.2$			$\pm 0.2$	$\pm 0.2$	$\pm 0.2$	$\pm 0.2$	$\pm 0.2$	$\pm 0.2$				
	$f_O = 0$ to 500 kHz	$\pm 0.5$			$\pm 0.5$	$\pm 0.5$	$\pm 0.5$	$\pm 0.5$	$\pm 0.5$	$\pm 0.5$				
Recovery from power down		100			100	100	100	100	100	100	$\mu\text{s}$			
Response time to output enable (OE)		100			100	100	100	100	100	100	ns			

- NOTES: 5. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from a light-emitting diode (LED) optical source.  
6. The 470 nm input irradiance is supplied by an InGaN light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 470\ \text{nm}$ , spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 35\ \text{nm}$ , and luminous efficacy = 75 lm/W.  
7. The 524 nm input irradiance is supplied by an InGaN light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 524\ \text{nm}$ , spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 47\ \text{nm}$ , and luminous efficacy = 520 lm/W.  
8. The 640 nm input irradiance is supplied by a AlInGaP light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 640\ \text{nm}$ , spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 17\ \text{nm}$ , and luminous efficacy = 155 lm/W.  
9. Output frequency Blue, Green, Red percentage represents the ratio of the respective color to the Clear channel absolute value.  
10. Irradiance responsivity  $R_o$  is characterized over the range from zero to 5 kHz.  
11. Saturation irradiance = (full-scale frequency)/(irradiance responsivity) for the Clear reference channel.  
12. Nonlinearity is defined as the deviation of  $f_O$  from a straight line between zero and full scale, expressed as a percent of full scale.

