



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN Y  
VISUALIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE LA PRESIÓN ARTERIAL, APLICANDO  
EL MÉTODO DE TONOMETRÍA ARTERIAL**

**Por:**

**JORGE IVÁN LEAL LOZANO  
JORGE FÉLIX BANGUERA VILLALOBO  
JOSÉ ANDRÉS MURIEL OVIEDO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELECTRICA ELECTRONICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2012**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN Y  
VISUALIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE LA PRESIÓN ARTERIAL, APLICANDO  
EL MÉTODO DE TONOMETRÍA ARTERIAL**

**JORGE IVÁN LEAL LOZANO  
JORGE FÉLIX BANGUERA VILLALOBO  
JOSÉ ANDRÉS MURIEL OVIEDO**

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de  
Ingeniero Electrónico

Director:

**Msc. JAIME GUILLERMO BARRERO PÉREZ**

Codirector:

**Msc. CARLOS ANDRÉS NIÑO NIÑO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELECTRICA ELECTRONICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2012**



2.3.1. RECEPCIÓN DE DATOS POR COMUNICACIÓN RF	40
2.3.2. PROCESAMIENTO DE DATOS	40
2.3.2.1. DISEÑO FILTRO IIR BUTTERWORTH PASABAJAS	42
2.3.3. TRANSMISIÓN DE DATOS AL COMPUTADOR	43
2.4. VISUALIZACIÓN	43
2.4.1. LABVIEW	43
2.4.2. MATLAB	45
<b>3. IMPLEMENTACIÓN</b>	<b>46</b>
3.1. CALIBRACIÓN SENSOR DE PRESIÓN	48
3.2. IMPLEMENTACIÓN DISPOSITIVO DE VISUALIZACIÓN Y MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL EN PACIENTES	49
<b>4. RESULTADOS Y ANÁLISIS</b>	<b>50</b>
<b>5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>55</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>57</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>59</b>

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Presiones sanguíneas normales en las distintas porciones del aparato circulatorio	18
Figura 2. Curva de presión arterial en un adulto joven normal	19
Figura 3. Principios de los tres tipos de transductores electrónicos para registrar rápidamente los cambios de la presión arterial	22
Figura 4. Método auscultatorio para medir las presiones arteriales sistólica y diastólica	23
Figura 5. Curva de Presión Oscilatoria	26
Figura 6. Pulso Índice Oscilométrico	27
Figura 7. Diagrama tonómetro arterial: a) diagrama que muestra todas las fuerzas, b) diagrama de cuerpo libre sobre el pistón	29
Figura 8. Modelado del sensor sobre la arteria	29
Figura 9. Cambios de las presiones arteriales sistólica, diastólica y media con la edad	31
Figura 10. Diagrama de bloques del sistema	31
Figura 11. Empaquetado de fábrica del sensor MPX2300DT1	32
Figura 12. Sistema de acople del sensor de presión	34
Figura 13. Pieza en PMMA con el sistema de acople del sensor	34
Figura 14. Mecanismo de leva	35
Figura 15. Sistema de inmovilización	36
Figura 16. Dispositivo de monitoreo de la presión arterial	36
Figura 17. Diagrama de interconexión interno del INA 128	37
Figura 18. Diagrama de bode filtro Butterworth pasabajas de segundo orden	43

Figura 19. Diagrama de bloques modelando los pasos seguidos en Labview para la visualización de la onda de presión arterial	44
Figura 20. Panel frontal visualizador de presión arterial diseñado en Labview	45
Figura 21. Diagrama de bloques del algoritmo implementado en Matlab, para la visualización de la onda de presión arterial	46
Figura 22. Salida analógica de la tarjeta transmisora	47
Figura 23. Implementación del filtro diseñado	48
Figura 24. Onda de presión arterial de un sujeto de prueba	49
Figura 25. Señal del ECG (arriba) y señal de presión arterial (abajo), tomadas simultáneamente	51
Figura 26. Valores de las presiones de pulso medidas con el esfigmomanómetro (rojo) y el dispositivo desarrollado (azul)	53
Figura 27. Valores del IMC (Rojo) y las presiones sistólica (azul) y diastólica (verde), medidas con el dispositivo desarrollado	53
Figura 28. Valores del %Grasa corporal (Rojo) y las presiones sistólica (azul) y diastólica (verde), medidas con el dispositivo desarrollado	54



## **LISTA DE ANEXOS**

	<b>Pág.</b>
Anexo 1. PROTOCOLO VERIFICACIÓN MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIANTE DISPOSITIVO DISEÑADO	59

## RESUMEN

**TITULO:** IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN Y VISUALIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE LA PRESIÓN ARTERIAL, APLICANDO EL MÉTODO DE TONOMETRÍA ARTERIAL<sup>1</sup>

**AUTORES:** Jorge Iván Leal Lozano<sup>2</sup>, Jorge Félix Banguera Villalobo<sup>2</sup>, José Andrés Muriel Oviedo<sup>2</sup>

**PALABRAS CLAVES:** Tonometría arterial, señal digital, onda de presión arterial, filtro digital IIR, presión de pulso.

En este trabajo se muestra el desarrollo de un dispositivo para el monitoreo continuo de la onda de presión arterial en tiempo real aplicando el método de tonometría arterial. Parte desde la explicación teórica de lo que se pretende medir que es la presión arterial, y los requerimientos a tener en cuenta para esta, además de los distintos métodos que se usan para la medición y visualización de este factor actualmente, y la comparación con el método a implementar.

El transductor utilizado es un sensor de tipo piezoresistivo de presión diseñado para aplicaciones médicas tanto invasivas como no invasivas. A este sensor se le implementó un acople necesario para la aplicación de fuerzas externas y el sensado de presión arterial.

El dispositivo final es implementado en dos tarjetas de circuito impreso conectadas entre sí mediante comunicación RF por medio de módulos Xbee pro. La primera de estas comprende las etapas de amplificación, digitalización y transmisión, y la segunda la recepción, procesamiento de datos y comunicación con el computador por el puerto USB.

Finalmente la visualización y medición de la presión arterial es desarrollada en las herramientas computacionales de Matlab y Labview obteniendo como producto final un sistema que permite el monitoreo continuo de esta medida fisiológica en tiempo real.

---

<sup>1</sup>Proyecto de grado desarrollado en la modalidad de investigación.

<sup>2</sup>Facultad de ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director: Msc. Jaime Guillermo Barrero Pérez. Co-director: Msc. Carlos Andrés Niño Niño.

## ABSTRACT

**TITLE:** IMPLEMENTATION OF A PROTOTYPE FOR THE MEASUREMENT AND VISUALIZATION IN REAL-TIME OF THE BLOOD PRESSURE, APPLYING THE ARTERIAL TONOMETRY METHOD<sup>1</sup>

**AUTHORS:** Jorge Iván Leal Lozano<sup>2</sup>, Jorge Félix Banguera Villalobo<sup>2</sup>, José Andrés Muriel Oviedo<sup>2</sup>

**KEYWORDS:** Arterial tonometry, digital signal, arterial pressure waveform, IIR digital filter, pulse pressure.

This paper shows the development of a device for the continuous monitoring of the arterial pressure waveform in real time using the arterial tonometry method. It departs from the theoretical explanation of what is intended to be measured that is the blood pressure, and the requirements to be considered for this, besides the different methods that are used for the measurement and visualization of this factor nowadays, and the comparison with the technique to implement.

The transducer used is a piezoresistive pressure sensor designed for medical applications both invasive and noninvasive. For this sensor is implemented a coupling necessary for the application of external forces and arterial pressure sensing.

The final device is implemented in two printed circuit boards connected by RF communication via Xbee Pro modules. The first one of these PCBs includes the stages of amplification, digitalization and transmission, and the second one the reception, data processing and communication with the computer by USB port.

Finally, the visualization and measurement of blood pressure is developed in the computational tools of Matlab and Labview obtaining as final product a system that allows the continuous monitoring of this physiological measure in real time.

---

<sup>1</sup>Degree's project developed for investigation purposes.

<sup>2</sup>Physical-Mechanical Faculty, Electric, Electronic and Telecommunications department. Director: Msc. Jaime Guillermo Barrero Pérez. Co-director: Msc. Carlos Andrés Niño Niño.

## INTRODUCCIÓN

Dentro de las medidas fisiológicas más importantes que existen se encuentra la medición de la presión arterial ya que esta indica la fuerza con la que el corazón envía la sangre al resto del organismo y por lo tanto permite conocer trastornos en la circulación del paciente. De aquí la importancia de obtener una medida confiable de esta, así como también la visualización de la onda de presión arterial para prevenir los riesgos relacionados con enfermedades cardiovasculares, tales como: arteriosclerosis, hipertensión, hipotensión, estenosis aortica, entre otras.

Los métodos para la medida directa de la presión arterial proporcionan una lectura o un registro continuo de la onda de presión y son bastante más precisos que los métodos indirectos. Sin embargo, requieren la perforación del vaso sanguíneo para introducir el sensor. Esto limita su empleo a aquellos casos en los que el estado del paciente justifica la invasión del sistema vascular.

El método de tonometría tiene una larga trayectoria en la medición de presión, pero hasta el momento no es aplicado frecuentemente en la medición de la presión arterial ya que este tipo de aplicaciones se encuentran en fase de desarrollo. La solución tecnológica de su obtención permitiría lograr la forma de onda de presión arterial que en la actualidad solo es posible por métodos directos.

La medición de la presión arterial mediante el método de tonometría arterial permite tomar los niveles de presión, así como también los datos necesarios para la visualización de la onda de presión en tiempo real de forma ambulatoria. Esto permite el monitoreo continuo de esta medida fisiológica, la cual según los valores de medición obtenidos puede desencadenar una serie de decisiones medicas inmediatas, diagnosticando y tratando cierto tipo de trastorno(s) en la circulación del paciente.

