

**CARACTERIZACIÓN Y ESTIMACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL
LATIDO A LATIDO A TRAVÉS DE MODELADO DE PARÁMETROS DE
SENSIBILIDAD DEL MÉTODO DE TONOMETRÍA.**

SALVADOR PACHECO

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA**

2014

**CARACTERIZACIÓN Y ESTIMACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL
LATIDO A LATIDO A TRAVÉS DE MODELADO DE PARÁMETROS DE
SENSIBILIDAD DEL MÉTODO DE TONOMETRÍA.**

SALVADOR PACHECO

**Trabajo de investigación para optar el título de Magíster en Ingeniería
Electrónica.**

Director

JAIME GUILLERMO BARRERO PEREZ, M.PE.

Codirector

CARLOS ARTURO CONDE COTE, PhD.

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA**

2014

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	11
1. MARCO CONCEPTUAL.....	13
1.1 PRESIÓN, TENSIÓN Y PRESIÓN ARTERIAL.....	13
1.2 METODOS NO INVASIVOS DE MEDIDA DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	16
1.2.1 Método auscultatorio o de Korotkoff.....	16
1.2.2 Método oscilométrico.....	18
1.2.3 Tonometría.....	19
1.2.3.1 Modelo Resorte Amortiguador.....	21
2 ANÁLISIS DE PARÁMETROS Y MODELOS PARA APROXIMACIONES A ONDAS DE PRESIÓN INVASIVA.....	23
2.1 ANÁLISIS MODELO RESORTE AMORTIGUADOR.....	23
2.2 APROXIMACIONES A ONDAS DE PRESIÓN INVASIVA.....	25
2.2.1 IDENTIFICACIÓN POR MODELO ARX.....	25
2.2.2 IDENTIFICACIÓN POR MODELO NARX.....	27
3 SISTEMA DE MEDIDA.....	29
3.1 SENSORES.....	29
3.1.1 Sensor de presión.....	30
3.1.2 Sensor de Fuerza.....	31
3.2 AMPLIFICACIÓN.....	32
3.3 MICROCONTROLADOR.....	33
3.4 TRANSMISIÓN DE DATOS.....	34
3.5 DISPOSITIVO FINAL.....	34
4 PROCESAMIENTO Y CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL.....	35
4.1 CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL OBTENIDA.....	35
4.3 FILTRADO ADAPTATIVO.....	40
4.4 DETECCIÓN DE VALORES PAS, PAD y PAM.....	42
4.5 CALIBRACIÓN.....	43
4.6 RESULTADOS.....	44
5 CONCLUSIONES.....	48

6 RECOMENDACIONES.....	50
REFERENCIAS.....	51
BIBLIOGRAFÍA.....	56

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
FIGURA 1. VISTA TRANSVERSAL DE LA TENSIÓN EN UNA ESFERA.	13
FIGURA 2. TENSIÓN Y PRESIÓN EN UN VASO SANGUÍNEO.	14
FIGURA 3. PRESIÓN ARTERIAL SISTÓLICA, DIASTÓLICA, MEDIA Y PRESIÓN DIFERENCIAL O DE PULSO....	15
FIGURA 4. UBICACIÓN DEL BRAZALETE Y EL ESTETOSCOPIO PARA MEDIR LA PRESIÓN SISTÓLICA Y DIASTÓLICA MEDIANTE EL MÉTODO DE AUSCULTACIÓN.	17
FIGURA 5. PRINCIPIO DEL MÉTODO OSCILOMÉTRICO.	18
FIGURA 6. DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE IDEAL PARA EL PRINCIPIO DE TONOMETRÍA.	20
FIGURA 7. SECCIÓN TRASVERSAL DEL CONJUNTO SENSOR MUÑECA.	21
FIGURA 8. MODELO RESORTE-AMORTIGUADOR PARA EL CONJUNTO SENSOR MUÑECA.	21
FIGURA 9. EFECTOS DE VARIAR K3 EN EL MODELO RESORTE AMORTIGUADOR.	23
FIGURA 10. MODELO SIMULADO CON PARÁMETROS DE LA TABLA 3.	24
FIGURA 11. RESPUESTA DEL MODELO RESORTE AMORTIGUADOR A LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL. .	25
FIGURA 12. SEÑAL DE ENTRADA Y DE SALIDA PARA IDENTIFICAR MODELO ARX.	26
FIGURA 13. SALIDA OBTENIDA CON EL MODELO Y SALIDA DESEADA.	27
FIGURA 14. RESULTADOS DE VALIDACIÓN DE MODELO NARX.	28
FIGURA 15. COMPOSICIÓN DEL SISTEMA DE TONOMETRÍA.	29
FIGURA 16. SENSOR FSR DE LA FAMILIA FSR400® CON CÍRCULO DE 5MM.	31
FIGURA 17. CONEXIÓN DEL SENSOR FSR Y RESPUESTA A FUERZA APLICADA.	31
FIGURA 18. ASPECTO FINAL DEL DISPOSITIVO PARA TOMAR LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL.	34
FIGURA 19. CARACTERÍSTICAS SEÑAL PA OBTENIDA.	35
FIGURA 20. OBTENCIÓN APROXIMADA DEL RUIDO RESTANDO A LA SEÑAL ORIGINAL UNA APROXIMACIÓN INTERPOLADA.	36
FIGURA 21. MAGNITUD DEL ESPECTRO DEL RUIDO.	37
FIGURA 22. SEÑAL ORIGINAL Y FILTRADA CON PASA-BAJAS FIR DE ORDEN 25.	37
FIGURA 23. FILTRO DE MEDIA MÓVIL CON VENTANAS DE 11 Y 23 MUESTRAS.	38
FIGURA 24. FILTRADO MEDIANTE FILTRO SAVITZKY-GOLAY.	39
FIGURA 25. ESQUEMA DEL FILTRO ADAPTATIVO PARA FILTRADO DE ARTEFACTOS.	40
FIGURA 26. ARTEFACTO, SALIDA DEL FILTRO Y ERROR EN FILTRO NLMS.	41
FIGURA 27. RECUPERACIÓN DE LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIANTE FILTRO ADAPTATIVO.	42
FIGURA 28. MÁXIMOS Y MÍNIMOS EN LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL.	43
FIGURA 29. VARIACIÓN DE LA MEDIDA DE PRESIÓN ARTERIAL SISTÓLICA.	46
FIGURA 30. VARIACIÓN DE LA MEDIDA DE PRESIÓN ARTERIAL DIASTÓLICA.	46

LISTA DE TABLAS

	Pág.
TABLA 1. PARÁMETROS ADIMENSIONALES USADOS EN MODELO DE LA FIGURA 8.....	24
TABLA 2.PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE OPERACIÓN DEL SENSOR DE PRESIÓN MPX2300DT1	30
TABLA 3. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DEL INA128.	32
TABLA 4. COMPARACIÓN DE VALORES DE PRESIÓN ARTERIAL OBTENIDA POR TONOMETRÍA Y POR MÉTODO ESTÁNDAR SUJETO 1.....	44
TABLA 5. COMPARACIÓN DE VALORES DE PRESIÓN ARTERIAL OBTENIDA POR TONOMETRÍA Y POR MÉTODO ESTÁNDAR SUJETO 2.....	45
TABLA 6. COMPARACIÓN DE VALORES DE PRESIÓN ARTERIAL OBTENIDA POR TONOMETRÍA Y POR MÉTODO ESTÁNDAR SUJETO 3.....	45

RESUMEN

TITULO: CARACTERIZACIÓN Y ESTIMACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL LATIDO A LATIDO A TRAVÉS DE MODELADO DE PARÁMETROS DE SENSIBILIDAD DEL MÉTODO DE TONOMETRÍA.¹

AUTOR: SALVADOR PACHECO.²

PALABRAS CLAVE: Tonometría arterial, presión arterial, NARX, filtro NLMS, filtros.

Obtener una medida de presión arterial no invasiva ayuda notablemente el diagnóstico temprano de enfermedades cardiovasculares, así como la realización de estudios donde la medida continua de la onda de presión arterial sea una variable a considerar.

Este trabajo se enfoca en obtener una señal continua y no invasiva de la presión arterial mediante el método de tonometría arterial. Para ello se analizó el conjunto sensor-muñeca con el fin obtener una señal proporcional a la presión arterial. Partiendo de la señal obtenida por tonometría es posible acercarse a valores de presión arterial invasiva mediante el uso de modelos NARX.

A la señal obtenida por tonometría en la arteria radial se le aplican filtros FIR, de media móvil y el filtro Savitzky-Golay para suavizar la señal, obteniendo mejores resultados con este último y mediante un filtro adaptativo NLMS se atenúan los efectos causados por los movimientos involuntarios del paciente.

Finalmente la señal obtenida se calibra para cada paciente de acuerdo al método auscultatorio, el cual es el estándar para medidas no invasivas de presión arterial. Entre los resultados obtenidos se observa un buen comportamiento de los valores de presión sistólica mientras que los valores de presión diastólica presentan mayores diferencias con respecto al método estándar.

¹ Trabajo de grado.

² Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones, Maestría en Ingeniería Electrónica. Director: M.PE Jaime Guillermo Barrero Pérez. Codirector: PhD Carlos Arturo Conde Cote.

ABSTRACT

TITLE: CHARACTERIZATION AND ESTIMATION OF BEAT TO BEAT BLOOD PRESSURE THROUGH MODELING SENSITIVITY PARAMETERS OF TONOMETRY METHOD.³

AUTHOR: SALVADOR PACHECO.⁴

KEY WORDS: arterial tonometry, blood pressure, NARX, filters, NLMS filter.

A continuous measure of blood pressure from a noninvasive method significantly aids the early diagnosis of cardiovascular diseases as well as the development of studies where continuous measurement of arterial pressure waveform is a variable to consider.

This work focuses on obtaining a continuous signal and non-invasive blood pressure by arterial tonometry method. The sensor-wrist assembly is analyzed to provide a proportional signal to the blood pressure. Based on the signal obtained by tonometry an approach to invasive blood pressure values was done using NARX models.

The signal obtained by tonometry at the radial artery is filtered by FIR filter , moving average and Savitzky-Golay filter to smooth the signal, obtaining better results with the last one and using NLMS adaptive filter to attenuate the effects caused by patient 's movements.

Finally the obtained signal is calibrated for each patient according to the auscultatory method, which is the standard for non-invasive blood pressure measurements. Among the results, a good behavior of systolic pressure is observed while the diastolic pressure values vary more over the standard method.

³ Degree thesis.

⁴ Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Master in Electronic Engineering. Advisor: MPE Jaime Barrero Perez. Co-Advisor: PhD. Carlos Arturo Conde Cote

INTRODUCCIÓN.

La presión arterial, (PA) es uno de los cuatro signos vitales principales al lado de la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria y la temperatura corporal [1]. La presión arterial junto con la frecuencia cardiaca presentan información de relevancia sobre el actual funcionamiento del sistema cardiovascular [2]. Por ser las enfermedades cardiovasculares unas de las causas de mayor morbimortalidad a nivel mundial, la medida de la presión arterial es de suma importancia médica ya sea en prevención o como signo indicador en la evolución de un paciente.

Dada la importancia de la PA se han desarrollado diferentes métodos para medirla de forma no invasiva. El método auscultatorio [3][4][5] es considerado el patrón estándar en cuanto a medida no invasiva de la presión arterial siempre y cuando sea realizado por un profesional experto. Por otro lado el método auscultatorio no permite tomar la medida de la PA de forma continua, lo cual puede introducir errores en la medida debidos a aspectos externos como el síndrome de bata blanca y a variaciones de la presión en corto término, pulso a pulso y a largo término [6].