**TYPICAL CHARACTERISTICS**

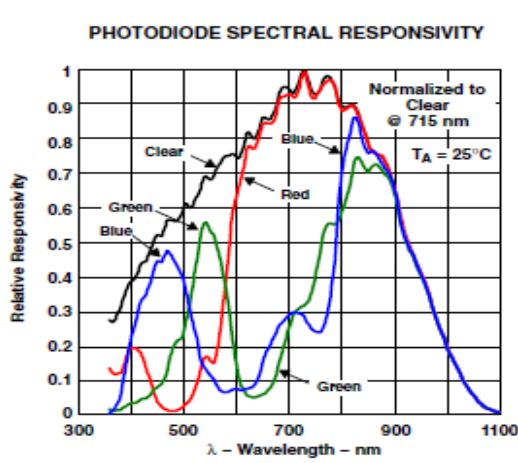


Figure 1

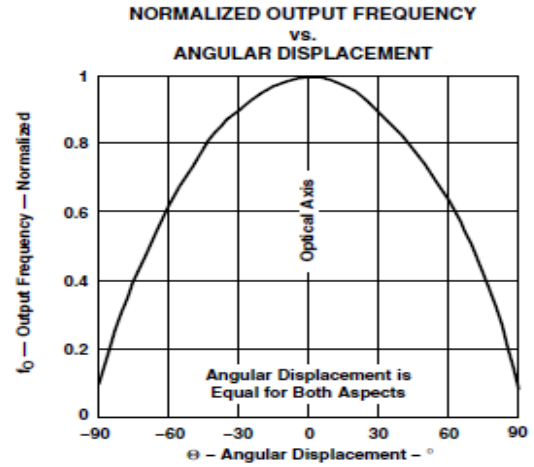


Figure 2

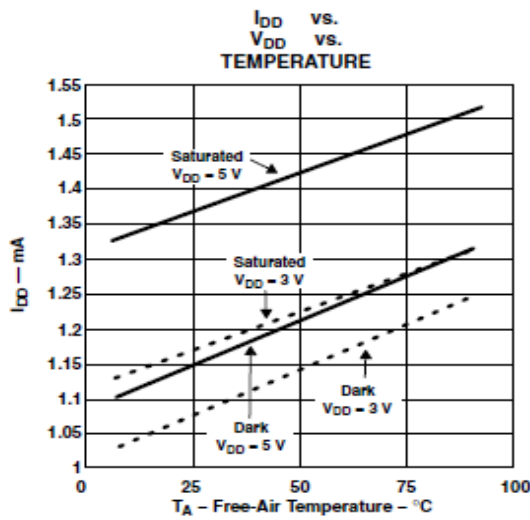


Figure 3

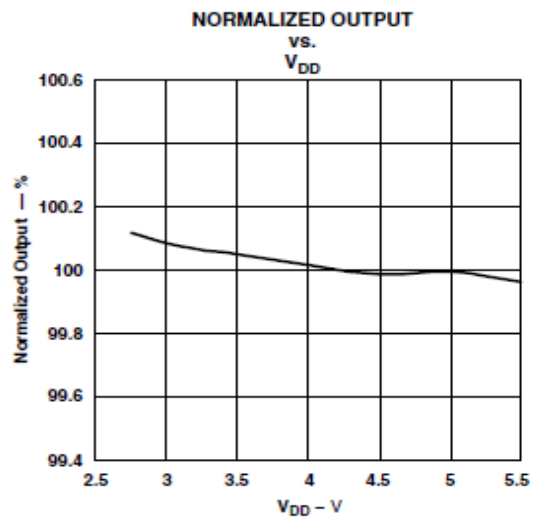


Figure 4

**PHOTODIODE RESPONSIVITY TEMPERATURE COEFFICIENT vs. WAVELENGTH OF INCIDENT LIGHT**

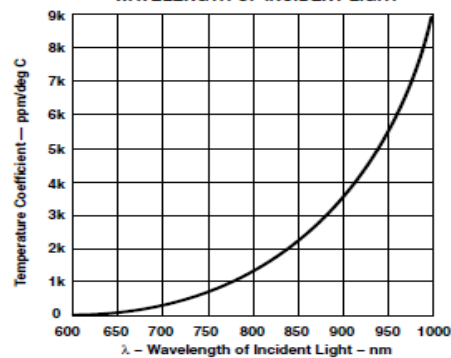


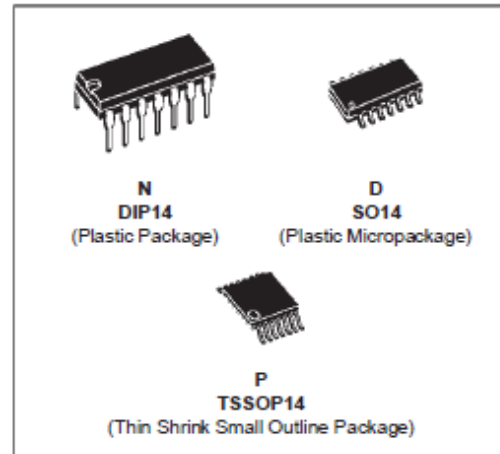
Figure 5



# LM124 LM224 - LM324

## LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375µA
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 5mV max.  
(for more accurate applications, use the equivalent parts LM124A-LM224A-LM324A which feature 3mV max)
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE :  
SINGLE SUPPLY : +3V TO +30V  
DUAL SUPPLIES : ±1.5V TO ±15V



### DESCRIPTION

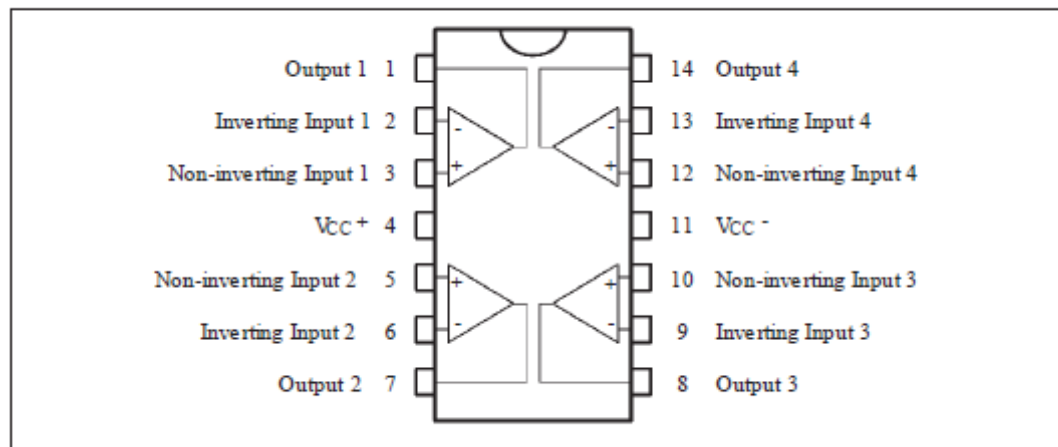
These circuits consist of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

### ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
LM124	-55°C, +125°C	•	•	•
LM224	-40°C, +105°C	•	•	•
LM324	0°C, +70°C	•	•	•