## 1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 1.1. PRESIÓN ARTERIAL O SANGUÍNEA

La presión arterial o sanguínea mide o representa la fuerza ejercida por la sangre contra una unidad de superficie de la pared del vaso sanguíneo. Esta presión es medida casi siempre en milímetros de mercurio (mmHg), porque el manómetro de mercurio se ha usado desde la antigüedad como patrón de referencia para medir la presión. Cuando se dice que la pared de un vaso es de 50 mmHg, quiere decir que la fuerza ejercida es suficiente para empujar una columna de mercurio contra la gravedad hasta una altura de 50 mm. (1)

La circulación está dividida en *circulación sistémica* y *circulación pulmonar*. Como la circulación sistémica aporta el flujo sanguíneo a todos los tejidos excepto los pulmones, también se conoce como *circulación mayor* o *circulación periférica*. (1)

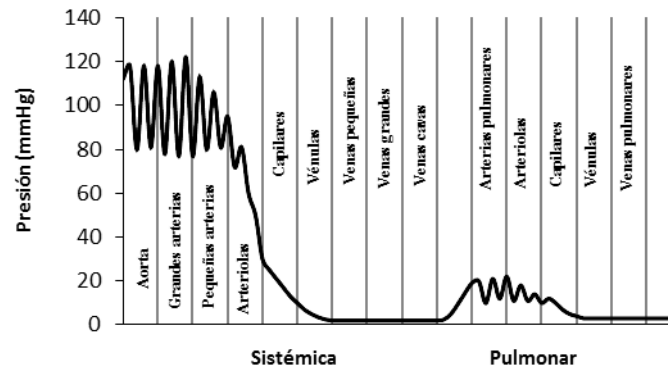
Puesto que el corazón bombea la sangre continuamente hacia la aorta, la presión media en este vaso y en la arterial braquial u otras arterias grandes de un adulto joven normal es alta, con una media en torno a los 100 mmHg. Además, como el bombeo cardíaco es pulsátil, la presión arterial alterna entre un valor máximo cercano a 120 mmHg (*presión sistólica*) y un valor mínimo de unos 80 mmHg (*presión diastólica*), durante cada ciclo cardíaco, como se ve en la parte izquierda de la figura 1. (1)

A medida que el flujo sanguíneo atraviesa la *circulación sistémica* la presión media va cayendo progresivamente hasta llegar casi a 0 mmHg en el momento en el que alcanza la terminación de las venas cavas, donde se vacía en la aurícula derecha del corazón. (1)

En la parte derecha de la figura 1 se ven las presiones respectivas en los distintos componentes de la *circulación pulmonar*. En las arterias pulmonares la presión es pulsátil, igual que en la aorta, pero la presión es bastante menor: la presión sistólica arterial pulmonar alcanza un promedio de 25 mmHg y la diastólica, de 8 mmHg, con una presión arterial pulmonar media de sólo 16 mmHg. Aun así, el flujo sanguíneo por minuto a través de los pulmones es el mismo que en la circulación sistémica. (1)

Las bajas presiones del sistema pulmonar coinciden con las necesidades de los pulmones, ya que lo único que se necesita es la exposición de la sangre en los capilares pulmonares al oxígeno y otros gases en los alvéolos pulmonares. (1)

Figura 1. Presiones sanguíneas normales en las distintas porciones del aparato circulatorio.



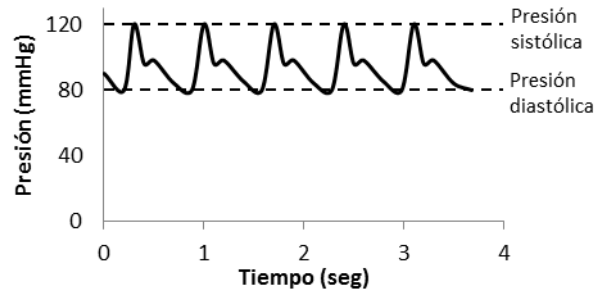
Fuente: Modificada de Guyton, Arthur C. (1)

## 1.2. CURVA DE PRESIÓN ARTERIAL

Cuando el ventrículo izquierdo se contrae, la presión ventricular aumenta rápidamente hasta que se abre la válvula aórtica. Posteriormente, después de que se haya abierto la válvula, la presión del ventrículo aumenta mucho menos rápidamente, porque la sangre sale inmediatamente del ventrículo hacia la aorta y después hacia las arterias de distribución sistémica. La entrada de sangre en las

arterias hace que las paredes de las mismas se distiendan y que la presión aumente hasta aproximadamente 120 mmHg. (2)

Figura 2. Curva de presión arterial en un adulto joven normal.



Fuente: Modificada de Ganong, William F. (2)

Después, al final de la sístole, después de que el ventrículo izquierdo haya dejado de impulsar sangre y se haya cerrado la válvula aórtica, las paredes elásticas de las arterias mantienen una presión elevada en las arterias, incluso durante la diástole. (2)

Se produce la denominada incisura en la curva de presión (*incisura dicrótica*), cuando se cierra la válvula aórtica: está producida por un corto período de flujo retrógrado de sangre inmediatamente antes del cierre de la válvula, seguido por la interrupción súbita del flujo retrógrado. (2)

Después de que se haya cerrado la válvula aórtica, la presión en el interior de la aorta disminuye lentamente durante toda la diástole porque la sangre que está almacenada en las arterias elásticas distendidas fluye continuamente a través de los vasos periféricos de nuevo hacia las venas. Antes de que se contraiga de nuevo el ventrículo, la presión arterial habitualmente ha disminuido hasta aproximadamente 80 mmHg (*presión diastólica*), que es dos tercios de la presión máxima de 120 mmHg (*presión sistólica*) que se produce en la aorta durante la contracción ventricular. (2)

Por convención, la presión arterial o sanguínea se escribe como la presión sistólica sobre la presión diastólica, esto es, 120/80 mmHg (presión en un adulto joven normal). La presión del pulso en un adulto joven normal, que es la diferencia entre la presión sistólica y la diastólica, es cercana a 40 mmHg. La presión media es la presión promedio durante todo el ciclo cardíaco. Como la sístole es más corta que la diástole, la presión media es un poco menor al valor promedio entre la presión sistólica y la diastólica; no obstante, como aproximación, la presión media es igual a la presión diastólica más un tercio de la presión del pulso. (2)

### 1.3. EFECTO DE LA GRAVEDAD

Las presiones de la figura 2 son las de las arterias al nivel del corazón. La presión en cualquier arteria por debajo del nivel del corazón es mayor, y la de cualquier arteria por arriba del nivel cardíaco es más baja por efecto de la gravedad. La magnitud del efecto gravitacional, que es producto de la densidad de la sangre, la aceleración debida a la gravedad ( $980 \text{ cm/seg}^2$ ) y la distancia vertical por arriba o por debajo del corazón, es de 0.77 mmHg/cm a la densidad de la sangre normal. Por tanto, en un adulto joven normal en posición vertical, cuando la presión sanguínea media al nivel del corazón es de 100 mmHg, la presión media en una arteria grande en la cabeza (50 cm por arriba del corazón) es de 62 mmHg ( $100 - [0.77 \times 50]$ ) y la presión en una arteria grande en el pie (105 cm por debajo del corazón) es de 180 mmHg ( $100 + [0.77 \times 105]$ ). (2)

### 1.4. MÉTODOS PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Existen dos formas de realizar la medición de la presión arterial: la primera es mediante los métodos directos (invasivos) y la segunda es mediante los métodos indirectos (no invasivos).

#### 1.4.1. MÉTODOS INVASIVOS

Los métodos invasivos o directos son potencialmente más exactos, pero presentan una complejidad e inconveniencia mayor que los métodos no invasivos.

##### 1.4.1.1. MÉTODOS DE ALTA FIDELIDAD

El mercurio del manómetro de mercurio tiene tal inercia que no es capaz de subir y bajar con rapidez, por lo que este aparato, que es excelente para registrar presiones en equilibrio, no puede responder a los cambios de presión que se producen más deprisa que un ciclo cada 2-3 segundos. Siempre que se desee registrar rápidamente los cambios de presión es necesario utilizar otro tipo de registrador de presión. (1)

En la figura 3 se muestran los principios básicos de tres transductores de presión eléctricos de uso habitual para convertir la presión sanguínea o los cambios rápidos de la presión en señales eléctricas que después se registrarán en una registradora eléctrica de alta velocidad. Cada uno de estos transductores usa una membrana de metal muy fina, muy estirada, que forma una de las paredes de la cámara de líquido. A su vez, esta cámara de líquido está conectada a través de una aguja o catéter al vaso sanguíneo en el que se debe medir la presión. Cuando la presión es alta, la membrana hace protrusión ligeramente y cuando es baja se vuelve a su posición en reposo. (1)

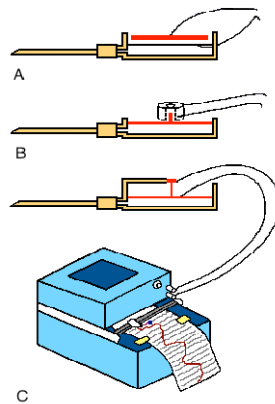
En la figura 3A se coloca una placa de metal a algunas centésimas de centímetro por encima de la membrana. Cuando ésta hace protrusión se acerca más a la placa, con lo cual aumenta la capacitancia eléctrica entre ambos y este cambio de capacitancia se puede registrar usando un sistema electrónico apropiado. (1)

En la figura 3B se apoya un pequeño fragmento de hierro en la membrana, que se desplazará hacia arriba dentro del espacio central de una espiral eléctrica. El

movimiento del hierro dentro de la espiral aumenta la inductancia de la misma, lo que también puede registrarse electrónicamente. (1)

Por último, en la figura 3C se ha conectado un alambre de resistencia muy fino y estirado en la membrana. Cuando este alambre se estira mucho, su resistencia aumenta, y cuando se estira menos su resistencia disminuye. Estos cambios también se pueden registrar en un sistema electrónico. (1)

Figura 3. Principios de los tres tipos de transductores electrónicos para registrar rápidamente los cambios de la presión arterial.