Este trabajo se centra en la tonometría arterial, un método que busca de forma no invasiva obtener una medida continua de la presión arterial [7][8][9]. Las características del método ofrecen ventajas sobre los métodos no invasivos más usados para medir la presión arterial ya que permite obtener la onda de presión latido a latido. Por otro lado en cuanto al método invasivo la tonometría arterial ofrece la ventaja de no tener que introducir un catéter en el paciente y el consecuente riesgo que esto conlleva.

Este documento inicia con una revisión conceptual en el capítulo 1, donde además de los conceptos relacionados con la presión arterial se documentan los principales aspectos del método auscultatorio y el método oscilométrico, dos de las técnicas más usadas para obtener medidas no invasivas de la presión arterial. También se presenta en este capítulo la fundamentación del método de tonometría arterial, método base para el desarrollo del proyecto.

En el capítulo 2 se presenta una simulación del conjunto sensor muñeca y un análisis de los modelos ARX y NARX usados para estimar valores de presión invasiva a partir de la señal obtenida por tonometría arterial. En el capítulo 3 se presenta la estructura del sistema electrónico desarrollado para obtener la señal de presión arterial y se describen sus principales componentes. El capítulo 4 describe el acondicionamiento y procesamiento de la señal digitalizada de presión arterial; también dentro de este capítulo se relacionan los resultados de aplicar el sistema para medir la presión arterial.

Finalmente se presentan las conclusiones destacadas del trabajo y las recomendaciones para trabajos futuros.

1. MARCO CONCEPTUAL

1.1 PRESIÓN, TENSIÓN Y PRESIÓN ARTERIAL

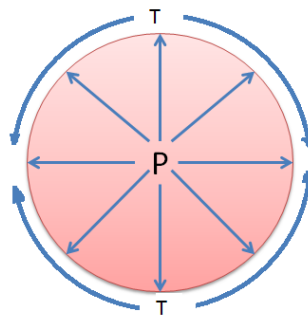
En mecánica de fluidos la presión se entiende como la relación de la magnitud de fuerza ejercida por el fluido sobre una determinada área:

$$P = \frac{F}{A} \quad (1)$$

La presión se puede expresar en pascales (Pa) según el Sistema Internacional de medidas, donde un pascal equivale a un newton por metro cuadrado. En medicina la presión arterial generalmente se expresa en mmHg (milímetros de mercurio) dónde 1 mmHg equivale a 133.32 pascales. La ley de Pascal establece que un cambio en la presión aplicada a un fluido se transmite a todos los puntos del fluido y a las paredes del contenedor[10]. Cualquier fuerza ejercida sobre una superficie puede tener componentes normales y tangenciales. La componente normal en un fluido está asociada con la presión y de acuerdo con la mencionada ley de Pascal es igual en todas las direcciones e independiente de la dirección de la superficie considerada [12].

La **presión arterial** se define como la fuerza perpendicular que ejerce la sangre sobre la pared de un vaso sanguíneo. La **presión arterial** determina la Tensión arterial que soporta el vaso en sentido tangencial a su pared, ver figura 1.

Figura 1. Vista transversal de la tensión en una esfera.



Adaptado de [13].

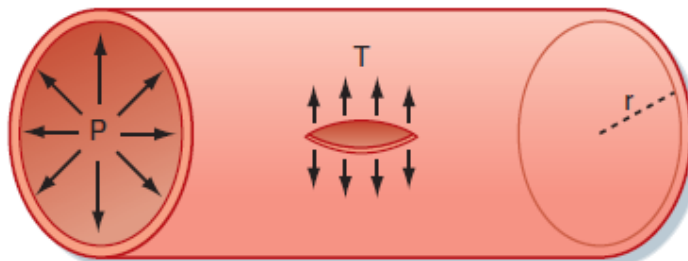
Si se considera una cavidad con dos radios principales y espesor despreciable la presión se puede expresar como:

$$P = T \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \quad (3)$$

Una arteria puede modelarse como un cilindro con uno de sus radios tendiendo a infinito, ver figura 2, por lo tanto la relación entre presión y tensión sería:

$$P = \frac{T}{r} \quad (4)$$

Figura 2. Tensión y presión en un vaso sanguíneo.



Tomado de [14].

En términos físicos la tensión en las paredes de un vaso sanguíneo es proporcional a la presión interna y al radio del vaso. Sin embargo en el ámbito médico casi siempre se usan indistintamente los términos presión o tensión arterial [15].

Presión arterial sistólica (Ps): corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole (cuando el corazón se contrae). Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre eyectada del corazón sobre la pared de los vasos.

Presión arterial diastólica (Pd): corresponde al valor mínimo de la tensión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos.

El corazón realiza un bombeo cíclico (sístole, diástole) lo cual causa una oscilación de la presión arterial entre un valor en sístole (P_s) cercano a 120 mmHg y uno en diástole (P_d) de 80 mmHg en un adulto normal.

La **Presión de pulso** corresponde a la diferencia entre presión sistólica y diastólica también denominada presión diferencial.

La **presión media** es la presión promedio durante el ciclo cardiaco. Puede calcularse mediante la integración del área bajo la curva de presión, ver figura 2 [16][17]. La presión media se puede calcular de forma exacta como:

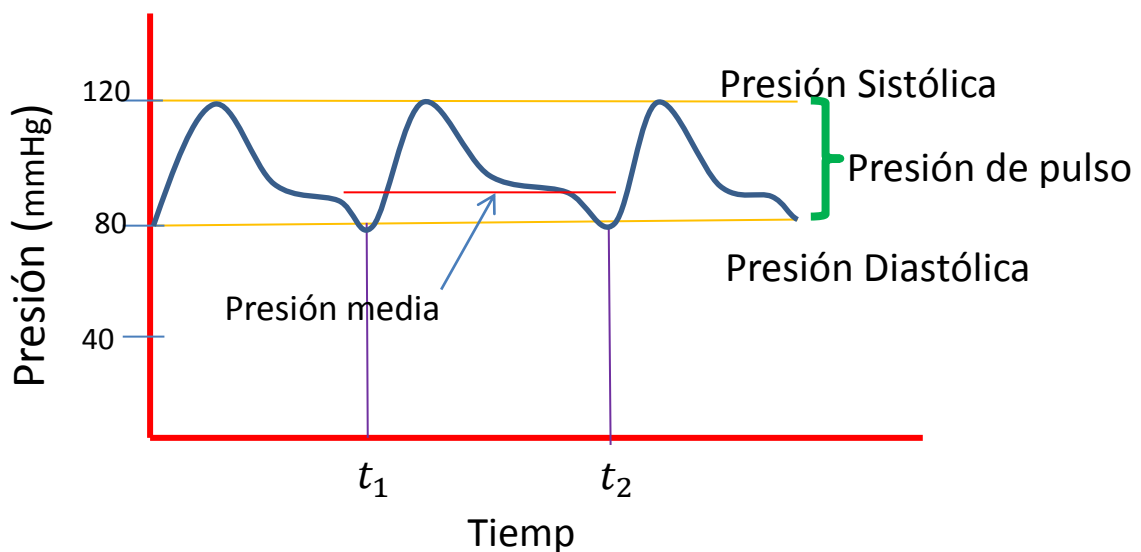
$$\bar{P}_a = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} P_a(t) dt \quad (5)$$

De forma aproximada la presión media se puede estimar mediante:

$$\bar{P}_a = P_d + \frac{P_s - P_d}{3} \quad (6)$$

En la figura 3 se observa la onda de presión arterial y los valores de presión característicos.

Figura 3. Presión arterial sistólica, diastólica, media y presión diferencial o de pulso.



Tomado de [14][2]

En cuanto a frecuencia la señal de presión arterial contiene componentes útiles entre 0 y 50 Hz, sin embargo es una onda con componentes principales de frecuencias cercanas a 1 Hz [18].

1.2 METODOS NO INVASIVOS DE MEDIDA DE LA PRESIÓN ARTERIAL

1.2.1 Método auscultatorio o de Korotkoff

En este método publicado por Nikolai Korotkoff en 1905, la presión arterial se mide por un método indirecto utilizando un esfigmomanómetro y un estetoscopio. El esfigmomanómetro consiste en un brazalete inflable y un manómetro de mercurio o aneroide para medir la presión en el brazalete el cual consiste en un globo de goma envuelto por una tela elástica que puede enrollarse en el brazo y sujetado mediante ganchos o con una cinta Velcro®. El brazalete se infla normalmente a mano con una perilla de goma y se desinfla lentamente a través de una válvula.

Físicamente si la presión en el brazalete es mayor que la máxima presión en la arteria, en este caso la presión diastólica, se obstruye el flujo sanguíneo. A medida que la presión del brazalete disminuye a valores entre la presión sistólica y diastólica es posible escuchar los ruidos de Korotkoff y cuando la presión del brazalete alcanza un valor menor que la presión diastólica los ruidos desaparecen.

Es común asociar los ruidos de Korotkoff con la turbulencia del flujo sanguíneo ya que la arteria está siendo presionada por el brazalete. Sin embargo esto no es del todo cierto ya que los ruidos pueden presentarse en situaciones cuando el flujo sanguíneo es bajo, caso en el cual no es posible una turbulencia. Por otro lado mediante ultrasonido Doppler se ha observado que el flujo máximo ocurre tiempo después de un sonido de Korotkoff[19]. La teoría de la cavitación sugiere que cuando se libera la presión del brazalete

burbujas de vapor sanguíneo colapsan liberando energía en forma de sonido[20].

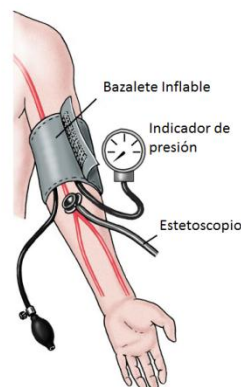
Procedimiento.

Se infla el brazalete colocado en el brazo a nivel del corazón, ver figura 4, hasta una presión superior a la presión sistólica. En este instante, no se pueden oír sonidos con el estetoscopio, que se ha colocado sobre la arteria humeral también conocida como arteria braquial, ya que ésta ha sido ocluida por la presión del brazalete.

Enseguida se disminuye esta presión paulatinamente. Tan pronto como la presión del brazalete se hace inferior a la presión sistólica, pasan por debajo del brazalete pequeñas cantidades de sangre y se empiezan a oír los sonidos de Korotkoff mediante el estetoscopio[2]. La presión del brazalete indicada en el manómetro cuando se oye el primer sonido de Korotkoff se registra como presión sanguínea sistólica.

A medida que va descendiendo la presión en el brazalete, se siguen oyendo los sonidos de Korotkoff hasta que la presión ya no es suficiente para ocluir el vaso durante ningún período del ciclo. Por debajo de esta presión desaparecen los sonidos de Korotkoff, señalando el valor de la presión diastólica[3].

Figura 4. Ubicación del brazalete y el estetoscopio para medir la presión sistólica y diastólica mediante el método de auscultación.