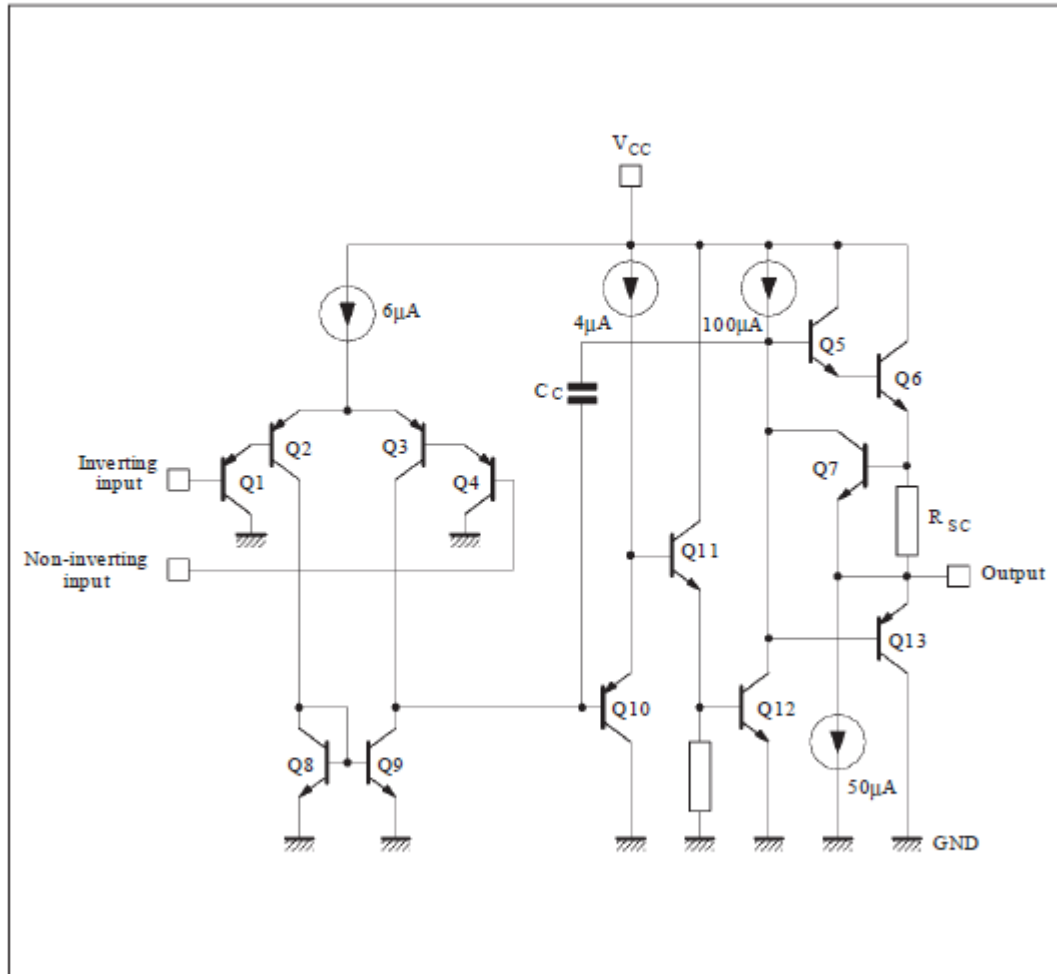
Example : LM224N

### PIN CONNECTIONS (top view)



LM124 - LM224 - LM324

SCHEMATIC DIAGRAM (1/4 LM124)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LM124	LM224	LM324	Unit
$V_{CC}$	Supply Voltage		$\pm 18$ or 32		V
$V_i$	Input Voltage		-0.3 to +32		V
$V_{id}$	Differential Input Voltage - (*)	+32	+32	+32	V
$P_{tot}$	Power Dissipation	500	500	500	mW
		-	400	400	mW
-	Output Short-circuit Duration - (note 1)		Infinite		
$I_{in}$	Input Current - (note 6)	50	50	50	mA
$T_{oper}$	Operating Free Air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	$^{\circ}C$
$T_{stg}$	Storage Temperature Range	-65 to +150	-65 to +150	-65 to +150	$^{\circ}C$

## ELECTRICAL CHARACTERISTICS

 $V_{CC}^+ = +5V$ ,  $V_{CC}^- = \text{Ground}$ ,  $V_O = 1.4V$ ,  $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$  (unless otherwise specified)