Fuente: Guyton, Arthur C. (1)

Con algunos de estos tipos de sistemas de registro de alta fidelidad se pueden registrar con exactitud ciclos de presión de hasta 500 ciclos por segundo. De uso habitual son los registradores capaces de registrar los cambios de presión que se producen rápidamente entre 20 y 100 ciclos por segundo, como se ve en la función del registro de la figura 3C. (1)

#### 1.4.2. MÉTODOS NO INVASIVOS

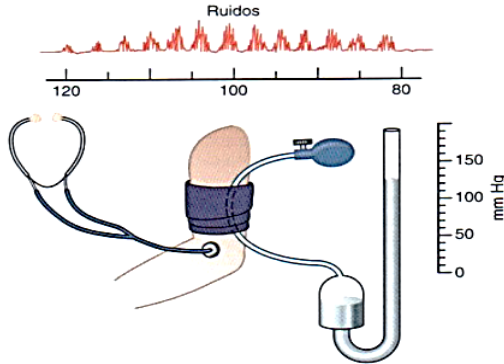
No es razonable usar registradores de presión que requieran la inserción de la aguja dentro de una arteria para obtener determinaciones sistémicas de la presión

en los pacientes, aunque se usan a veces cuando se requieren estudios especiales. Por el contrario, el médico determina las presiones sistólica y diastólica por medios indirectos, habitualmente por un método de auscultación. (1)  
 (2)

#### 1.4.2.1 MÉTODO AUSCULTATORIO

La presión arterial en los humanos suele medirse por el método auscultatorio. Se rodea el brazo con un manguito inflable en la parte alta del brazo (*manguito de Riva-Rocci*) conectado con un manómetro de mercurio (*esfigmomanómetro*) y se coloca un estetoscopio sobre la arteria braquial a nivel del codo como se muestra en la figura 4.

Figura 4. Método auscultatorio para medir las presiones arteriales sistólica y diastólica.



Fuente: Guyton, Arthur C. (1)

El manguito se infla con rapidez hasta que su presión interna esté por arriba de la presión sistólica esperada en la arteria braquial. La arteria se ocluye con el manguito y no se escucha ruido alguno con el estetoscopio. Luego se reduce poco a poco la presión sistólica del manguito. En el punto en que la presión sistólica de la arteria supera la presión del manguito, pasa un chorro de sangre con cada latido y se ausculta un ruido debajo del manguito sincrónico con cada latido cardíaco. La

presión del manguito en la que se escucha por primera vez el ruido es la presión sistólica. Conforme se reduce aún más la presión del manguito, los ruidos se vuelven más intensos, luego se vuelven amortiguados y sordos; al final, desaparecen en la mayoría de los individuos. Estos sonidos se conocen como *ruidos de Korotkoff*. (2)

Cuando se mide la presión en forma simultánea con un método directo y uno indirecto, la presión diastólica de los adultos en reposo se relaciona mejor con la presión en la que el ruido desaparece. En cambio, en los adultos después de un ejercicio y en los niños, la presión diastólica se relaciona mejor con la presión en la que los ruidos se vuelven amortiguados. (2)

Los ruidos de Korotkoff se producen por el flujo turbulento en la arteria braquial. El flujo laminar en la arteria sin constricción es silencioso, pero cuando la arteria se estrecha la velocidad del flujo a través de la constricción rebasa la velocidad crítica y el flujo se vuelve turbulento. (2)

Cuando la presión en el manguito está justo por debajo de la presión sistólica, sólo hay flujo por la arteria en el nivel máximo de la sístole y la turbulencia intermitente produce un ruido de golpeteo. Mientras la presión en el manguito sea superior a la presión diastólica de la arteria, el flujo se interrumpe por lo menos durante parte de la diástole y los ruidos intermitentes tienen una cualidad de “*staccato*”. Cuando la presión del manguito se acerca a la presión diastólica arterial, el vaso aún está constreñido, pero el flujo turbulento es continuo. Los ruidos continuos tienen una calidad apagada en lugar de “*staccato*”. (2)

#### 1.4.2.2. MÉTODO PALPATORIO

La presión sistólica puede medirse si se infla el manguito y luego se deja que la presión disminuya mientras se identifica el valor de la presión a la que se palpa

por primera vez el pulso radial. Por la dificultad para identificar con exactitud cuándo se percibe el primer latido, las presiones obtenidas por este método de palpación casi siempre son de 2 a 5 mmHg más bajas que las obtenidas con el método auscultatorio. (2)

Es prudente formarse el hábito de palpar el pulso radial mientras se infla el manguito durante la medición de la presión sanguínea mediante el método auscultatorio. Cuando se reduce la presión del manguito, a veces los ruidos de Korotkoff desaparecen con presiones muy por arriba de la presión diastólica y luego reaparecen a una presión más baja (“silencio auscultatorio”). Si el manguito se infla al principio hasta que desaparezca el pulso radial, el examinador puede estar seguro de que la presión del manguito está por arriba de la presión sistólica y se evitan los valores falsamente bajos. (2)

El método de auscultación y el método de palpación no son totalmente exactos, pero proporcionan unos valores dentro de un intervalo del 10% de los valores determinados con un catéter directo desde el interior de las arterias. (2)

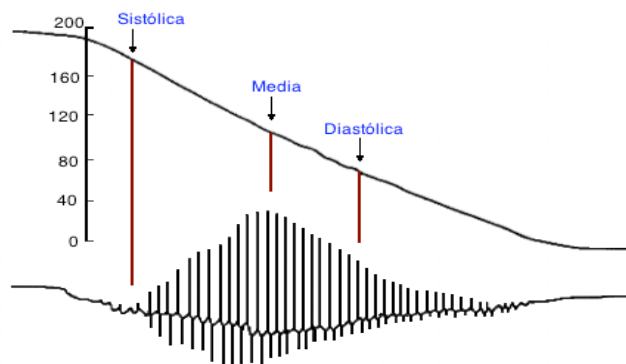
#### 1.4.2.3. MÉTODO OSCILOMÉTRICO

El método automático no invasivo más usado en la actualidad es el oscilométrico, que basa su funcionamiento en monitorear las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media de los pacientes. Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima a la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar u oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida, y estas vibraciones son captadas con el transductor que monitorea la presión en la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones

aumentan hasta una amplitud máxima y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad. (3)

La presión en la banda en el punto de máxima oscilación normalmente corresponde con la presión arterial media. En la figura 5 se muestra la curva de presión oscilatoria. (3)

Figura 5. Curva de Presión Oscilatoria.



Fuente: Modificada de Ruso, R. (3)

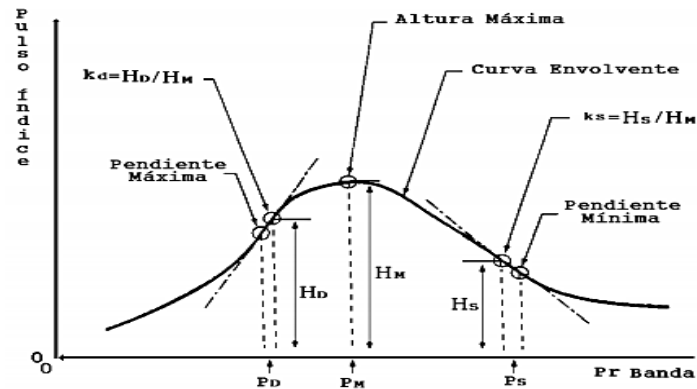
El punto por encima de la presión media, en el cual las oscilaciones comienzan rápidamente a aumentar en amplitud corresponde con la presión sistólica. El punto en que esta variación de las oscilaciones disminuye de forma más abrupta, se corresponde con la presión diastólica. (3)

En el método oscilométrico las presiones se determinan aplicando criterios matemáticos a la curva envolvente formada al graficar cierta característica de los pulsos oscilatorios (denominada pulso índice oscilométrico) contra la presión base de la banda, como se muestra en la figura 6. (3)

La amplitud de la línea base al pico, la amplitud pico a pico, o una cantidad basada en una integración total o parcial del pulso oscilatorio puede usarse como pulso

índice oscilométrico. La presión de la banda a la cual la envolvente alcanza su máxima altura se considera la presión media. (3)

Figura 6. Pulso Índice Oscilométrico.



Fuente: Ruso, R. (3)

Existen dos formas de determinar las presiones sistólica y diastólica: una basada en la altura y otra en la pendiente. (3)

En el enfoque por la altura, los valores de presión deseados se determinan como la presión de la banda a la cual la razón del pulso índice oscilométrico en ese pico con relación al pulso índice máximo es igual a un cierto valor predeterminado. (3)

En el enfoque por la pendiente, se usa el criterio de máximo y mínimo valor de cambio del pulso índice (puntos de máxima y mínima pendiente de la curva envolvente). (3)

El método oscilométrico brinda con exactitud el valor de la presión media. Los valores de presión sistólica y diastólica se estiman empíricamente. Este método posee menor exactitud que el método auscultatorio.