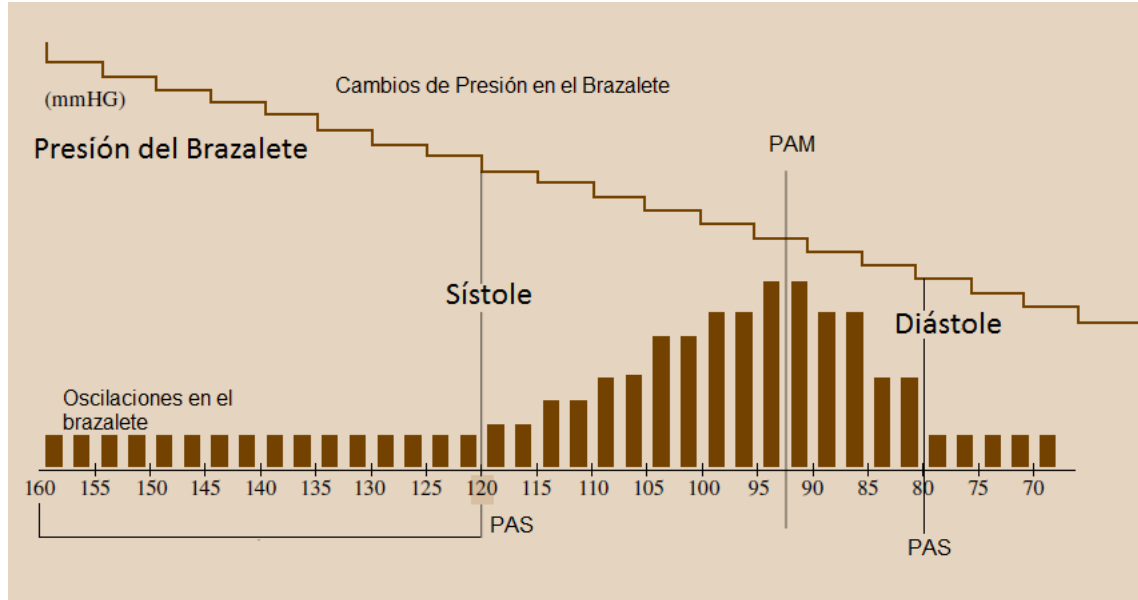


Tomado de [21]

1.2.2 Método oscilométrico.

Este método se basa en la medida de la amplitud de las oscilaciones que se observan en un brazalete inflable puesto generalmente sobre la arteria braquial o radial y cuya presión supera la presión arterial sistólica (PAS). La amplitud de las oscilaciones se mantiene constante y a medida que la presión del brazalete se va disminuyendo por debajo de la presión sistólica (PAS) la amplitud de las oscilaciones empiezan gradualmente a aumentar hasta un punto máximo que corresponde con la presión arterial media (PAM). Después de alcanzada la máxima amplitud de las oscilaciones ésta empieza a disminuir y se torna constante una vez la presión del brazalete ha disminuido hasta valores inferiores a la presión arterial diastólica (PAD) [21]. En la figura 5 se muestra los valores de presión arterial según la amplitud de las oscilaciones en el brazalete.

Figura 5. Principio del método oscilométrico.



Adaptado de [21].

Procedimiento

El brazalete debe ser inflado a una presión de alrededor de 30 mmHg por encima de la presión sistólica del paciente con el fin de ocluir la arteria. En este momento se deja salir el aire a razón de aproximadamente 3 mmHg por segundo. Apareciendo de esta forma unas oscilaciones de amplitud constante. A medida que la presión disminuye y el flujo de sangre por la arteria aumenta, las oscilaciones empiezan a aumentar de amplitud determinándose en este instante la presión arterial sistólica. Cuando las oscilaciones alcanzan su máxima amplitud se obtiene la presión arterial media. La amplitud de las oscilaciones empiezan a decrecer obteniéndose el valor de presión arterial diastólica en el momento en que la amplitud vuelve a ser constante.

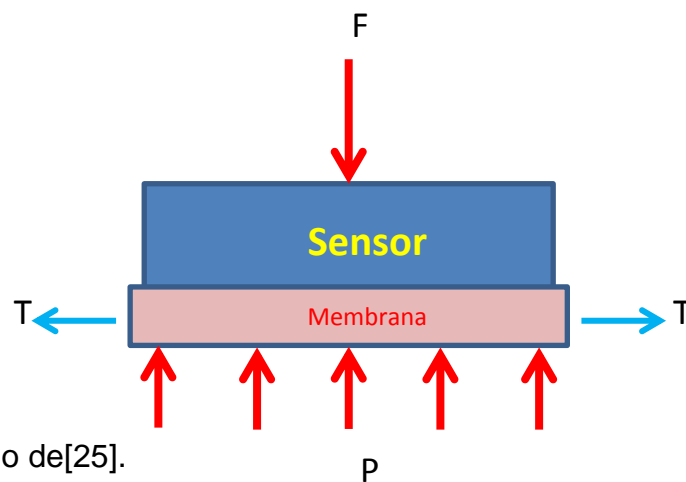
El método oscilométrico es el más usado en los dispositivos automáticos de medida no invasiva de la presión arterial. El algoritmo de cálculo de los valores de presión generalmente no es revelado por los fabricantes y corresponde casi siempre a algún porcentaje de la presión arterial media obtenido de forma empírica [22]. La mejor forma de calcular las presiones sistólica y diastólica a partir de las oscilaciones en el brazalete es aún un problema científico abierto y unas de sus mayores desventajas es que la amplitud de las oscilaciones es afectada por condiciones fisiológicas como por ejemplo, el grado de rigidez de las arterias del paciente, lo cual introduce inexactitudes en la medida [23].

1.2.3 Tonometría.

Cuando una arteria es parcialmente ocluida contra el hueso, los cambios de presión son proporcionales a la presión arterial. El sitio más conveniente para tomar esta medida es la muñeca puesto que la arteria radial se encuentra soportada por el hueso radio [24]. La presión arterial es sensada por un transductor de presión fijado sobre la superficie de la piel justo encima de la arteria radial.

En la figura 6 se observa un diagrama de cuerpo libre donde se muestran las fuerzas que actúan sobre el sensor de presión. La membrana idealmente sólo transmitirá una fuerza de tracción T perpendicular a la presión P , lo cual hace que la fuerza F sea independiente de la Tensión T y por lo tanto dependerá únicamente de la presión arterial y del área A del sensor el cual se considera sin fricción.

Figura 6. Diagrama de cuerpo libre ideal para el principio de tonometría.



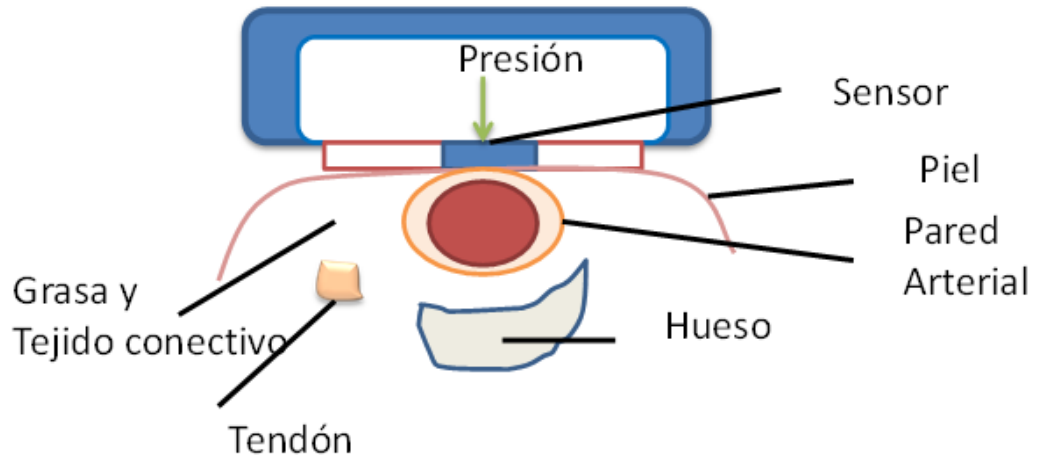
El efecto integral de la presión arterial se puede representar como un vector de magnitud F igual a PA , orientado perpendicularmente a la pared sensor membrana. De esta forma la medida de la fuerza F permite directamente inferir la presión arterial.

En la figura 7 se observa el conjunto el conjunto sensor muñeca. En esta configuración se debe cumplir con ciertas condiciones para garantizar que se cumpla que la presión sea medida de forma correcta.

Entre las condiciones a cumplir están: la arteria debe tener un buen soporte, en este caso el hueso radio. La fuerza que se ejerce sobre el sensor debe aplanar la arteria, pero no ocluirla. El sensor debe estar centrado sobre la

arteria y su tamaño menor que la parte plana de la arteria, en este caso el diámetro de la arteria radial en adultos puede estar entre 2.42 y 2.56 mm aproximadamente [26].

Figura 7. Sección trasversal del conjunto sensor muñeca.



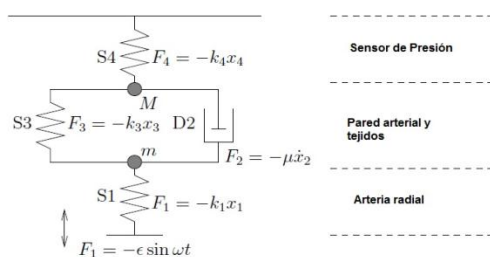
Adaptado de [25].

Teniendo en cuenta lo descrito anteriormente en el presente trabajo se realiza la adquisición de la onda continua de presión arterial a través del método no invasivo de tonometría arterial.

1.2.3.1 Modelo Resorte Amortiguador

Si se cumplen las condiciones en el conjunto sensor-muñeca para la toma de la señal de presión arterial, éste se puede modelar tal y como se muestra en la figura 8 mediante una configuración resorte amortiguador.

Figura 8. Modelo resorte-amortiguador para el conjunto sensor muñeca.



Tomado de [27]

Se considera el movimiento entre dos placas rígidas, la placa superior es fija y representa el sensor que mide la presión y la placa inferior oscila sobre su posición de equilibrio de tal forma que se tiene una fuerza $F_1 = -\epsilon \sin(\omega t)$ que representa la presión arterial pulsátil en el resorte S1. La pared de la arteria se expande y el tejido entre la pared de la arteria y el sensor se deforma y disipa energía por lo cual son modelados como el resorte S3 y el amortiguador D2 colocado en paralelo. El tonómetro se modela como un resorte S4 con una constante de resorte k_4 alta [27].

Realizando el balance de fuerzas en cada punto de masa se obtiene:

$$m \left(\frac{d^2 x_4}{dt^2} + \frac{d^2 x_2}{dt^2} \right) = -\mu \frac{dx_2}{dt} - k_3 x_3 + k_1 x_1 \quad (7)$$

$$M \frac{d^2 x_4}{dt^2} = -k_4 x_4 + k_3 x_3 + \mu \frac{dx_2}{dt} \quad (8)$$

Dada la configuración paralela se tiene que $x_2 = x_3$.

La fuerza está dada por:

$$k_1 x_1 = \epsilon \sin(\omega t) \quad (9)$$

Por simplicidad en $x=0$, se escogen condiciones iniciales nulas.

El modelo resorte amortiguador descrito se simulará en el apartado 2.1 del siguiente capítulo.