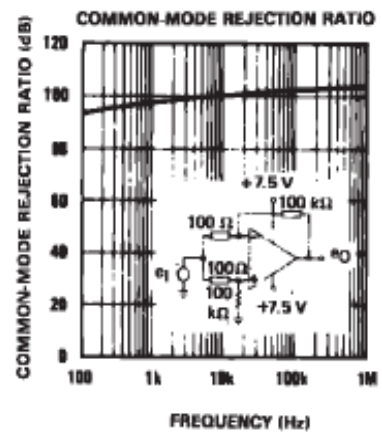
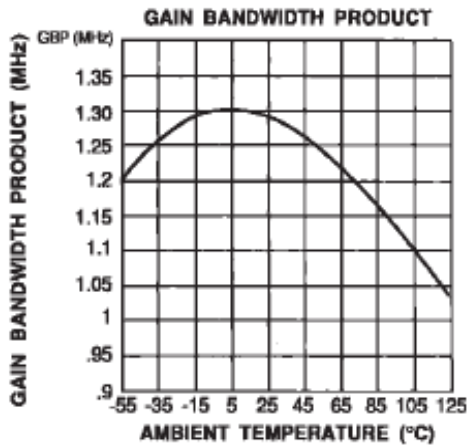
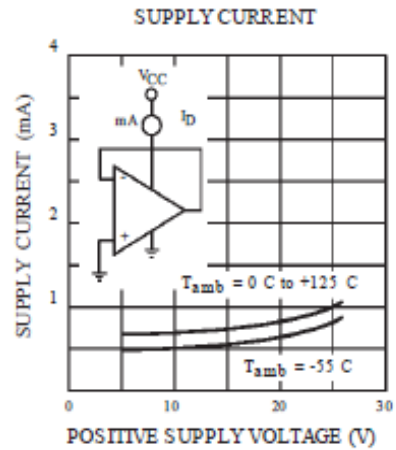
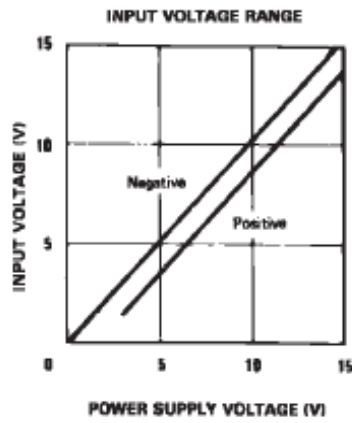
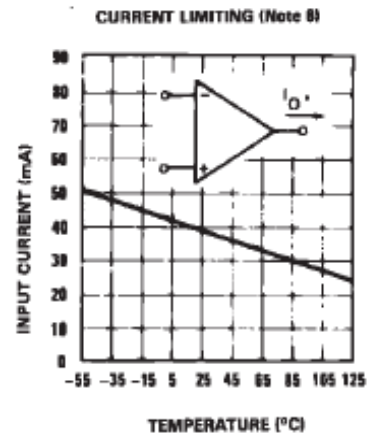
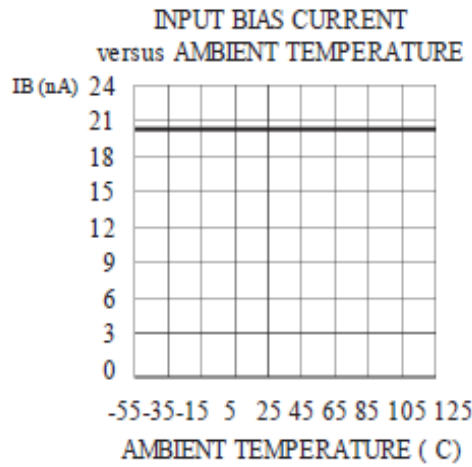
Symbol	Parameter	LM124 - LM224 - LM324			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
$V_{io}$	Input Offset Voltage (note 3) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ LM324 $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ LM324		2	5 7 7 9	mV
$I_{io}$	Input Offset Current $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		2	30 100	nA
$I_{ib}$	Input Bias Current (note 2) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		20	150 300	nA
$A_{vd}$	Large Signal Voltage Gain ( $V_{CC}^+ = +15V$ , $R_L = 2k\Omega$ , $V_O = 1.4V$ to $11.4V$ ) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	50 25	100		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ( $R_S \leq 10k\Omega$ ) ( $V_{CC}^+ = 5V$ to $30V$ ) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	65 65	110		dB
$I_{CC}$	Supply Current, all Amp, no load $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ $V_{CC} = +5V$ $V_{CC} = +30V$ $V_{CC} = +5V$ $V_{CC} = +30V$		0.7 1.5 0.8 1.5	1.2 3 1.2 3	mA
$V_{icm}$	Input Common Mode Voltage Range ( $V_{CC} = +30V$ ) - (note 4) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	0 0		$V_{CC} - 1.5$ $V_{CC} - 2$	V
CMR	Common-mode Rejection Ratio ( $R_S \leq 10k\Omega$ ) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	70 60	80		dB
$I_{source}$	Output Current Source ( $V_{id} = +1V$ ) $V_{CC} = +15V$ , $V_O = +2V$	20	40	70	mA
$I_{sink}$	Output Sink Current ( $V_{id} = -1V$ ) $V_{CC} = +15V$ , $V_O = +2V$ $V_{CC} = +15V$ , $V_O = +0.2V$	10 12	20 50		mA $\mu\text{A}$