#### 1.4.2.4. MÉTODO DE TONOMETRÍA ARTERIAL

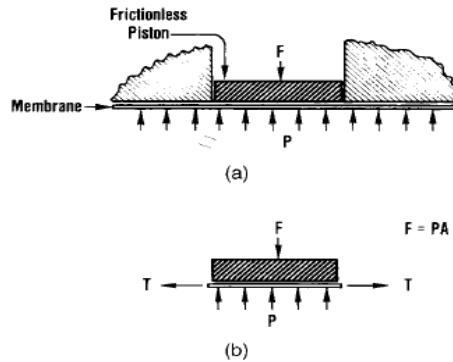
La tonometría arterial es otra técnica no invasiva muy utilizada que radica en calcular continuamente la presión sanguínea arterial por medio de un sensor o *tonómetro arterial* (el cual ha ido evolucionando al paso del tiempo y de las ventajas tecnológicas), aplicado sobre la piel en regiones del cuerpo donde las arterias se ubiquen superficialmente (arterias radial, carótida y femoral). El sensor consiste en un conjunto de transductores de presión (galgas extensiométricas) que miden la fuerza producida por el vaso sanguíneo, transmitida a través de la piel. (4)

Los transductores de presión son sensores que transforman la presión de un medio en señal eléctrica para su posterior análisis. La medición de la presión puede realizarse empleando diversos principios físicos, los más utilizados en esta área son los basados en tecnología integrada piezoresistiva. Se realizan con galgas extensiométricas midiendo presión diferencial. (4)

#### PRINCIPIO FÍSICO DEL SENSOR O TONÓMETRO ARTERIAL

Se tiene un sistema como se muestra en la figura 7a), donde sobre una membrana se ubica un pistón móvil ajustado en su posición por objetos que idealmente no le ejercen fricción. Ahora aplicamos a lo largo de toda la membrana una presión a medir, la cual hará que el pistón suba, pero si a este se le ejerce una fuerza en oposición tal que el pistón no se mueva, entonces el diagrama de flujo representativo es el que se muestra en la figura 7b), donde se concluye que la presión resultante es igual al valor de la fuerza ejercida sobre el área de cobertura del pistón, ambas conocidas. (4)

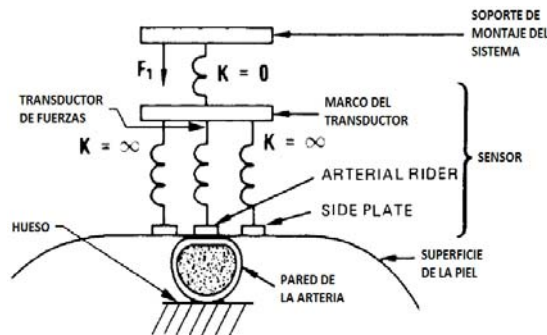
Figura 7. Diagrama tonómetro arterial: a) diagrama que muestra todas las fuerzas, b) diagrama de cuerpo libre sobre el pistón.



Fuente: Webster, John G. (4)

La aplicación del principio físico al tonómetro arterial se muestra en la figura 8, donde el sensor se modela como un juego de resortes de constantes elásticas idealmente infinitas, o muy grandes comparadas con la constante de elasticidad de la arteria. (4)

Figura 8. Modelado del sensor sobre la arteria.



Fuente: Webster, John G. (4)

Si se tiene un sensor bien diseñado con especificaciones apropiadas y se escoge el punto de medición correctamente se ha concluido teóricamente que el comportamiento físico del sensor modelado anteriormente corresponde al descrito por el pistón sin rozamiento explicado en la figura 8. Sin embargo se deben cumplir ciertas especificaciones que son:

1. La arteria debe estar apoyada sobre un hueso.
2. La fuerza ejercida sobre el sensor debe aplanar un poco la arteria pero no la debe ocluir.
3. El grosor de la piel sobre la arteria debe ser insignificante en comparación con el diámetro de la arteria.
4. La pared arterial se comporta como una membrana.
5. El “jinete arterial” (arterial rider) debe ser más pequeño que la parte plana sobre la arteria, y debe estar lo más centrado posible sobre esta.
6. La constante K del resorte transductor de fuerzas debe ser muy grande comparada con la constante de elasticidad de la arteria. (4)

Si todas estas condiciones se cumplen se podría concluir que la salida eléctrica del sensor utilizado es proporcional a la presión que ejerce la arteria sobre este, y entonces el sensor o tonómetro arterial es efectivo para la medición de la presión arterial. (4)

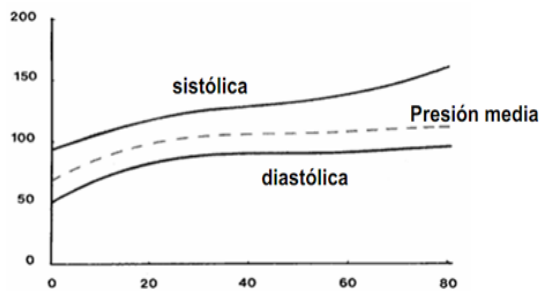
### 1.5. PRESIÓN ARTERIAL NORMAL

La presión arterial de los adultos jóvenes sentados o acostados en reposo es cercana a 120/80 mmHg. Ya que la presión arterial es el producto del gasto cardíaco y la resistencia periférica, se modifica por situaciones que afectan uno o ambos factores. Es normal que la presión arterial disminuya 20 mmHg durante el sueño. Este descenso es menor o no existe en la hipertensión. Por esta situación, a veces a las personas normales se les denomina “lábil” y a los individuos hipertensos, “estables”. (2)

Existe un acuerdo general en que la presión arterial se eleva conforme avanza la edad; esto se debe sobre todo a la mayor rigidez de las arterias con el paso del tiempo, pero hay cierta incertidumbre sobre la magnitud de este incremento

porque la hipertensión es una enfermedad frecuente y su incidencia aumenta con la edad. (2)

Figura 9. Cambios de las presiones arteriales sistólica, diastólica y media con la edad.

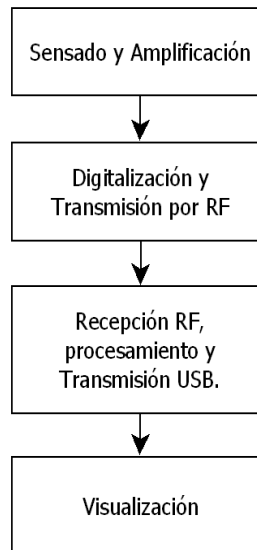


Fuente: Guyton, Arthur C. (1)

## 2. DISEÑO DISPOSITIVO MEDIDOR DE PRESIÓN ARTERIAL

En la figura 10 se muestra un diagrama de bloques donde se esquematizan los componentes principales del sistema.

Figura 10. Diagrama de bloques del sistema.



Fuente: Autor.

La técnica de medición consiste en colocar un sensor de presión sobre la arteria radial; el cual también hace las veces de transductor convirtiendo la medida de presión en unidades de voltaje, mediante un dispositivo de monitoreo de la presión arterial que permite controlar la posición y presión ejercida sobre la arteria por el sensor. Este valor de tensión es amplificado, digitalizado y transmitido inalámbricamente mediante un transmisor por comunicación RF (radiofrecuencia) hacia una tarjeta receptora la cual se encarga de procesar y enviar los datos recibidos por vía USB al computador donde finalmente se visualiza la onda de presión arterial en tiempo real en herramientas computacionales.

## 2.1. SENSADO Y AMPLIFICACIÓN

### 2.1.1. SENSADO DE PRESIÓN

El dispositivo seleccionado para el sensado de la presión arterial es el sensor MPX2300DT1 de MOTOROLA. Este dispositivo fue fabricado para aplicaciones médicas entre las que están el monitoreo de la presión arterial y aplicaciones con catéteres de presión entre otras.

El empaquetado de fábrica del sensor de presión MPX2300DT1 diseñado específicamente para aplicaciones de medicina invasiva o no invasiva, es el que se muestra en la figura 11.

Figura 11. Empaquetado de fábrica del sensor MPX2300DT1.



Fuente: Autor.

El sensor MPX2300DT1 fue seleccionado por tener un alto rango de medición de presión arterial, amplio rango de tensión de alimentación, baja sensibilidad a los efectos de temperatura y alta exactitud en la medición de la presión, además de su tamaño pequeño y bajo costo. En la tabla 1, se muestran tabuladas las principales características técnicas del sensor de presión MPX2300DT1 de Motorola.

Tabla 1. Características técnicas del sensor MPX2300DT1.

Característica	Mínimo	Máximo	Unidad
Rango de medición	0	300	mmHg
Tensión de alimentación	-	10	V
Offset de cero presiones	-0.75	0.75	mV
Sensibilidad	4.95	5.05	$\mu\text{V/V/mmHg}$
Efecto temperatura en sensibilidad	-0.1	0.1	% $^{\circ}\text{C}$

Fuente: Hoja de datos MPX2300DT1.

En la implementación del medidor de presión arterial, fue necesaria la adecuación del sensor para poder transmitir la presión entre este y el tejido. Para esto se contó con un grupo de apoyo de diseño industrial, el cual se encargó de diseñar e implementar la adecuación del sensor, así como también el soporte físico del dispositivo final de medición de la presión.

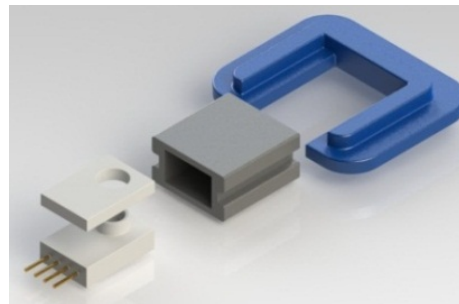
#### 2.1.1.1. DISEÑO DE LA ADECUACIÓN DEL SENSOR Y EL SOPORTE FÍSICO

El diseño de la adecuación del sensor y el soporte físico del dispositivo de monitoreo de la Presión Arterial se basó en el cumplimiento de los requerimientos

técnicos, prácticos y ergonómicos establecidos en el análisis de la información recopilada.

Para la transmisión de la fuerza ejercida por las paredes arteriales, se desarrolló un sistema de acople en caucho siliconado que recubre el sensor permitiendo transmitir la fuerza producida en la pared de la arteria radial al sensor, como se muestra en la figura 12.

Figura 12. Sistema de acople del sensor de presión.



Fuente: Autor.

Este sistema es adherido a la piel del paciente por medio de una pieza en Polimetilmetalacrilato (PMMA) que a su vez facilitará la aplicación de fuerza sobre el sistema, aplanando la arteria radial y cumpliendo así con el principio de la tonometría. En la figura 13 se muestra la pieza en PMMA con el sistema de acople del sensor.