2 ANÁLISIS DE PARÁMETROS Y MODELOS PARA APROXIMACIONES A ONDAS DE PRESIÓN INVASIVA

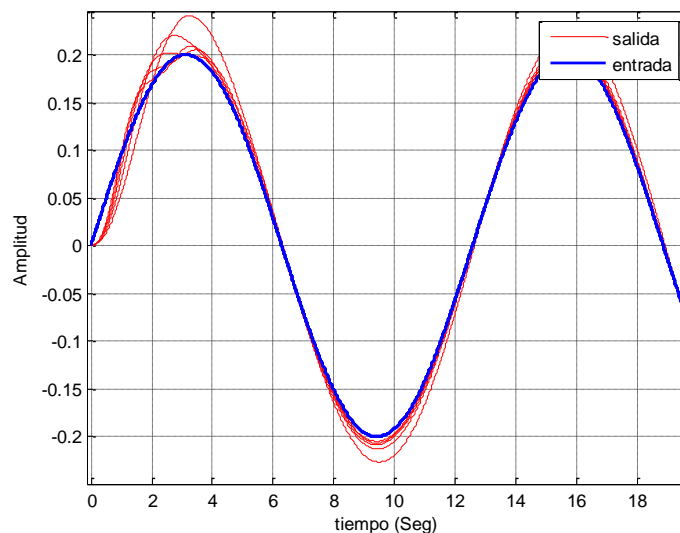
2.1 ANÁLISIS MODELO RESORTE AMORTIGUADOR

Solucionando el sistema descrito por las ecuaciones (7) y (8) con condiciones iniciales nulas se obtiene la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{\mu \cdot k1 \cdot s + k1 \cdot k3}{M \cdot m \cdot s^4 + (M \cdot \mu + m \cdot \mu) \cdot s^3 + (m \cdot k3 + m \cdot k4) \cdot s^2 + k4 \cdot u \cdot s + k4 \cdot k3} \quad (10)$$

Si el modelo descrito por $H(s)$ se simula mediante una entrada sinusoidal y se varían los parámetros μ , m , $k1$, $k3$ se aprecian variaciones en la amplitud de la salida (ver figura 9), esto implica que si estos parámetros son asociados a la anatomía del paciente, entonces para cada paciente debe haber una calibración del modelo.

Figura 9. Efectos de Variar $k3$ en el modelo resorte amortiguador.

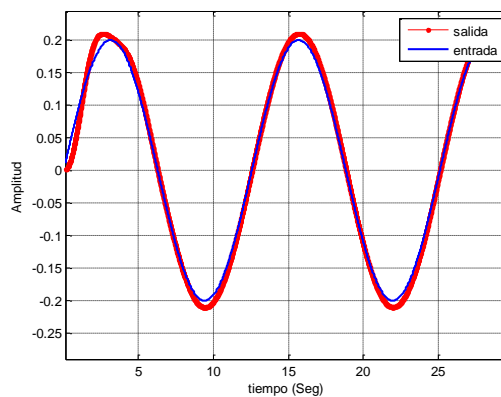


Usando los parámetros de la tabla 1 se aprecia en la figura 10 que finalmente la salida converge a la señal de entrada.

Tabla 1. Parámetros adimensionales usados en modelo de la figura 8.

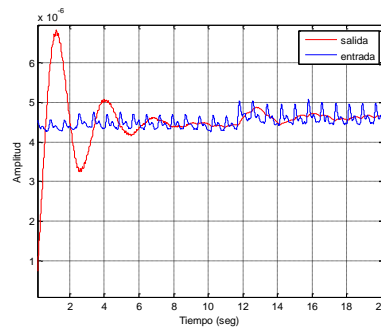
Parámetro	Símbolo	Valor
Frecuencia de la fuerza	Ω	0.5
Amplitud de la fuerza	E	0.2
Masa tejidos	m	1
Masa dispositivo	M	2
D2 Coeficiente de amortiguamiento	μ	2
Constante de resorte S1	k1	1
Constante de resorte S3	k3	3
Constante de resorte S4	k4	5000

Figura 10. Modelo simulado con parámetros de la tabla 3.



Como prueba final al modelo resorte amortiguador se le aplicó una señal de presión arterial para observar su respuesta la cual se aprecia en la figura 11. Se observa que el modelo responde ante la señal de entrada convergiendo al valor de continua de la señal de presión arterial.

Figura 11. Respuesta del modelo resorte amortiguador a la señal de presión arterial.



Aunque la aproximación resorte-amortiguador funciona bien en condiciones ideales, en condiciones reales la entrada no será una onda sinusoidal pura si no una señal con varias componentes de frecuencia y niveles de continua que conducen a una respuesta aproximada de la onda de presión arterial por lo que se hace necesario explorar técnicas de estimación de la onda de presión a partir de la onda obtenida por tonometría.

2.2 APROXIMACIONES A ONDAS DE PRESIÓN INVASIVA

Una de las aplicaciones deseadas de la tonometría arterial es poder tener una aproximación confiable de los valores de presión obtenidos por métodos invasivos. Para verificar que es posible este tipo de aproximaciones se intentará hallar un modelo de caja negra cuya entrada será la señal de presión obtenida por tonometría y la salida será la señal de presión invasiva [28].

2.2.1 IDENTIFICACIÓN POR MODELO ARX

Un modelo autoregresivo con entrada exógena ARX se representa mediante una ecuación en diferencias de la forma [29][30]:

$$y(t) + a_1y(t - 1) + a_2y(t - 2) + \dots + a_nay(t - na) = b_1u(t - 1) + b_2u(t - 2) + \dots + b_nbu(t - na) + e(t) \quad (10)$$

donde $y(t)$ representa la salida, $u(t)$ la entrada, $e(t)$ un ruido aleatorio y se deben estimar los parámetros $[a_1, a_2, \dots, a_{na}, b_1, b_2, \dots, b_{nb}]$. Este modelo también se puede representar como:

$$y(k) = \frac{B(q)}{A(q)}u(t) + \frac{e(t)}{A(q)} \quad (11)$$

donde: $A(q) = 1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2} + \dots + a_{na}q^{-na}$ (12)

$$B(q) = 1 + b_1q^{-1} + b_2q^{-2} + \dots + b_{nb}q^{-nb}$$
 (13)

Los parámetros de los polinomios se determinan mediante regresión lineal buscando minimizar el error mediante mínimos cuadrados.

Para estimar el modelo se tomó como salida la señal de presión invasiva obtenida de Physionet [31][32] y como entrada la señal obtenida por tonometría.

Usando la herramienta de identificación de modelos de Matlab® es posible estimar el mejor orden y el retardo que mejor se ajuste a los datos de entrada salida. Para este caso se obtuvo $na=3$, $nb=2$ y retardo de 17 muestras.

La figura 12 muestra las señales entrada y salida usadas para estimar el modelo, y la figura 13 los resultados de validar el modelo.

Figura 12. Señal de entrada y de salida para identificar modelo ARX.

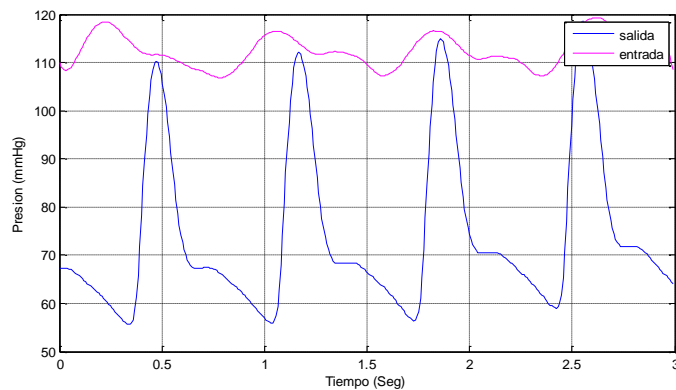
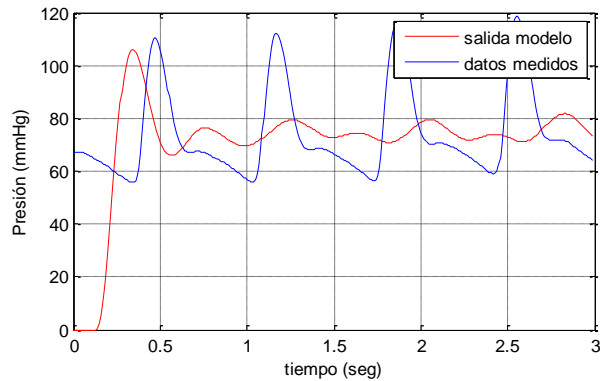


Figura 13. Salida obtenida con el modelo y salida deseada.



En la figura 13 se aprecia que el modelo no logra ajustarse a la señal de salida por lo que se debe explorar otra técnica para estimar la señal de presión.

2.2.2 IDENTIFICACIÓN POR MODELO NARX

Los modelos NARX también usan valores pasados de las señales de entrada y salida para estimar el valor siguiente de la salida. Pero con la diferencia de que estos valores se pueden combinar de forma no lineal.

Un modelo NARX se puede expresar como:

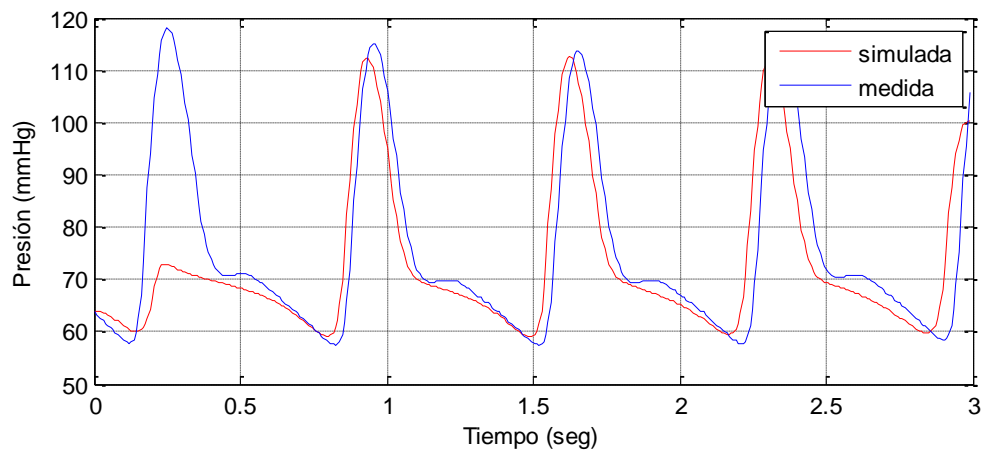
$$y(t) = \sum_k \alpha_k f_k(u(t-1), u(t-2), \dots, y(t-1), y(t-2), \dots, \beta_k) \quad (14)$$

Donde $f_k(\cdot)$ representa una familia de funciones base parametrizadas en β , y α representa la contribución de la función base específica [33][34][35].

Dentro de las posibles funciones base están wavelet, sigmoide, o cualquiera definida por el usuario.

En la figura 14 se aprecia que hay una mejor aproximación en los valores simulados con los medidos. Esta aproximación se logró con una red de función sigmoide [36] ya que con una función wavelet el modelo no converge.

Figura 14. Resultados de validación de modelo NARX.

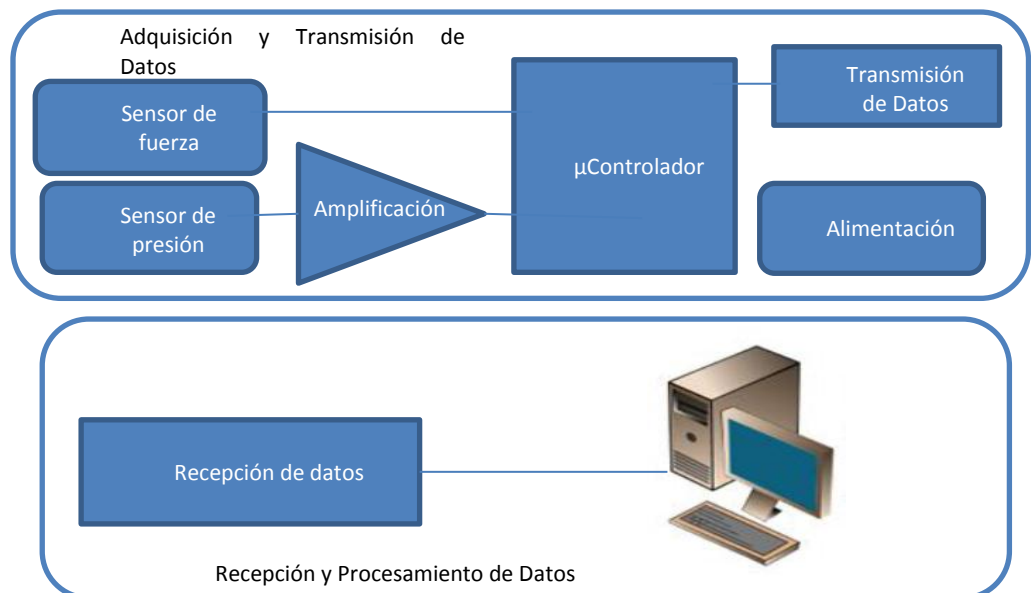


Aunque el modelo NARX ofrece una mejor aproximación a la señal de validación se debe tener en cuenta que siempre debe haber una calibración para cada paciente, ya que las condiciones cambian.