## LM124 - LM224 - LM324

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

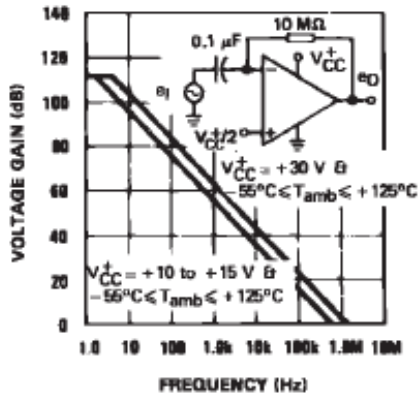
Symbol	Parameter	LM124 - LM224 - LM324			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
V <sub>OH</sub>	High Level Output Voltage (V <sub>CC</sub> = +30V) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min.</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max.</sub> R <sub>L</sub> = 2kΩ	28	27		V
	T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min.</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max.</sub> (V <sub>CC</sub> = +5V, R <sub>L</sub> = 2kΩ)	28 27 27	28		
	T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min.</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max.</sub>	3.5 3			
V <sub>OL</sub>	Low Level Output Voltage (R <sub>L</sub> = 10kΩ) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min.</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max.</sub>		5	20 20	mV
SR	Slew Rate V <sub>CC</sub> = 15V, V <sub>I</sub> = 0.5 to 3V, R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF, unity gain)		0.4		V/μs
GBP	Gain Bandwidth Product V <sub>CC</sub> = 30V, f = 100kHz, V <sub>in</sub> = 10mV R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF		1.3		MHz
THD	Total Harmonic Distortion f = 1kHz, A <sub>v</sub> = 20dB, R <sub>L</sub> = 2kΩ, V <sub>O</sub> = 2V <sub>pp</sub> C <sub>L</sub> = 100pF, V <sub>CC</sub> = 30V		0.015		%
e <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Voltage f = 1kHz, R <sub>s</sub> = 100Ω, V <sub>CC</sub> = 30V		40		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
DV <sub>IO</sub>	Input Offset Voltage Drift		7	30	μV/°C
DI <sub>IO</sub>	Input Offset Current Drift		10	200	pA/°C
V <sub>O1</sub> /V <sub>O2</sub>	Channel Separation (note 5) 1kHz ≤ f ≤ 20kHz		120		dB

- Notes :**
- Short-circuits from the output to V<sub>CC</sub> can cause excessive heating if V<sub>CC</sub> > 15V. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V<sub>CC</sub>. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
  - The direction of the Input current is out of the IC. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the Input lines.
  - V<sub>o</sub> = 1.4V, R<sub>s</sub> = 0Ω, 5V < V<sub>CC</sub> < 30V, 0 < V<sub>ie</sub> < V<sub>CC</sub> - 1.5V
  - The input common-mode voltage of 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<sub>CC</sub> - 1.5V, but either or both inputs can go to +32V without damage.
  - Due to the 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 capacitance increases at higher frequencies.
  - This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward biased and thereby acting as input diodes clamps. In addition to this diode action, there is also NPN parasitic action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the Op-amps to go to the V<sub>CC</sub> voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration than an input is driven negative. This is not destructive and normal output will set up again for input voltage higher than -0.3V.

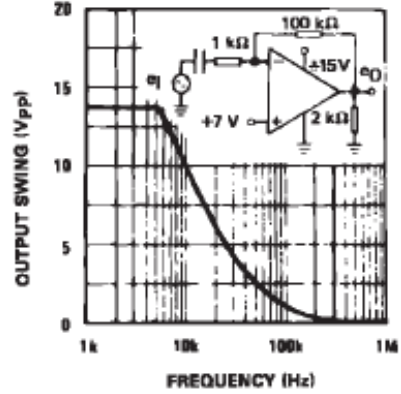




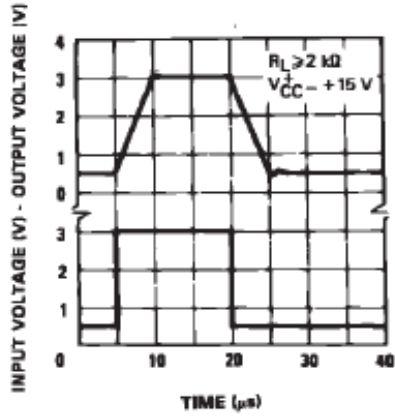
OPEN LOOP FREQUENCY RESPONSE



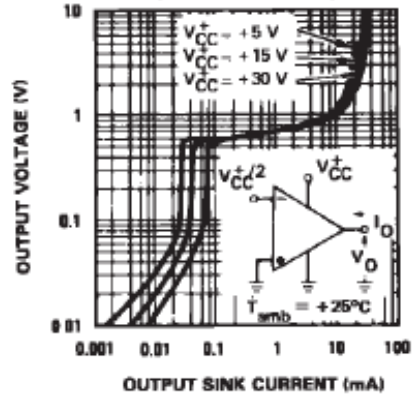
LARGE SIGNAL FREQUENCY RESPONSE



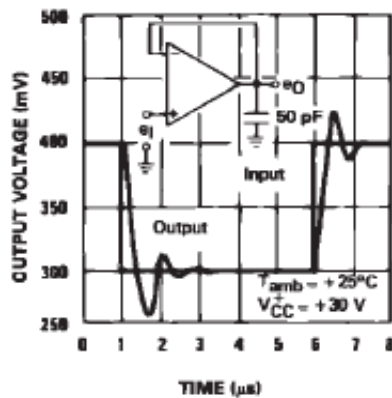
VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE