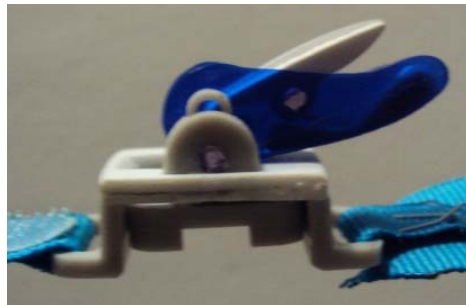
Figura 13. Pieza en PMMA con el sistema de acople del sensor.



Fuente: Autor.

La fuerza sobre el sistema es ejercida por el funcionamiento de un mecanismo de leva que permite ajustar la presión hasta facilitar la visualización de la onda de PA del paciente en el computador. El mecanismo es sujetado a la muñeca del usuario por medio de correas ajustables que se adaptan a la talla de paciente ayudando a que la fuerza ejercida sobre la arteria sea uniforme, como se muestra en la figura 14.

Figura 14. Mecanismo de leva.



Fuente: Autor.

Conocer los principios básicos de la tonometría llevó al desarrollo de un sistema que facilitara la exposición de la arteria radial sin comprometer el confort del paciente; para esto, se llevó a cabo una prueba de identificación del ángulo de extensión óptimo para visualizar la onda de presión arterial determinando que con  $30^\circ$  de extensión de la mano, la arteria se encuentra lo suficientemente expuesta como para captar la onda de PA sin ser ocluida por su base ósea, alterando los valores sistólicos y diastólicos. Desde el punto de vista ergonómico, dicho ángulo es posturalmente aceptable bajo lapsos cortos de exposición (aproximadamente 20 minutos) y tomando dicha postura con una baja repetición durante el día.

De acuerdo a lo mencionado anteriormente, se diseñó un sistema de inmovilización dorsal que ayuda a mantener el ángulo de extensión definido ( $30^\circ$ ) de manera que el usuario no tenga que realizar fuerza alguna para mantener dicha postura. Este sistema va sostenido a la mano y al antebrazo por medio de correas

ajustables según las dimensiones antropométricas del sujeto, dejando libre el área de pulso radial donde es fijado el sensor (Figura 15).

Figura 15. Sistema de inmovilización.



Fuente: Autor.

En la figura 16, se muestra el dispositivo final diseñado para el soporte de la medición y visualización de la onda de presión arterial.

Figura 16. Dispositivo de monitoreo de la presión arterial.



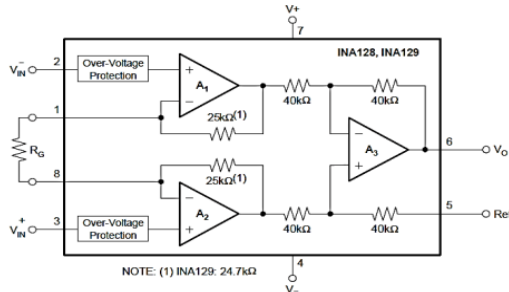
Fuente: Autor.

### 2.1.2. AMPLIFICACIÓN

Debido a que el sensor presenta una salida de tensión muy pequeña en el orden de los micro-volts, fue necesario implementar un circuito amplificador. Para este propósito se seleccionó el amplificador de instrumentación INA 128, por su alto rechazo en modo común, bajo consumo de potencia, impedancia de entrada extremadamente alta y un factor de ruido muy próximo a la unidad.

En la figura 17 se muestra el diagrama de interconexión interno del INA 128.

Figura 17. Diagrama de interconexión interno del INA 128.



Fuente: Hoja de datos INA 128.

La ganancia obtenida a la salida del INA 128 está dada por la ecuación 1. En la implementación del dispositivo se seleccionó una resistencia  $R_G$  de  $82 \Omega$  lo que permitió obtener una ganancia de  $610 \text{ V/V}$  en la salida de la etapa de amplificación. Este valor de ganancia permite que la tensión de salida para el valor máximo de presión del sensor ( $300 \text{ mmHg}$ ) sea de  $4.9 \text{ V}$ , la cual está dentro del rango de alimentación del dispositivo ( $5 \text{ V}$ ).

$$G = 1 + \frac{200k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

## 2.2. DIGITALIZACIÓN Y TRANSMISIÓN POR RF

### 2.2.1. DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL

Después de la etapa de amplificación se tiene una señal con una energía suficiente para poder ser enviada vía RF, sin embargo esta debe pasar primero por una etapa de conversión analógica-digital (digitalización), ya que este segundo tipo de señales son menos susceptibles a ruido y son codificadas en lenguaje binario; lenguaje utilizado por todos los procesadores haciéndola compatible desde esta etapa con los computadores.

Para esta etapa de digitalización se requirió un microcontrolador con módulo A/D, por lo que se tuvieron en cuenta varios tipos, tamaños y marcas.

Teniendo en cuenta varios criterios de selección como el tamaño, fácil y rápido acceso en el mercado, y costos, el microcontrolador seleccionado fue el PIC12F683 de Microchip; este dispositivo tiene dentro de sus características un bajo consumo de potencia que lo hace útil para esta aplicación alimentada por baterías. Su módulo conversor análogo a digital cuenta con cuatro canales con resolución de 10 bits.

Debido a que el microcontrolador no tiene un módulo UART integrado los datos se transmitieron realizando una implementación por software.

El muestreo de la señal se realiza a una frecuencia de 250 Hz utilizando el canal 0 del conversor, esta tasa de muestreo cumple de forma adecuada el criterio de Nyquist, ya que las componentes de frecuencia de la señal de PA no superan los 60 Hz.

Una vez la muestra ha sido digitalizada se empaqueta dentro de una trama de tres bytes que será enviada al módulo inalámbrico para su transmisión. La trama está compuesta por un encabezado, por el byte que contiene los dos bits más significativos de la muestra y por último el byte que contiene los 8 bits menos significativos de la muestra digitalizada. La estructura de la trama se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Estructura de trama a transmitir.

OH	2 bits MS	8 bits LS
----	-----------	-----------

Fuente: Autor.

La trama de tres bytes es enviada por el microcontrolador al módulo inalámbrico Xbee a una velocidad de transmisión de 19200 bps. El módulo inalámbrico se encarga de la modulación y transmisión de los datos hacia el receptor.

### 2.2.2. TRANSMISIÓN DE DATOS POR RF

Luego de la conversión A/D previamente descrita, se estudiaron dos formas para la comunicación inalámbrica; la primera utilizando unos microcontroladores de Microchip con módulos de transmisión y recepción RF de referencias RFPIC12F675K y rRXD0420 respectivamente; ambos compatibles en modulación ASK y FSK. Sin embargo teniendo en cuenta unas características de diseño de los PCB's: tamaño y costos, se descartó esta forma de comunicación debido a todos los elementos necesarios para su implementación.

La segunda opción estudiada y escogida además, son los módulos de transmisión inalámbrica Xbee de MaxStream. Las características principales de estos módulos de comunicación son las descritas en la tabla 3.

Tabla 3. Características técnicas principales del módulo Xbee.

Característica	Valor
Rango de valores RF.	250-150 kbps
Alcance en interiores.	30 m
Alcance en exteriores.	100 m
Potencia de transmisión.	1 mW
Banda de frecuencias.	2.4 GHz
Voltaje de alimentación	2.8 – 3.4 V
Corriente de transmisión	45 mA
Corriente de recepción	50 mA

Fuente: Hoja de datos Xbee.

El modulo inalámbrico se encarga de la modulación y transmisión de los datos hacia el receptor a una velocidad igual a la que recibe los datos, esto es 19200 bps.

## 2.3. RECEPCIÓN POR RF, PROCESAMIENTO Y TRANSMISIÓN USB

### 2.3.1. RECEPCIÓN DE DATOS POR COMUNICACIÓN RF

Para la recepción también se utilizó un módulo Xbee con las mismas características del descrito anteriormente en la tabla 3. El módulo inalámbrico Xbee demodula y envía los datos al procesador digital de señal dsPIC30F6012A vía serial a una velocidad de 19200 bps.

### 2.3.2. PROCESAMIENTO DE DATOS

Debido a que la señal atraviesa varios elementos y varias etapas que hacen que esta se modifique de diferentes maneras, es comprensible que la señal al llegar al otro extremo de la comunicación inalámbrica experimente ciertos tipos de ruidos que la afectan y hacen de esta una señal poco viable para el análisis, es por esto que se requiere una última etapa de procesamiento de la señal antes de que esta sea transmitida al computador.

Para esta etapa se analizaron varios tipos de circuitos integrados como lo son los microcontroladores y los procesadores de señales digitales (DSP). La diferencia entre estos dos elementos radica básicamente en que los DSP están optimizados para la velocidad y el procesamiento de señales digitales principalmente en la estructura de memoria que poseen, esto es, en un microcontrolador es posible encontrar una memoria en la que se almacenan tanto datos como instrucciones de programa obligando a generar programas que no sobrepasen límites de tamaño ya que podrían sobrescribirse datos por instrucciones o viceversa. Un DSP, en

cambio, posee dos bloques separados e independientes de memoria, cada uno con su propio bus de acceso, permitiendo así al procesador ir a buscar la siguiente instrucción y dato en el mismo ciclo de reloj (Fetch).

Otra diferencia importante entre un Microcontrolador y un DSP (y aún entre DSP's) es la cantidad de unidades de ejecución que poseen, las cuales son capaces de realizar operaciones en paralelo. Por ejemplo, además de la típica ALU, un DSP posee bloques MAC de multiplicación y acumulación, se encuentran también bloques sólo para corrimientos, es decir shifters, para cambiar los valores en las posiciones de un vector.