3 SISTEMA DE MEDIDA

El sistema de medida se muestra en la figura 15 y básicamente se compone de los siguientes componentes: sensores de presión y fuerza aplicada, amplificación, transmisión, un microcontrolador que gestiona los datos y procesos y por último el software que realiza el procesamiento digital de la señal y determina los valores de presión arterial.

Figura 15. Composición del sistema de tonometría.



3.1 sensores

Se usaron dos sensores, uno para medir la presión el cual va ubicado sobre la arteria radial y otro para estimar la fuerza con la que el sensor de presión aplana la arteria el cual debe colocarse sobre el sensor de presión y debajo del mecanismo que ejerce la fuerza de sujeción al sensor.

3.1.1 Sensor de presión.

Como parte principal del tonómetro se usó el sensor de presión MPX2300DT1 diseñado por el fabricante Freescale® con materiales aprobados para aplicaciones biométricas [37].

En la tabla 2 se resumen las principales características del sensor proporcionadas por el fabricante.

Tabla 2. Principales características de operación del sensor de presión MPX2300DT1

Característica	Mínimo	Máximo	Unidad
Rango de medida	0	300	mmHg
Tensión de alimentación	-	10	V
Offset de cero presión	-0.75	0.75	mV
Sensibilidad	4.95	5.05	$\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$
Efecto temperatura en sensibilidad	-0.1	0.1	% $^{\circ}\text{C}$
Diámetro de zona de sensado	2.42	2.72	mm

El rango del sensor se ajusta al intervalo de medidas que se presentan habitualmente en pacientes, donde normalmente la presión de pulso está entre 120 mmHg y 80 mmHg, con variaciones según el estado del paciente entre 260 y 40 mmHg. Igualmente sucede con el área de sensado la cuál es cercana al diámetro de la arteria radial.

3.1.2 Sensor de Fuerza.

Este sensor tiene como función medir la fuerza de sostenimiento del sensor de presión. Con la medida de la fuerza de sostenimiento y la observación de la onda de presión arterial se puede establecer la fuerza de sostenimiento que aplane la arteria sin ocluirla. Para esto se toma la fuerza de sostenimiento adecuada como aquella en la cual la amplitud de la onda de pulso es mayor [25].

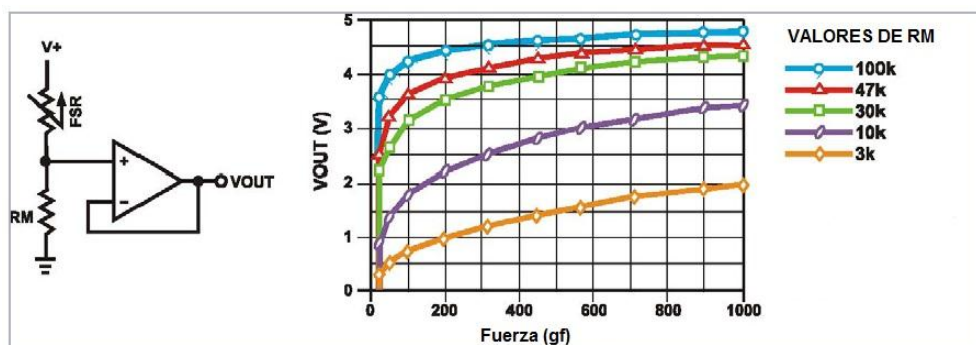
El sensor usado es un FSR (*Force Sensing Resistor*). Este dispositivo presenta una disminución en la resistencia cuando se presenta un incremento en la fuerza aplicada sobre su superficie [38].

Figura 16. Sensor FSR de la familia FSR400® con círculo de 5mm.



La configuración típica para medir las variaciones de resistencia es mediante un divisor de tensión, según se muestra en la figura 17.

Figura 17. Conexión del sensor FSR y respuesta a fuerza aplicada



Tomado de [38].

Para efectos de tener una respuesta aproximadamente lineal en la salida del sensor FSR en el presente trabajo se eligió para la resistencia R_M de la figura 10 el valor de $10k\Omega$.

3.2 AMPLIFICACIÓN

La señal proveniente del sensor de presión es amplificada mediante el amplificador de instrumentación INA128. En la tabla 2 se muestran las principales características de operación proporcionadas por el fabricante.

Tabla 3. Características principales del INA128.

Característica	Mínimo	Máximo	Unidad
Ancho de banda	20	1300	KHz
Tensión de alimentación	± 2.25	± 18	V
Impedancia de entrada	-	10^{10}	Ω
Ganancia	1	10000	V/V
Rechazo en modo común (CMRR)	8	120	dB

Datos tomados de [39].

Según los datos de la tabla 3, el amplificador INA128 puede amplificar la señal de presión arterial correctamente en cuanto a ancho de banda y ganancia. Además cuenta con un buen CMRR y una alta impedancia de entrada que favorecen el acople con la salida del sensor. Siguiendo lo estipulado en [40] y los resultados obtenidos en pruebas de laboratorio, se ajustó la ganancia del amplificador en $610 V/V$.

3.3 MICROCONTROLADOR

El microcontrolador en el sistema de medida se encarga de gestionar la adquisición y transmisión de los datos proporcionados por los sensores. Inicialmente se trabajó con un sistema PSOC (*Programmable System On Chip*) para realizar filtrado adaptativo[41], sin embargo debido a que finalmente el procesamiento digital de la señal se realiza en computador se buscó una alternativa de menor costo y bajo consumo de energía ya que el sistema debe ser alimentado por pilas y se desea un máximo funcionamiento continuo. Se eligió en este caso un microcontrolador del fabricante Microchip®, el PIC12F1822. Este posee entre sus características[42]:

- Velocidad de operación hasta 32 MHz lo que proporciona ciclos de instrucción de 125 nanosegundos.
- Convertidor analógico a digital de 10 bits de resolución configurable en hasta 8 canales.
- Temporizadores de 8 y 16 bits con control de interrupciones.
- Módulo transmisor y receptor serial.

Con el objetivo de ayudar a la localización de la arteria radial se ha usado una de las salidas digitales del microcontrolador para indicar a través de un diodo LED cuando hay un pulso presente. Este indicador, junto con la observación en la interfaz de usuario de un valor proporcional a la fuerza aplicada al sensor de presión permiten ubicar el sensor en la posición correcta.

3.4 TRANSMISIÓN DE DATOS

Los datos de los sensores son ordenados en paquetes de 5 bytes, donde un byte sirve de encabezado y dos bytes para el valor de cada uno de los dos sensores. Los paquetes son transmitidos de forma inalámbrica con un módulo inalámbrico Xbee del fabricante MaxStream.

3.5 DISPOSITIVO FINAL

En la figura 12 se aprecia el aspecto final del dispositivo de medida y su posición en la muñeca. La carcasa y el mecanismo de sujeción del sensor fueron diseñados en conjunto con la escuela de Diseño Industrial y el proceso está ampliamente documentado en [43].

Figura 18. Aspecto final del dispositivo para tomar la señal de presión arterial.



Entre las principales características del diseño externo están:

- Permite que la mano tenga un ángulo de extensión de 30° para facilitar la ubicación de la arteria radial.
- Incorporación del sensor a una unidad de desplazamiento, que permite mover este subconjunto (sensor y sistema de presión) en el eje axial y transversal del antebrazo en la zona del pulso para facilitar su calibración.
- Correa de ajuste del sensor con sistema de piñón cremallera para facilitar el acople a diferentes dimensiones antropométricas.

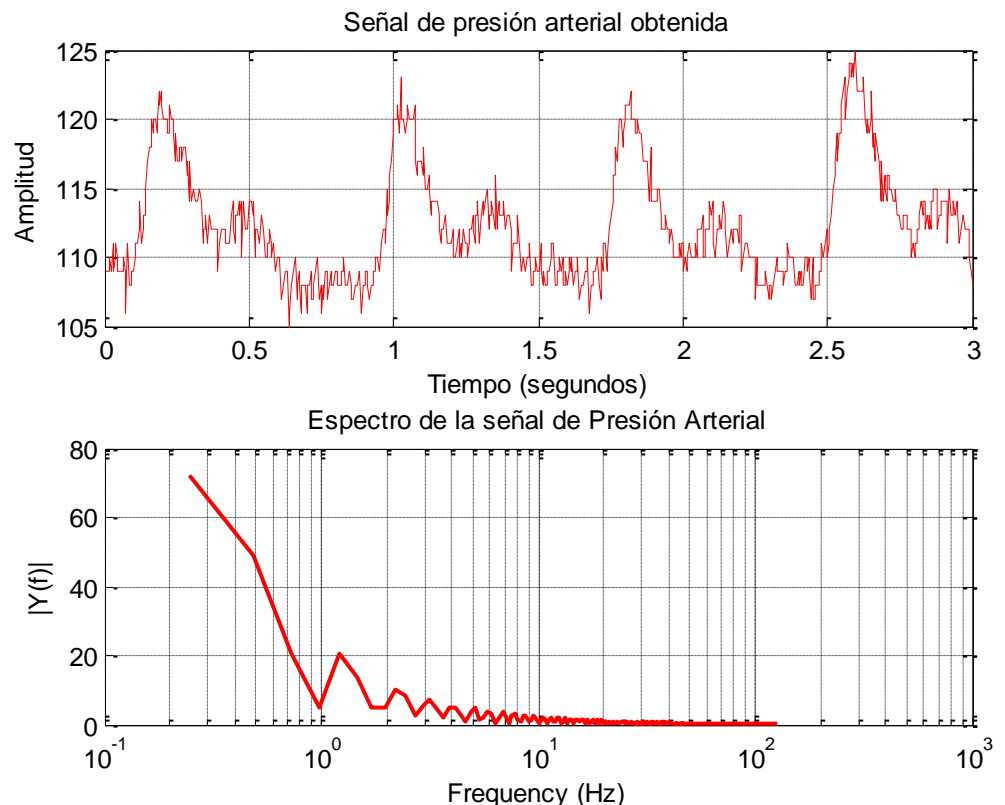
4 PROCESAMIENTO Y CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PRESIÓN ARTERIAL

Teniendo en cuenta que la señal de presión arterial es de baja frecuencia, con componentes menores a 50 Hz, se muestrea la señal a una frecuencia de 250 Hz. Con el objetivo de visualizar tres segundos de la señal, el procesamiento se realiza sobre bloques de 750 muestras de señal.

4.1 CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL OBTENIDA.

En la parte superior de la figura 19 se aprecia la señal de presión arterial obtenida sin ningún tipo de filtrado ni calibración y en la parte inferior el espectro de frecuencias.

Figura 19. Características señal PA obtenida.