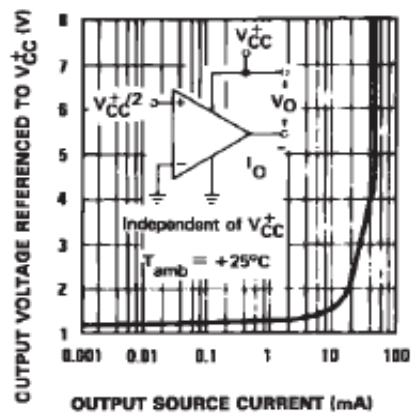
OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SINKING)



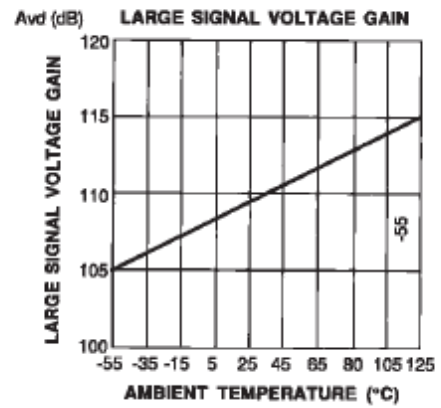
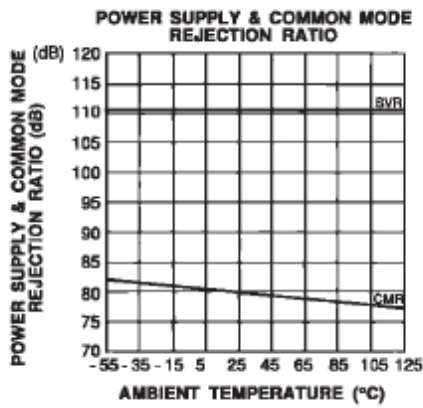
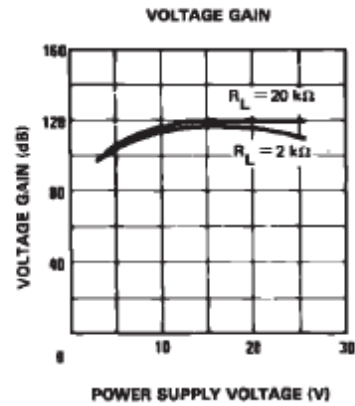
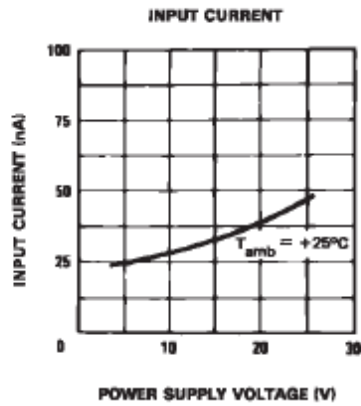
VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE (SMALL SIGNAL)



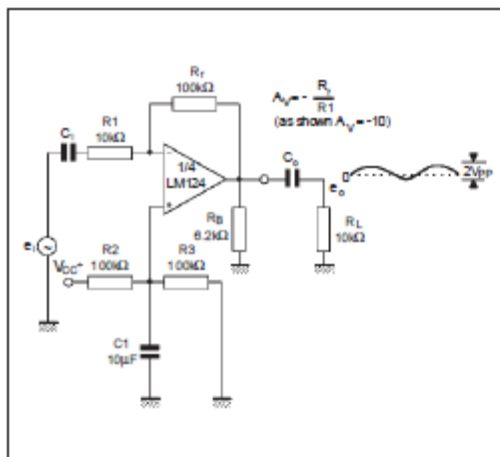
OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SOURCING)