Debido a las diferencias anteriores y que uno de los objetivos del proyecto es que la señal sea procesada en tiempo real, se eligió utilizar el dsPIC30F6012A de Microchip, cuyas características más sobresalientes aplicables a los objetivos de este proyecto se presentan en la tabla 4.

Tabla 4. Características técnicas principales del dsPIC30F6012A.

Parámetro	Valor
Arquitectura	16 bit
Tensión de alimentación	2.5 – 5.5 V
Puertos I/O	52
Tipo de memoria	Flash
Memoria de programas	144 KB
RAM	8192 bytes
Velocidad de CPU	30 MIPS

Fuente: Hoja de datos dsPIC30F.

El procesado de la señal implementado en el dsPIC es básicamente un filtro digital cuyo objetivo es eliminar todo ruido de la parte analógica y los obtenidos después de este en las diferentes etapas de conversión A/D y envío por RF; dejando pasar

solamente señales dentro de un rango de frecuencia establecido permitiendo obtener las frecuencias de la señal de presión arterial.

Los tipos de filtros digitales que se estudiaron para la implementación fueron los de respuesta infinita al impulso (IIR) y los de respuesta finita al impulso (FIR). Aunque ambos son implementables, cabe resaltar que los filtros IIR pueden llegar a tener los mismos resultados que los FIR pero con filtros de menor orden, lo que resulta en expresiones menos complejas y de menor carga para el DSP. Por tal motivo se seleccionó un filtro IIR Butterworth pasabajas en el diseño del dispositivo.

### 2.3.2.1 DISEÑO FILTRO IIR BUTTERWORTH PASABAJAS

La salida de los filtros IIR depende de las entradas actuales y pasadas, y además de las salidas en instantes anteriores. Esto se consigue mediante el uso de realimentación de la salida.

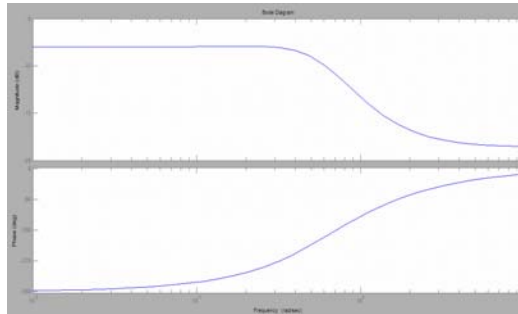
Los coeficientes obtenidos en el diseño del filtro fueron los siguientes:

$$b = 0.1174 \quad 0.2347 \quad 0.1174;$$

$$a = 1.0000 \quad -0.8252 \quad 0.2946.$$

Se escogió el orden del filtro de orden 2, ya que fue suficiente para quitar las componentes de frecuencia que no son propias de la señal de presión arterial, además la frecuencia escogida inicialmente de 35 Hz resultó después de varias pruebas en los visualizadores de Matlab tanto en el dominio de la frecuencia como en el tiempo. En la figura 18 se muestra diagrama de bode del filtro.

Figura 18. Diagrama de bode filtro Butterworth pasabajas de segundo orden.



Fuente: Autor.

### 2.3.3. TRANSMISIÓN DE DATOS AL COMPUTADOR

La señal filtrada de nuevo es re-empaquetada en una trama semejante a la recibida (3 bytes), y transmitida al módulo conversor serial-USB FT232, este módulo se encarga de emular un puerto serial en computador conectado a un puerto USB.

## 2.4. VISUALIZACIÓN

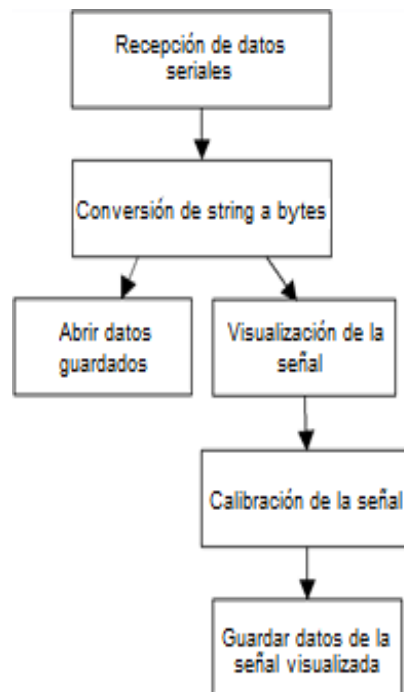
La visualización de la onda de presión arterial en tiempo real es llevada a cabo en dos herramientas computacionales, como lo son LabView y MatLab.

### 2.4.1. LABVIEW

Una de las herramientas computacionales utilizada en este proyecto para la visualización de la onda de presión, es Labview de National Instruments. Este es un entorno de programación usado para desarrollar sistemas de medida y de control de una forma más fácil, usando bloques y cables a modo de diagramas de flujo. Esta herramienta ofrece ciertos beneficios en cuanto a la medición de señales, es por esto que se decidió utilizarla en la visualización de la onda de presión arterial.

En la figura 19 se muestra un diagrama de bloques general diseñado e implementado en Labview para la visualización de la onda de presión arterial.

Figura 19. Diagrama de bloques modelando los pasos seguidos en Labview para la visualización de la onda de presión arterial.



Fuente: Autor.

Se debe tener en cuenta que este programa sirve, no solo para medir y visualizar la señal obtenida por el dispositivo de medición de presión arterial en tiempo real, como es el objetivo principal de este proyecto, sino que también permite abrir y guardar datos de la señal, para su posterior análisis por parte del usuario que en ultimas se pretende sea un especialista de la salud.

En la figura 20 se muestra una impresión de pantalla del visualizador de presión arterial implementado en Labview (\*.vi).

Figura 20. Panel frontal visualizador de presión arterial diseñado en Labview.



Fuente: Autor.

Por último, cabe resaltar que para utilizar este programa no se necesita instalar Labview ni ninguno de sus componentes en el computador, ya que se ha generado una aplicación tipo ejecutable la cual solo necesita tener guardada una carpeta con algunos archivos para correr tal cual lo hace en Labview e incluso más rápido.

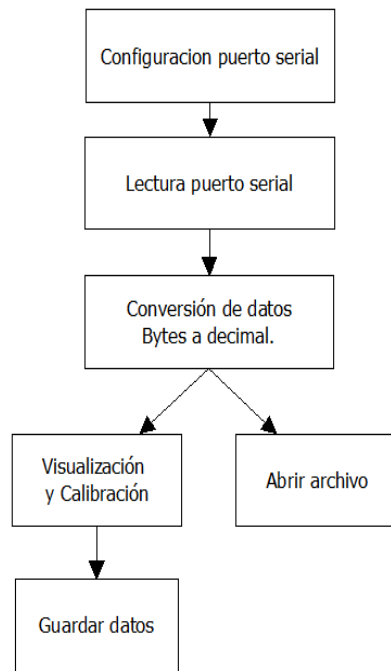
#### 2.4.2. MATLAB

Los datos transmitidos al computador, son recibidos en Matlab utilizando el comando *serial*, el cual permite configurar el puerto con los datos de transmisión del sistema, definidos en las dos tarjetas implementadas para la transmisión de los datos por RF. Los comandos configurados para la correcta adquisición de los datos de la señal fueron los siguientes:

```
BaudRate = 19200;
DataBits = 8;
Parity = none;
StopBits = 1;
FlowControl = none;
ReadAsyncMode = Continuous.
```

En la figura 21 se muestra un diagrama de bloques del sistema utilizado en la visualización de la onda de presión arterial, desarrollado en Matlab.

Figura 21. Diagrama de bloques del algoritmo implementado en Matlab, para la visualización de la onda de presión arterial.



Fuente: Autor.

Los datos son leídos en tramas de 330 datos con el comando *fread* de Matlab. Al igual que en Labview, este programa permite además de visualizar la onda de presión arterial, abrir y guardar los datos de la señal.

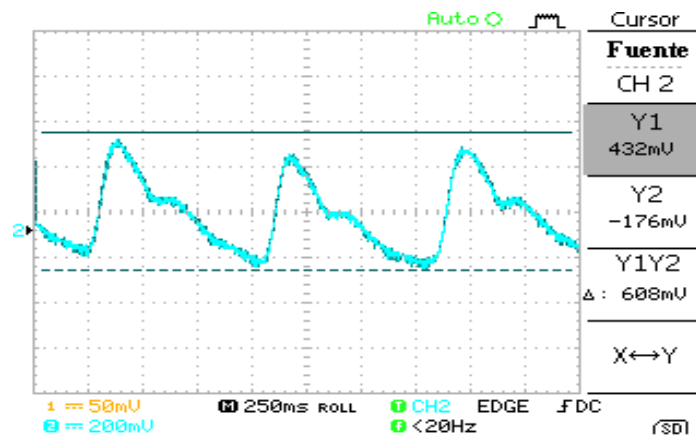
### 3. IMPLEMENTACIÓN

La implementación del dispositivo medidor de presión arterial fue llevada a cabo mediante la elaboración de dos tarjetas de circuito impreso (PCB's).

La primera tarjeta contiene la parte de sensado que incluye el sensor con su respectiva adecuación para la medición y la amplificación de la señal, donde conviene señalar que el sensor se puede ubicar libremente sobre la zona de pulso después de que esta haya sido identificada.

Esta tarjeta contiene además las etapas de digitalización y transmisión por RF. A continuación en la figura 22, se muestra la salida analógica de la tarjeta implementada.

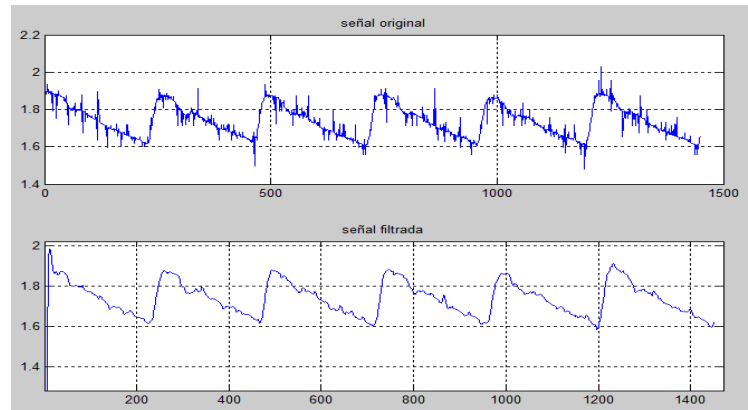
Figura 22. Salida analógica de la tarjeta transmisora.