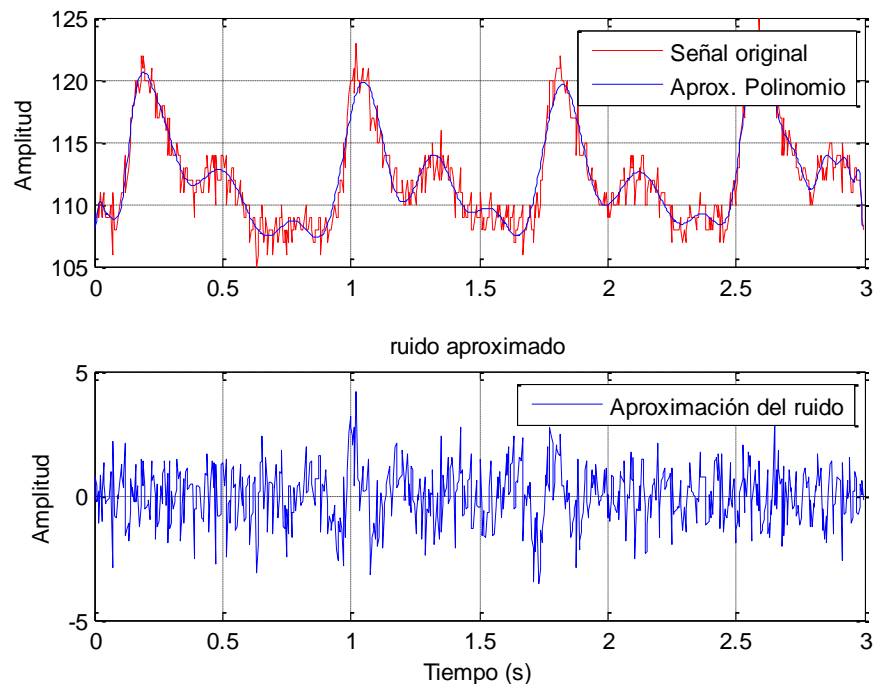
La señal obtenida conserva la forma de una onda típica de presión arterial, ver Figura 2, pero con ciertos picos que tienden a distorsionar la

señal. Este ruido debe ser eliminado de tal forma que se garantice una buena aproximación a la onda de presión arterial real.

Para conocer algunas características del ruido a tratar se realiza una interpolación polinomial de alto grado y al restar la interpolación a la señal original se tiene una aproximación del ruido que afecta a la señal.

En la figura 20 se observa el resultado de la interpolación y el ruido característica de la señal.

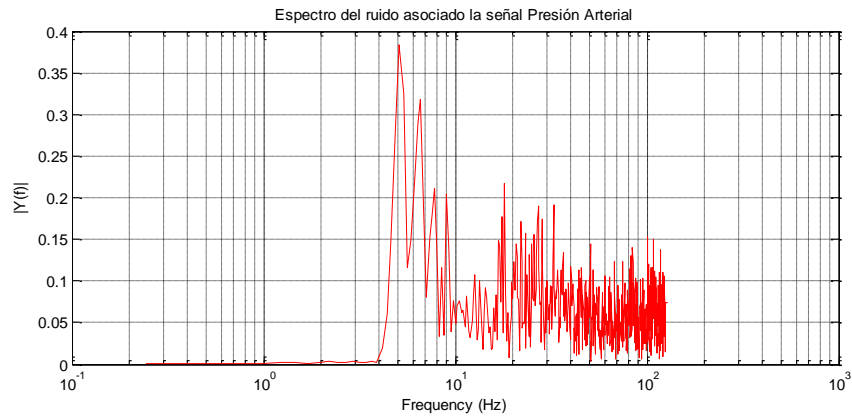
Figura 20. Obtención aproximada del ruido restando a la señal original una aproximación interpolada.



Al observar el espectro de la señal aproximada del ruido en la figura 21, se aprecia que aunque el ruido es de baja energía, éste posee componentes en todo el rango de la señal de presión arterial. Estas componentes de ruido pueden tener origen en el proceso de amplificación y transmisión de datos y a pequeñas vibraciones del sistema mecánico que sujeta al sensor. Dadas estas características del

ruido se deben abordar técnicas de filtrado que logren minimizar el ruido y conserven la información de la señal de presión arterial.

Figura 21. Magnitud del espectro del ruido.

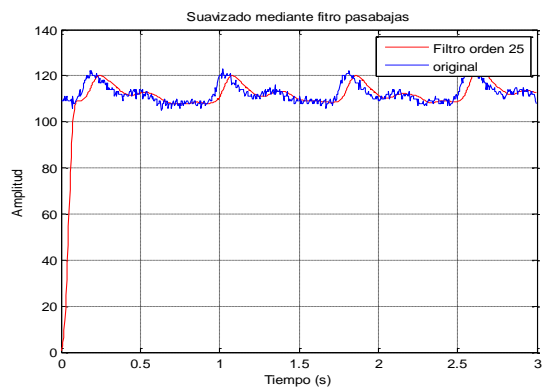


4.2 FILTRADO

Para filtrar la señal se debe tener en cuenta que se desea observar la señal de forma continua, por lo cual no es apropiado usar filtros de alto costo computacional.

Se requiere suavizar la señal de presión arterial, pero un filtro pasabajas FIR deberá ser de un orden bastante elevado, lo cual tendrá un alto costo computacional y además introduce un retardo considerable en la señal. El resultado es fácilmente apreciable en la figura 22.

Figura 22. Señal original y filtrada con pasa-bajas FIR de orden 25.

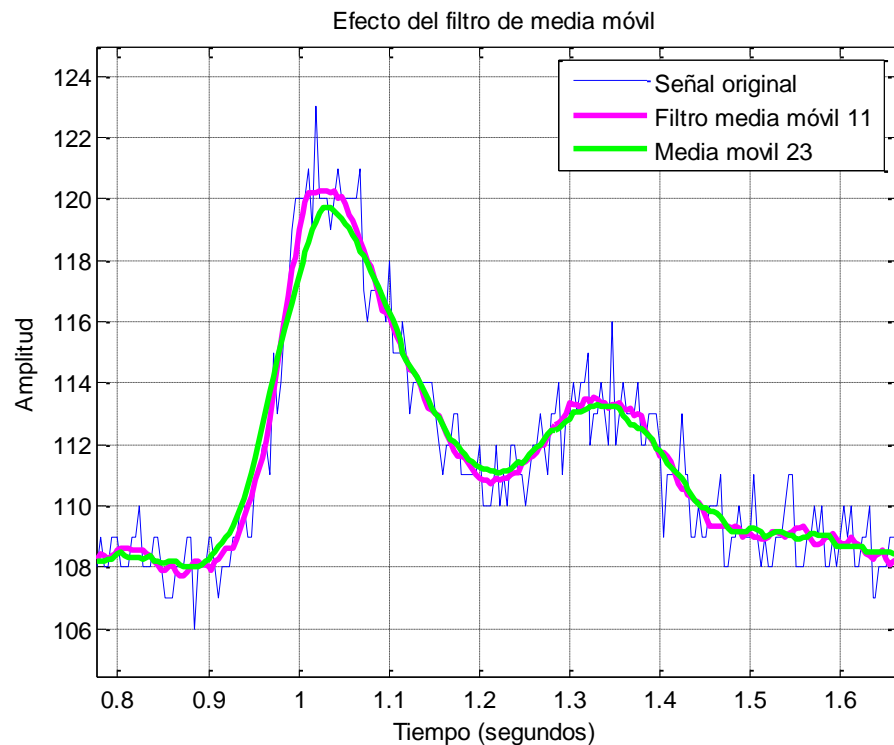


Existen otras técnicas con buen desempeño en suavizado de señales, una de fácil implementación es el filtro de media móvil el cual toma una ventana de muestras y calcula la salida de la muestra $y[i]$ como el promedio de las muestras en la ventana [44]. Esto se puede expresar como:

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i + j] \quad (15)$$

El filtro de media móvil tiene un buen desempeño en al suavizado de la señal, sin embargo si se quiere una mayor atenuación de los picos se debe aumentar el tamaño de la ventana, esto a su vez reduce considerablemente la amplitud de la señal de salida, ver figura 23, lo que no es conveniente pues llevaría a cálculos erróneos de los valores de presión arterial.

Figura 23. Filtro de media móvil con ventanas de 11 y 23 muestras.

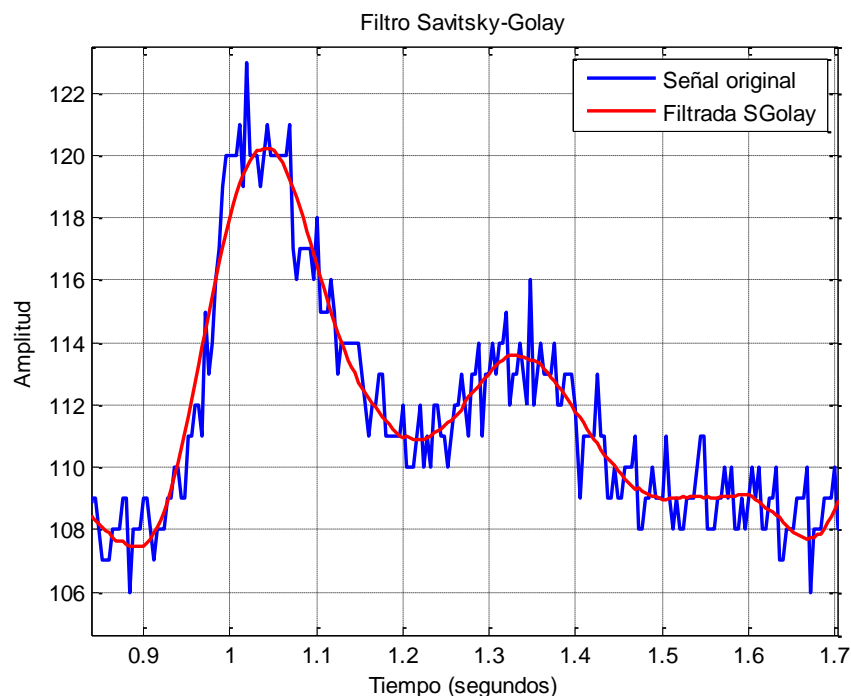


Una mejor alternativa al filtro de media móvil para el suavizado de señales es el filtro Savitzky-Golay [45], [46],[47]. Este tipo de filtros al igual que el filtro de media móvil toma una ventana de muestras pero en lugar de hallar un promedio, calcula los coeficientes de un polinomio de tal forma que se minimice el error medio cuadrático a el grupo de muestras de entrada. La salida para $y[i]$ será el polinomio evaluado en la muestra $x[i]$.

El filtro Savitzky-Golay tiene la ventaja de poder ampliar la ventana considerablemente sin que se pierda amplitud significativa de la señal de entrada.

En la figura 24 se observa el resultado de suavizar la señal de presión arterial con el filtro Savitzky-Golay con polinomio de orden 6 y ventana de 81 muestras.

Figura 24. Filtrado mediante filtro Savitzky-Golay.