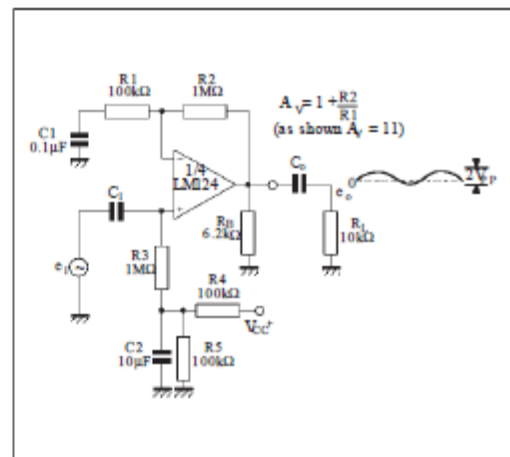




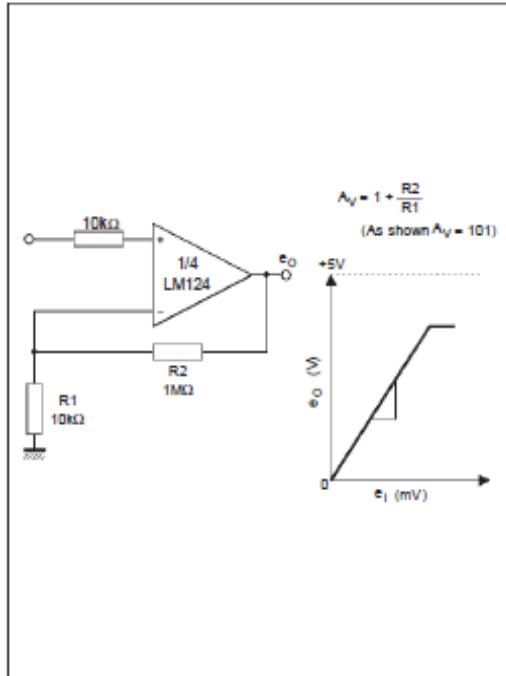
**TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS**  
AC COUPLED INVERTING AMPLIFIER



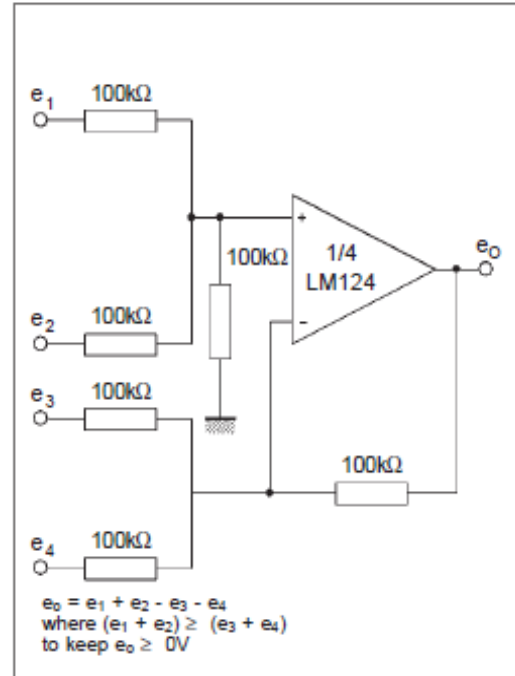
AC COUPLED NON-INVERTING AMPLIFIER



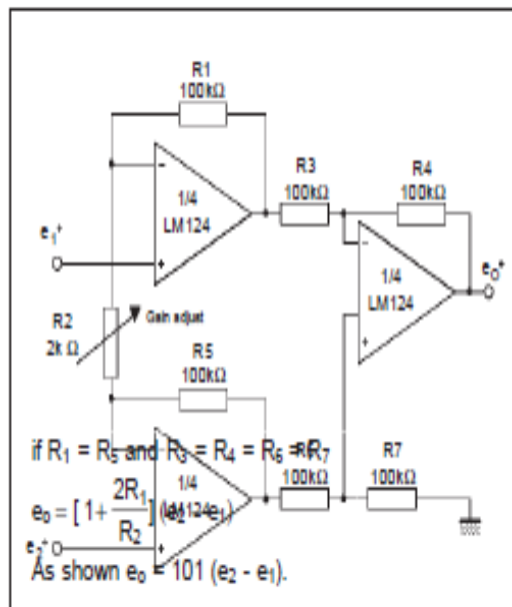
TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS  
NON-INVERTING DC GAIN