Fuente: Autor.

La segunda tarjeta contiene el módulo de recepción, procesado de datos y envío al computador. Al implementar ambas tarjetas se recopilieron datos que posteriormente se visualizaron en Matlab para analizar el comportamiento de la señal antes y después de pasar por el filtrado digital programado en el DSP, resultados que se aprecian en la figura 23.

Figura 23. Implementación del filtro diseñado.



Fuente: Autor.

### 3.1. CALIBRACIÓN SENSOR DE PRESIÓN

Para la calibración de los valores obtenidos en pantalla se siguieron dos pasos generales, primero el ajuste de los valores pasando de amplitud en Volts a amplitud en mmHg teniendo en cuenta las características del sensor dado en la hoja de datos, y segundo; el ajuste de la onda dependiendo del valor de presión sistólica medido con un esfigmomanómetro.

Para el primer ajuste se restó el valor de entrada de la señal en volts, el valor descrito como “Offset de cero presiones” cuyo valor es de 0.75 mV, multiplicado por el valor de ganancia en la etapa de amplificación cuyo valor es 610 V/V.

Luego para ajustar los valores de la amplitud de la señal se tuvo en cuenta la sensibilidad del sensor (5.05  $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$ ) y la ganancia del INA (610 V/V). Donde la sensibilidad se entiende como 5.05  $\mu\text{V}$  por voltio de alimentación por mmHg, resultando entonces que la conversión a mmHg está dada por la ecuación 2.

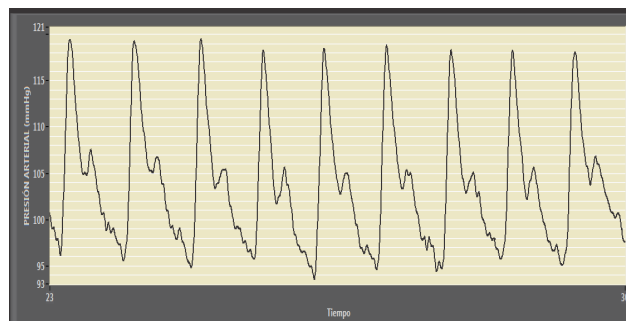
$$Presión(\text{mmHg}) = Presión(V) * \frac{1E6}{5.05 * 610} \quad (2)$$

El segundo ajuste de la señal se realiza en las dos herramientas computacionales (Labview y Matlab) utilizando como comparación el valor de presión sistólica del paciente, tomado previamente con un manómetro convencional, y desplazando la señal obtenida con el dispositivo para ubicarla en los rangos de medición de presión esperados.

Cabe resaltar que para esta calibración se utilizó una ventana de 400 muestras que corresponden a datos que incluyen más de dos periodos de la onda.

En la figura 24 se muestra la onda de presión arterial de un sujeto de prueba, visualizada en Labview.

Figura 24. Onda de presión arterial de un sujeto de prueba.



Fuente: Autor.

### 3.2. IMPLEMENTACIÓN DISPOSITIVO DE VISUALIZACIÓN Y MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL EN PACIENTES

Para lograr el estudio de la visualización de onda de presión arterial y los errores en la medición entre el dispositivo diseñado y los valores medidos de forma convencional, se realizaron unas pruebas en varias personas, tomando datos de edad, peso, sexo, talla, circunferencia de la cintura (CC), circunferencia de la muñeca (CM), niveles de presión medidos con el esfigmomanómetro, y niveles de presión medidos con el dispositivo desarrollado.

Cabe resaltar que los valores de peso, talla y circunferencia de la cintura se utilizan para hallar luego los valores de Índice de Masa Corporal (IMC) (ecuación 3) y de porcentaje de grasa (%G), según las ecuaciones de Lean-Han-Durenberg (ecuaciones 4 y 5).

$$IMC = \frac{Peso(kg)}{Talla(m)^2} \quad (1) \quad (3)$$

$$\%GrasaFem = [0,439 * CC(cm)] + [0,221 * edad] - 9,4 \quad (4) \quad (4)$$

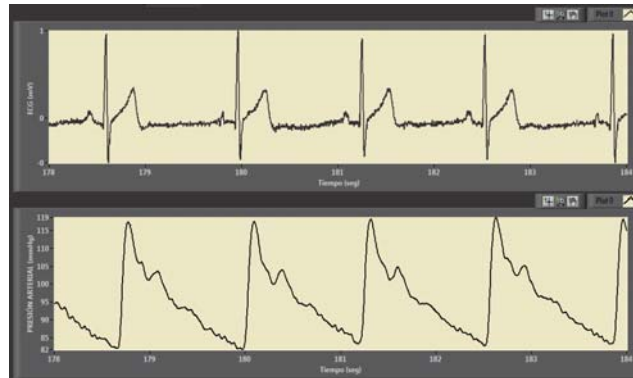
$$\%GrasaMasc = [0,567 * CC(cm)] + [0,101 * edad] - 31,8 \quad (5) \quad (5)$$

Estos valores fueron tomados para estudiar si algunos de estos factores afectan la medición del dispositivo y su error con respecto al valor medido con el método auscultatorio. En el anexo A. Se encuentra la hoja de datos utilizada en la prueba previamente descrita.

#### 4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Se realizaron pruebas simultáneas de presión arterial y ECG en un sujeto de prueba tomando la presión arterial con el equipo diseñado y el ECG con el equipo PowerLab 16/30 AD Instrumens Dual Bio. Como se puede observar en la figura 25, el perfil de la onda de presión corresponde a lo esperado de esta señal, donde se identifican la sístole, diástole y la incisura dicota, se observa que el periodo de la onda de presión corresponde al de la señal del ECG, donde el complejo QRS comienza un poco antes del comienzo de la sístole ventricular, esta prueba fue realizada en la facultad de salud bajo la supervisión del Doctor Carlos A. Conde.

Figura 25. Señal del ECG (arriba) y señal de presión arterial (abajo), tomadas simultáneamente.



Fuente: Autor.

Al visualizar la onda de presión arterial y medir los valores sistólico y diastólico de 20 personas; 10 mujeres y 10 hombres de diferentes edades y contextura física, se obtuvieron los datos mostrados en las tablas 5 y 6.

En la tabla 5 se muestran los valores del IMC y %Grasa corporal obtenidos empleando las ecuaciones 3 y 4 respectivamente, en sujetos femeninos. Además de las presiones de pulso, tomadas con el esfigmomanómetro (Ppe) y el dispositivo desarrollado (Ppd).

Tabla 5. Tabla de valores de sujetos de prueba femeninos.

SUJETO	CM	IMC	% G	Ppe	Ppd
1	18	30,80	47,98	43	22,4118
2	14	19,83	27,08	40	21,0732
3	14,2	20,83	26,86	40	17,82335
4	13	18,97	23,34	20	18,4705
5	14	21,22	25,75	30	24,7059
6	14,5	21,48	26,63	30	19
7	17	25,82	32,12	33	20,47085
8	16	20,52	27,51	31	29,8824
9	13,5	18,59	23,78	34	22,2356
10	15	21,67	25,75	39	20,7647

Fuente: Autor.

En la tabla 6, al igual que la tabla 5, se muestran los valores obtenidos en la prueba practicada, pero en sujetos masculinos, empleando la ecuación 5 para determinar el %Grasa corporal de los sujetos.

Tabla 6. Tabla de valores de sujetos de prueba masculinos.

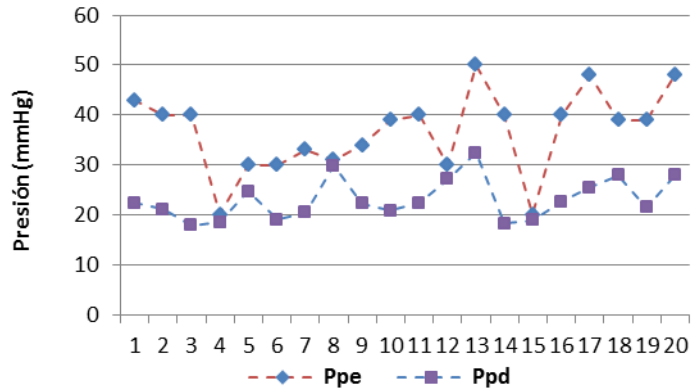
SUJETO	CM	IMC	% G	Ppe	Ppd
11	16	20,90	15,84	40	22,4327
12	17,5	25,45	18,78	30	27,1765
13	15	21,31	18,88	50	32,4706
14	16	22,53	14,14	40	18,2941
15	15	18,78	11,51	20	18,9412
16	17	31,02	30,16	40	22,6235
17	18	24,11	33,23	48	25,4118
18	18	27,06	20,05	39	27,8823
19	17	22,98	12,99	39	21,5294
20	16	23,67	19,23	48	27,8824

Fuente: Autor.

El análisis de los datos mostrados en las tablas 5 y 6 se llevaron a cabo mediante la elaboración de las gráficas mostradas en las figuras 26, 27 y 28.

En la figura 26 se encuentra la comparación entre los niveles de las presiones de pulso obtenidos con el esfigmomanómetro (Ppe) como con el dispositivo desarrollado (Ppd). Como se puede observar en la figura las presiones de pulso medidas con el dispositivo implementado son menores que las calculadas con el método de auscultación excepto en algunos valores atípicos, caso de los sujetos 4, 8 y 15, donde incluso los valores medidos con el método convencional no están en los rangos normales de medición.