4.3 FILTRADO ADAPTATIVO

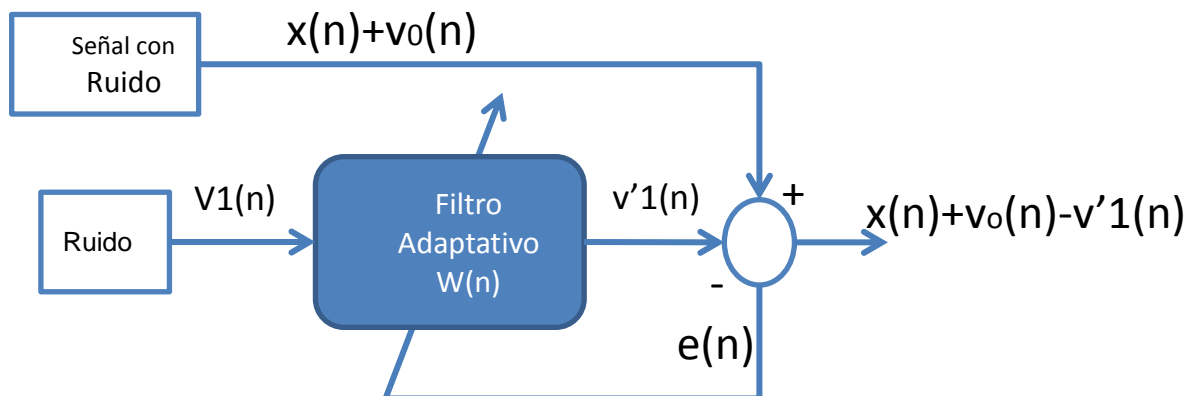
De acuerdo al trabajo realizado en sistemas PSOC y documentado en [41] el filtro LMS (*Least Mean Square*) funciona correctamente para señales de baja frecuencia y tiene un menor costo computacional que el filtro Wiener. Al probar el filtro LMS con la señal de presión arterial se presentan inestabilidades, en parte debido a que esta señal posee una componente de continua alta. Para solucionar este inconveniente se usó el LMS normalizado, o NLMS el cual el cálculo de los coeficientes se realiza como [48]:

$$w[n] = w[n - 1] + \frac{\mu}{\delta + \|x[n]\|} x(n)'e(n) \quad (16)$$

Donde μ tendrá valores entre 0 y 1 y δ es una constante positiva pequeña que evitará que se presente división por cero.

El esquema usado para el filtrado adaptativo de artefactos de la señal de presión arterial se aprecia en la figura 25.

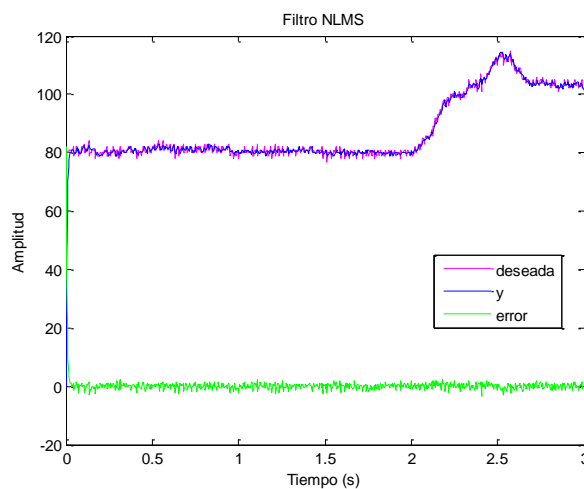
Figura 25. Esquema del filtro adaptativo para filtrado de artefactos.



Es necesario para el correcto funcionamiento de este tipo de filtrado que el ruido de referencia $v_1(n)$ no esté correlacionado con $x(n)$ pero si lo esté con $v_0(n)$ [49].

En la figura 26 se observa un artefacto el cual representará la señal de ruido y la salida deseada del filtro NLMS y una señal de error.

Figura 26. Artefacto, salida del filtro y error en filtro NLMS.



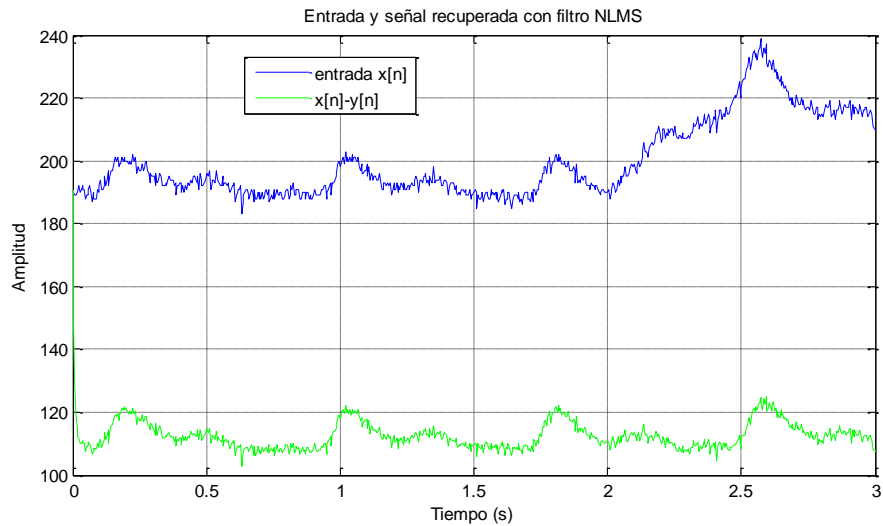
La salida del filtro 'y' converge rápidamente a la señal deseada y el error es mínimo.

Como prueba del funcionamiento del algoritmo de filtrado en la figura 27 se tiene una entrada que corresponde a la señal de presión arterial más el artefacto. Al sustraer de la entrada la salida del filtro se aprecia que es posible obtener la señal de presión arterial sin la influencia del artefacto.

El filtrado adaptativo ha mostrado buenos resultados en la eliminación de artefactos de señales fisiológicas[50],[51]. Sin embargo en el módulo final del presente trabajo se deja como una alternativa opcional, puesto

que si el sujeto a quién se toma la presión está inmobilizado la presencia de artefactos será mínima.

Figura 27. Recuperación de la señal de presión arterial mediante filtro adaptativo.



4.4 DETECCIÓN DE VALORES PAS, PAD y PAM.

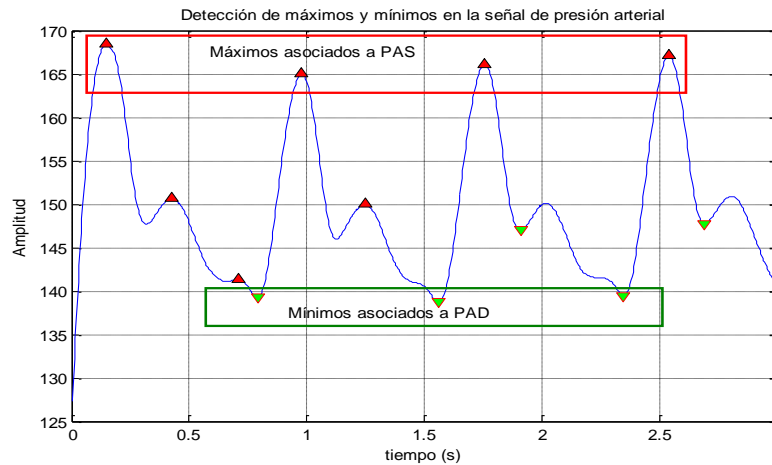
Como se estableció en el capítulo 1, la presión arterial sistólica (PAS) corresponde al máximo valor de un ciclo de la onda de pulso y la presión arterial diastólica corresponde al mínimo valor de dicha onda. Para encontrar estos dos valores el problema se reduce entonces a hallar los valores máximos y mínimos de la onda de pulso.

Revisando la figura 28 se observa que hay máximos y mínimos locales en un ciclo de la onda, estos debidos a la reflexión de la onda de pulso[52], los cuales son fácilmente descartables mediante el establecimiento de umbrales.

Teniendo los valores asociados a PAS y PAD es posible hallar el valor asociado a la presión arterial media (PAM) aplicando la ecuación (6).

El análisis se realiza sobre una ventana de 750 muestras por lo que dichos valores se pueden refrescar cada 3 segundos teniendo en cuenta una frecuencia de muestreo de 250 Hz.

Figura 28. Máximos y mínimos en la señal de presión arterial.



4.5 CALIBRACIÓN

La calibración para obtener los valores de PAS, PAM y PAD se lleva a cabo en dos pasos. Primero se escala la salida del tonómetro a unidades de milímetros de mercurio (mmHg), esto se logra mediante la siguiente expresión:

$$Pa(t) = \frac{\left(\frac{S(t)[V] - 0.75[mV]}{G}\right)}{25[\mu V]} \quad (17)$$

Donde G corresponde a la ganancia de la amplificación, previamente establecida en 610 V/V. La ecuación (17) se establece según las características del sensor de presión mostradas en la tabla 2.

Luego se toman los valores de presión del sujeto de prueba por el método estándar y la relación entre estos valores y los obtenidos de la onda de presión serán el factor de escalado. Este proceso se debe realizar para cada paciente usando la salida del sensor de fuerza como

guía para que el sensor siempre ejerza la misma presión sobre la arteria radial.

4.6 RESULTADOS

Todos los procesos descritos en los apartados anteriores se condensan por medio de un software que permite guardar el historial de la señal de presión arterial además de la visualización continua de la onda de presión arterial y los valores PAS, PAD y PAM estimados.

Para verificar el funcionamiento del método de tonometría se realizaron pruebas comparando los valores con los del método no invasivo estándar.

Las medidas se realizan en sujetos adultos sanos en reposo, tomando primero la medida por el método estándar y luego por tonometría. No es posible tomar las dos medidas al tiempo debido a que la oclusión de la arteria por el brazalete en el método patrón inhibe el pulso en la arteria radial.

En las tablas 4, 5 y 6 se registran los valores obtenidos por los dos métodos y el respectivo error para 3 sujetos.

Tabla 4. Comparación de valores de Presión arterial obtenida por tonometría y por método estándar sujeto 1.

SISTÓLICA			DIASTÓLICA		
Estándar	Tonometría	Error (%)	Estándar	Tonometría	Error (%)
117	119	1.7	78	86	10.25
114	124	8.77	82	89	8.53
119	122	2.52	80	86	7.5
118	115	2.54	79	84	6.39
117	123	5.12	82	90	9.75
128	123	3.9	83	89	7.22

Tabla 5. Comparación de valores de Presión arterial obtenida por tonometría y por método estándar sujeto 2.

SISTÓLICA (mmHg)			DIASTÓLICA (mmHg)		
Estándar	Tonometría	Error (%)	Estándar	Tonometría	Error (%)
134	130	2.98	92	88	4.34
144	142	1.38	100	104	4
139	140	0.71	90	96	6.66
136	131	3.67	93	90	3.22
137	140	2.18	89	92	3.37
140	146	4.28	91	97	6.59

Tabla 6. Comparación de valores de Presión arterial obtenida por tonometría y por método estándar sujeto 3.

SISTÓLICA (mmHg)			DIASTÓLICA (mmHg)		
Estándar	Tonometría	Error (%)	Estándar	Tonometría	Error (%)
125	115	8	78	80	2.56
132	140	6.06	87	99	13.79
117	122	4.27	81	84	3.70
127	121	4.72	85	87	2.35
119	124	4.20	82	85	3.65
126	129	2.38	81	89	9.87

En las medidas se puede observar errores porcentuales en un rango entre el 2% y 14% lo cual muestra que aunque el tonómetro muestra un comportamiento aceptable aun presenta una alta variabilidad en la medida, en parte debida a que en cada medida las condiciones de ubicación del sensor no son exactamente iguales puesto que el mecanismo de posicionamiento no presenta siempre el mismo comportamiento.

En la figura 29 se aprecia la variabilidad entre las medidas de presión sistólica y en la figura 30 las medidas de presión diastólica para el sujeto 1. Para esta prueba los resultados están dentro de las recomendaciones de la AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*), pues la diferencia media no excede los 5 mmHg y la desviación estándar no es mayor a 8 mmHg [53][54].

Figura 29. Variación de la medida de presión arterial sistólica.