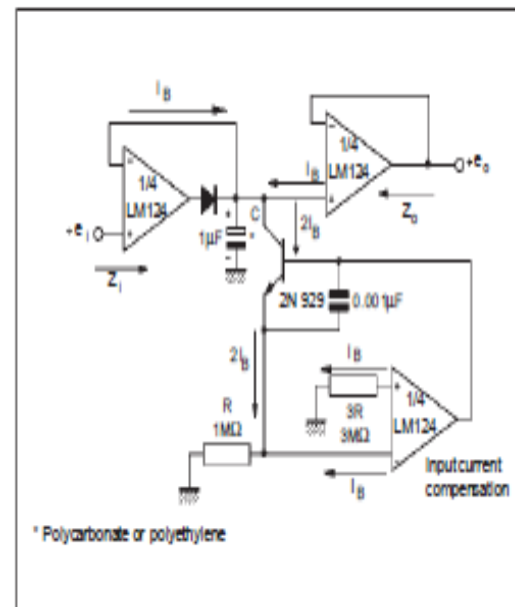
DC SUMMING AMPLIFIER



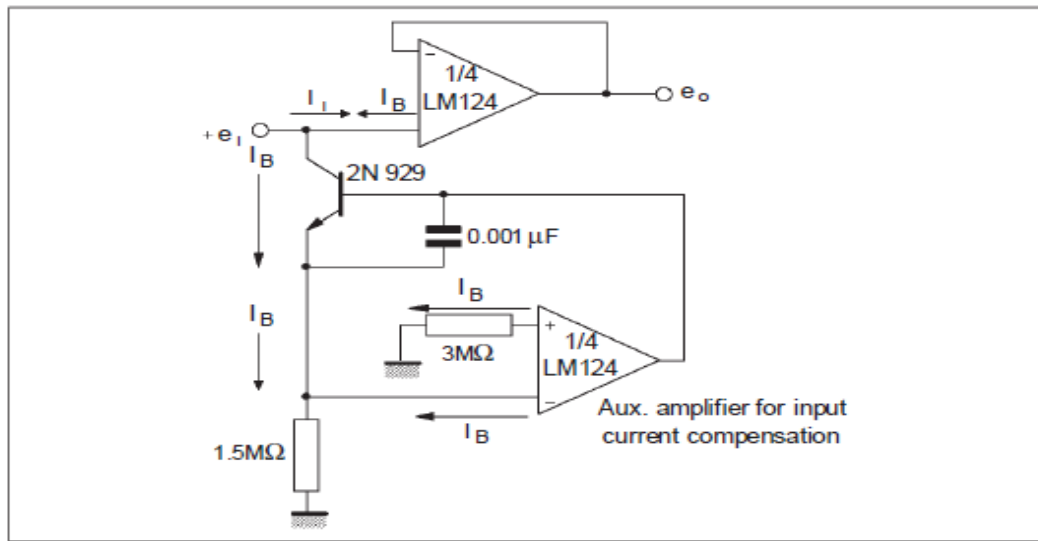
HIGH INPUT Z ADJUSTABLE GAIN DC  
INSTRUMENTATION AMPLIFIER



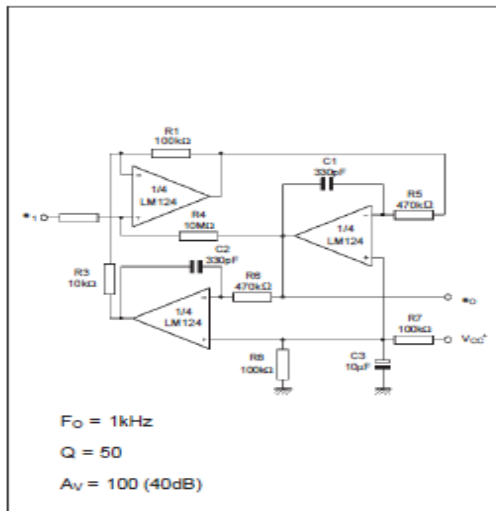
LOW DRIFT PEAK DETECTOR



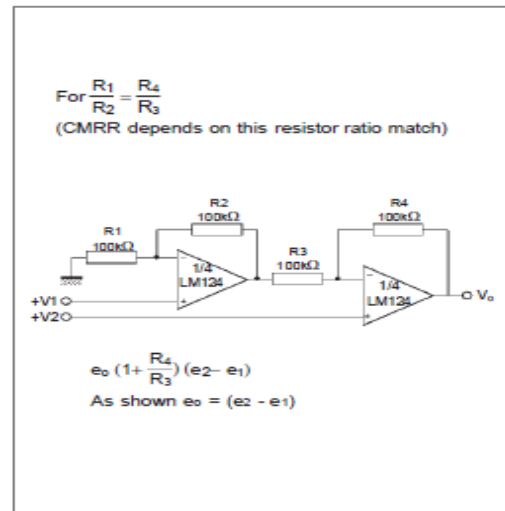
USING SYMMETRICAL AMPLIFIERS TO REDUCE INPUT CURRENT (GENERAL CONCEPT)



TYPICAL SINGLE - SUPPLY APPLICATIONS  
ACTIVE BANDPASS FILTER



HIGH INPUT Z, DC DIFFERENTIAL AMPLIFIER



VOLTAGE GAIN AND PHASE vs FREQUENCY