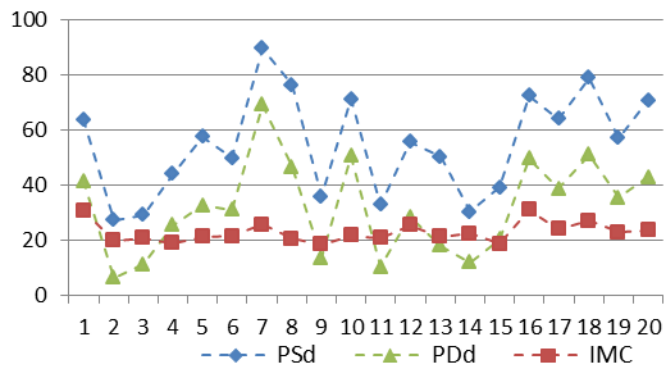
Figura 26. Valores de las presiones de pulso medidas con el esfigmomanómetro (rojo) y el dispositivo desarrollado (azul).



Fuente: Autor.

En la figura 27 se puede observar la comparación entre los valores de presión sistólica (PSd) y diastólica (PDd) obtenidos con el dispositivo desarrollado y el IMC.

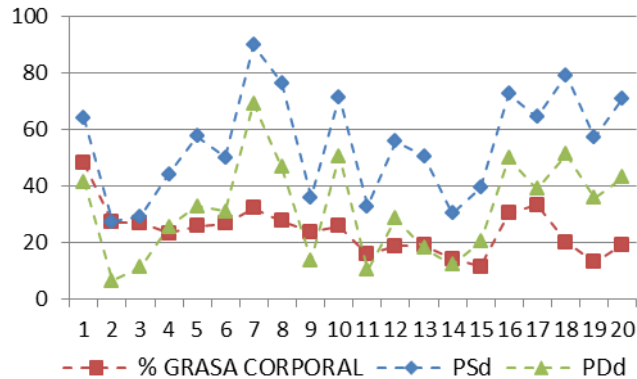
Figura 27. Valores del IMC (Rojo) y las presiones sistólica (azul) y diastólica (verde), medidas con el dispositivo desarrollado.



Fuente: Autor.

En la figura 28 se puede observar la comparación entre los valores de presión sistólica y diastólica obtenidos con el dispositivo desarrollado y el %Grasa corporal.

Figura 28. Valores del %Grasa corporal (Rojo) y las presiones sistólica (azul) y diastólica (verde), medidas con el dispositivo desarrollado.



Fuente: Autor.

De las gráficas 26, 27 y 28 se puede observar como el comportamiento de la curva de los valores del %Grasa corporal siguen un patrón muy similar al de las curvas de niveles de presión medidos con el dispositivo, esto tiene sentido desde el punto de vista mecánico, ya que cuando el sujeto de prueba tiene mayor cantidad de grasa en la piel, se debe ejercer un poco más de presión sobre el sensor para poder obtener una amplitud optima en su onda de salida, lo que se ve reflejado en un aumento de la componente de continua que en este caso representa la presión fija ejercida sobre el sensor.

La diferencia entre las presiones de pulso obtenidas por el método de auscultación y el dispositivo diseñado se pueden explicar por el fenómeno de amortiguamiento de pulso, que es la disminución progresiva de las pulsaciones en la periferia, lo cual disminuye la presión de pulso tomada en distintas arterias, los valores de presión obtenidos con el esfigmomanómetro son tomados de la arteria branquial ubicada en el antebrazo y los valores de presión obtenidos por el dispositivo desarrollado son tomadas en la arteria radial ubicada en la muñeca, la cual es menor.

## 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- El dispositivo desarrollado muestra el comportamiento de la onda de presión en tiempo real, permitiendo obtener información importante relacionada con la duración de la sístole y la diástole, el periodo isométrico, las eyecciones rápida y lenta de la sangre, y la muesca dicrótica, información que se obtiene actualmente solo por métodos invasivos.
- La utilización del DSP en la implementación de un filtro de frecuencia arrojó resultados satisfactorios, por lo que en posteriores usos del dispositivo se recomienda utilizar el DSP aprovechando sus características de procesamiento de señales, permitiendo obtener algún tipo de dato importante de la onda de presión arterial.
- Los resultados obtenidos en la implementación del dispositivo, se evidencia una diferencia en las presiones de pulso en contraste con las obtenidas con un esfigmomanómetro, esto debido a que la arteria radial no es considerada una arteria grande, por lo cual la diferencia entre las presiones sistólica y diastólica es menor que el valor real.
- Dado que en la actualidad el *gold standar* para la visualización y medición de la onda de presión arterial en tiempo real son los métodos invasivos, el método de tonometría arterial presenta una opción válida para el análisis en cuanto al comportamiento de la onda a través del tiempo.
- Para trabajos futuros con el dispositivo desarrollado, se recomienda realizar pruebas estadísticas variando la población y los tamaños de muestra, cambiando el número de elementos sobre el que se realizaran las pruebas y observaciones; de esta forma se obtendrán resultados más específicos en cuanto a que características humanas afectan la medición y como lo hacen.
- La membrana fabricada en caucho siliconado para el acople del sensor de presión, usado en la implementación del dispositivo, afecta la sensibilidad del sensor, restándole exactitud en la medición, por lo que se recomienda para estudios posteriores más detallados el modelado de esta membrana.



- El método de tonometría arterial implementado en este proyecto, no presenta medidas absolutas de las presiones sistólica y diastólica fiables, debido a las imprecisiones en la ubicación del sensor, la falta de modelado de su adecuación y la necesidad de calibración periódica que necesita.

## BIBLIOGRAFÍA

1. **Guyton, Arthur C. y Hall, John E.** *"Tratado De Fisiología Médica"*. Decimoprimer Edición. s.l. : Elseiver Science, 2006.
2. **Ganong, William F.** *"Fisiología Médica"*. Decimooctava Edición. s.l. : El Manual Moderno.
3. *"Una Implementación Efectiva del Método Oscilométrico para la Medición de la Presión Arterial"*. **Ruso, R., y otros, y otros.** La Habana, Cuba : s.n., 2001. II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica.
4. **Webster, John G.** *"Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation"*. Second Edition. s.l. : Wiley-Interscience, 2006. Vol. 6.
5. *"Medición de la Grasa Corporal Mediante Impedancia Bioeléctrica, Pliegues Cutáneos y Ecuaciones a Partir de Medidas Antropométricas"*. **Martin Moreno, Vicente, Gómez Gandoy, Juan Benito y Antoranz Gonzalez, María Jesús.** Rev. Esp. Salud Pública. ISSN 1135-5727.
6. **Silverthom, Dee Unglaub.** *"Fisisología Humana: Un Enfoque Integrado"*. Cuarta Edición. s.l. : Médica Panamericana, 2009.
7. **Pocock, Gillian y Ruchards, Christopher D.** *"Fisiología Humana: La Base De La Medicina"*. Segunda Edición. s.l. : Masson, 2055.
8. *"Noninvasive Measurement of Instantaneous, Radial Artery Blood Pressure"*. **Tanaka, S., y otros, y otros.** 2005, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE. ISSN: 0739-5175.
9. *"Ambulatory Blood Pressure Monitoring for Cardiovascular Medicine"*. **Kario, K., Yasui, N. y Yokoi, H.** 2003, Engineering in Medicine and Biology Magazin, IEEE. ISSN: 0739-5175.
10. *"Control y Adquisición Serial de Señales Ultrasónicas con Matlab"*. **Restrepo G, Andrés D., Loaiza C., Humberto y Caicedo B., Eduardo F.** 2006, Rev. Ingeniería e Investigación. Universidad Nacional De Colombia. ISSN 0120-5609.
11. *"Esfigmomanómetro Automático Basado en el Método Oscilométrico"*. **Fonseca, Jorge, y otros, y otros.** FACENA Universidad Nacional Del Nordeste.

12. *"Novel Method of Automatic Auscultation for Blood Pressure Measurement Using Pulses in Cuff Pressure and Korotkoff Sound"*. **Park, DK., y otros, y otros.** 2008, Computers in Cardiology. Hanyang University, Seoul, Korea. ISSN: 0276-6574.
13. *"Desarrollo de un Sistema para la Medición de la Presión Arterial en Forma Continua No Invasiva"*. **Guarín A., Gustavo Adolfo y Torres, Jorge H.** 2008. Universidad de los Andes. ISSN: 1698-7969.
14. *"Continuous Non-Invasive Arterial Pressure Technique Improves Patient Monitoring During Interventional Endoscopy"*. **Siebig, Sylvia, y otros, y otros.** 2009, International Journal of Medical Sciences. Department of Internal Medicine, University of Regensburg.
15. **Oppenheim, Alan V., Schafer, , Ronald W. y Buck, John R.** *"Discrete-Time Signal Processing"*. s.l. : Prentice Hall. ISBN: 0-13-754920-2.
16. *"Continuous Cardiac Output Monitoring in Humans by Non-Invasive Arterial Blood Pressure Waveform Analysis"*. **Lu, Z. y Mukkamala, R.** 2005, Computers in Cardiology. Michigan State Univ., East Lansing, MI. ISBN: 0-7803-9337-6.

## ANEXOS

### ANEXO 1. PROTOCOLO VERIFICACIÓN MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIANTE DISPOSITIVO DISEÑADO

FECHA: _____/_____/_____	
NOMBRE: _____	
EDAD: _____	SEXO: _____
PESO: _____	TALLA: _____
IMC <sup>1</sup> (Peso(kg)/Talla <sup>2</sup> (m)): _____	
MEDICIÓN CIRCUNFERENCIA MUÑECA (CM): _____	
MEDICIÓN CIRCUNFERENCIA CINTURA (CC): _____	
% GRASA CORPORAL: _____	
NIVEL DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIDO CON EL MANÓMETRO: _____/_____	
NIVEL DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIDO CON EL DISPOSITIVO: _____/_____	