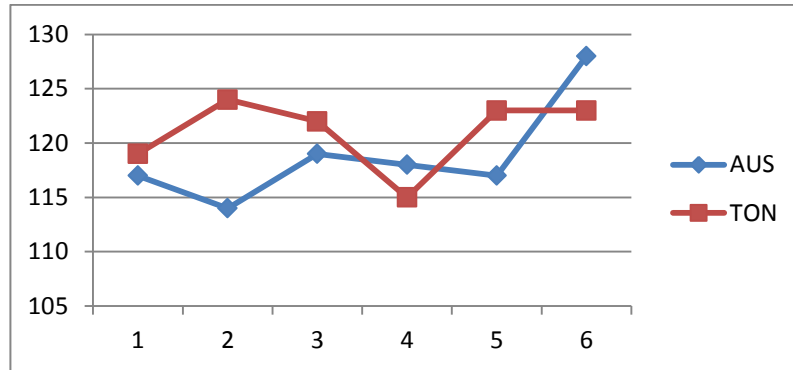
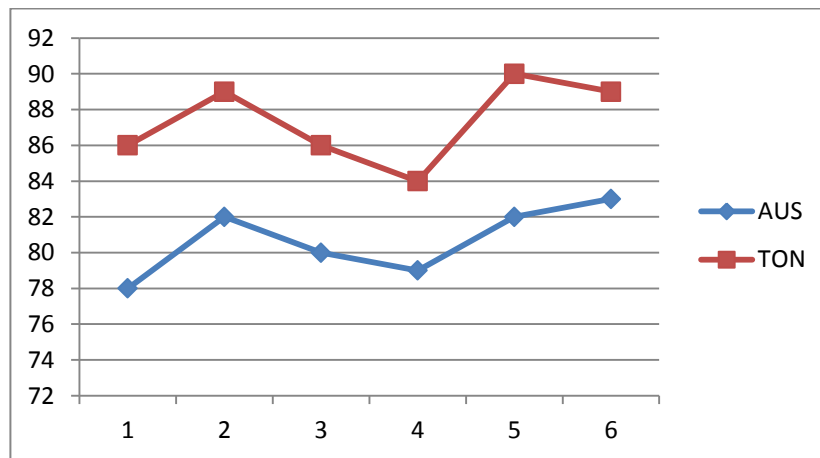
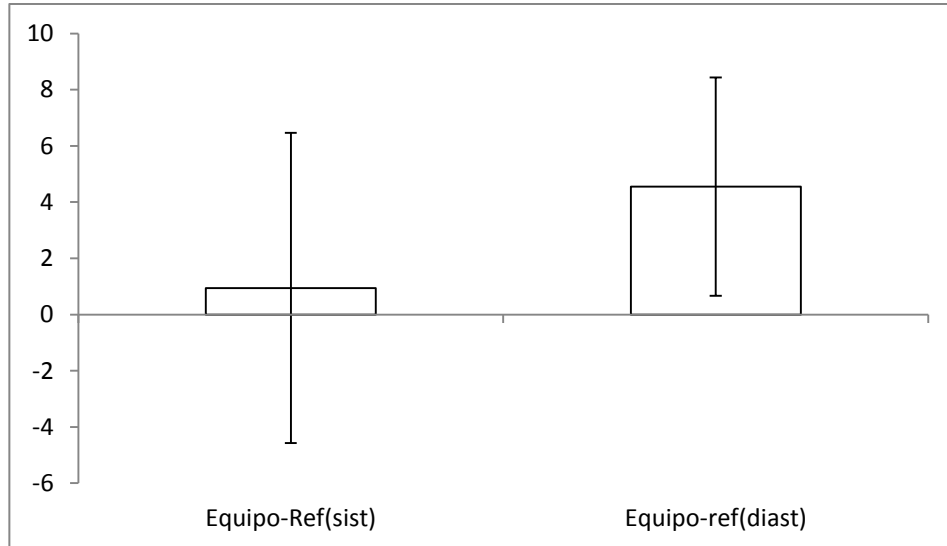


Figura 30. Variación de la medida de presión arterial diastólica.



Al realizar un análisis con todos los datos de las tablas 4, 5 y 6 se observa que hay menor error en los valores de presión sistólica, mientras que los valores de presión diastólica presentan mayor error con respecto al método estándar, ver figura 31.

Figura 31. Resultados obtenidos con respecto a método estándar.



Los resultados mostrados en la figura 31 concuerdan con la prueba t pareada, donde en los datos de presión sistólica obtenidos con el equipo contrastados con el método estándar dan como resultado $p= 0.4773$ mientras que para los datos de presión diastólica se obtiene p menor a 0.001.

5 CONCLUSIONES

- El método de tonometría permite obtener una buena señal de presión arterial de forma continua, sin embargo existen diferentes parámetros que si no son obtenidos correctamente llevan a estimaciones erróneas de los valores de presión arterial. Entre los aspectos de mayor sensibilidad están: la ubicación del sensor exactamente sobre una arteria con soporte óseo, la aplicación constante de una fuerza perpendicular a la arteria aplanada sin que ocluya la arteria y evitar los movimientos del paciente que pueden afectar la ubicación del sensor o distorsionar la señal.
- Es posible usar la señal de presión arterial obtenida por tonometría para estimar una medida interna usando un modelo NARX, sin embargo siguen existiendo diferencias que implican una calibración para cada paciente o mejorar el modelo de estimación. Por otro lado en la prueba realizada con el modelo ARX no se logró una buena aproximación a la señal deseada.
- Los ruidos o artefactos introducidos por los movimientos del paciente pueden ser atenuados mediante el uso de filtrado adaptativo. En este aspecto el filtro NLMS ofrece un buen desempeño en la eliminación de artefactos y posee un bajo costo computacional.
- El ruido asociado a la señal de presión arterial está distribuido por toda la banda por lo que el filtrado tradicional no ofrece buenos resultados. El filtro de media móvil presenta un mejor desempeño pero atenúa la señal a medida que se aumenta la ventana de promediado.

- El mejor desempeño en el suavizado de la señal se logró con el filtro Savitzky-Golay, ya que al realizar una interpolación mediante un polinomio logra un desempeño superior al filtro de media móvil y permite ampliar la ventana del filtro sin que atenúe de forma significativa la señal de presión.
- Con la señal de presión arterial debidamente suavizada, la detección de los valores de PAS y PAD se realiza hallando el máximo y el mínimo de un ciclo de la onda de pulso y calibrando estos valores con la medida patrón.
- Las pruebas de comparación con la medida patrón estándar, que para la medida de presión no invasiva es el método auscultatorio, muestran estar dentro de los parámetros de aceptados por la AAMI.

6 RECOMENDACIONES

Para dar continuidad a esta línea de trabajo, a futuro se recomienda realizar un replanteamiento del sistema mecánico que sujeta al sensor a la muñeca de tal forma que permita aplicar la fuerza perpendicular sin desplazarlo fuera del área sobre la arteria radial.

Otro aspecto importante a tener en cuenta es la antropometría y fisiología del paciente, en este sentido es recomendable establecer qué aspectos relacionados con la edad, peso, rigidez arterial entre otros pueden afectar la toma de la onda de presión.

Sería de gran utilidad lograr un método confiable de estimar la presión arterial central partiendo de la onda de pulso radial. A pesar de que se han realizado algunos intentos al respecto, aún no hay un procedimiento enteramente confiable que permita esta estimación[55][56][57].

En referencia al sistema electrónico y procesado de la señal es recomendable realizar todo el procesamiento en un sistema embebido completamente portátil, de esta forma se lograría un avance hacia el monitoreo continuo de la presión arterial.

REFERENCIAS.

- [1] F. E. Vera and E. De Urgencias, "Control de signos vitales," pp. 1465–1473.
- [2] M. R. Neuman, "Measurement of Blood Pressure," *IEEE Pulse*, no. APRIL, pp. 39–44, 2011.
- [3] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, B. E. Falkner, J. Graves, M. N. Hill, D. W. Jones, T. Kurtz, S. G. Sheps, and E. J. Roccella, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Cou," *Hypertension*, vol. 45, no. 1, pp. 142–61, Jan. 2005.
- [4] B. H. McGhee and E. J. Bridges, "Monitoring arterial blood pressure: what you may not know.," *Crit. Care Nurse*, vol. 22, no. 2, pp. 60–4, 66–70, 73 passim, Apr. 2002.
- [5] A. Jobbágy, P. Csordás, and A. Mersich, "Blood Pressure Measurement : Assessment of a Variable Quantity," *Zdravniški vestnik*, no. april, Eslovenia, pp. 316–324, 2011.
- [6] L. Fácila, R. Medina García, C. Casillas, and V. Bellido, "Utilidad de la correcta medida de la presión arterial," *Hipertensión*, vol. 24, no. 2, pp. 84–86, Mar. 2007.
- [7] E. Chung, G. Chen, B. Alexander, and M. Cannesson, "Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications.," *Front. Med.*, vol. 7, no. 1, pp. 91–101, Mar. 2013.
- [8] G. Drzewiecki, B. Solanki, J. Wang, and J. K. Li, "NONINVASIVE DETERMINATION OF ARTERIAL PRESSURE AND VOLUME USING TONOMOMETRY.," in *ELECTRO '96. Professional Program. Proceedings.*, 1996, pp. 61–63.
- [9] R. Dueck, O. Goedje, and P. Clopton, "Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry.," *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 26, no. 2, pp. 75–83, Apr. 2012.
- [10] R. A. Serway and J. W. Jewett, *Física para ciencias e ingeniería. Vol. 1*, 7th ed. México: CENGAGE Learning., 2008, p. 723.
- [11] E. J. Ciaccio, G. M. Drzewiecki, and E. H. Karam, "Algorithm for reduction of Mechanical Noise in Arterial Pulse Recording with Tonometry," no. 6, pp. 161–162, 1989.

- [12] C. G. Caro, T. J. Pedley, R. C. Schroter, and W. A. Seed, *The Mechanics of the Circulation*, Second. Cambridge University Press, 2012.
- [13] K. E. Barret, S. M. Barman, S. Boitano, and H. L. Brooks, *GANONG Fisiología Médica*, 23rd ed. McGraw Hill, 2010, pp. 542–546.
- [14] B. M. Koeppen and B. A. Syanton, *Berne y Levi Fisiología*, Sexta. Elsevier España, 2009, pp. 338–340.
- [15] M. A. Dvorkin and D. P. Cardinali, “Sistema Card iovascular,” in *Best taylor Bases Fisiológicas de la práctica médica.*, 13th ed., E. Panamericana, Ed. BUENOS AIRES - EOCOTÁ - CARACAS - MADRID - UÉXCO - SÃO PATILO: Panamericana, 2003, p. 1111.
- [16] W. F. Ganong, *Fisología médica*, 18th ed. Manual moderno, 2002, p. 917.
- [17] A. Guyton and J. E. Hall, *TRATADO DE FISILOGIA MEDICA*, 11th ed. elsevier españa, 2006, p. 728.
- [18] M. Risk and A. Ramirez, “Análisis Tiempo-Frecuencia de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y la Presión Arterial,” in *PROCESAMIENTO DE SEÑALES E IMÁGENES: TEORÍA Y APLICACIONES*, Buenos Aires: Facultad Regional Buenos Aires, Universidad Tecnológica Nacional, 2004, pp. 205–255.
- [19] Y. David, W. W. Von Maltzahn, M. R. Neuman, and J. D. Bronzino, *Clinical Engineering*. CRC Press, 2003.
- [20] R. Venet, D. Miric, A. Pavie, and D. Lacheheb, “Korotkoff sound: the cavitation hypothesis,” *Med. Hypotheses*, vol. 55, no. 2, pp. 141–146, 2000.
- [21] R. Kramme, K.-P. Hoffmann, and R. S. Pozos, “Part E: Monitoring,” in *Handbook of Medical Technology*, R. Kramme, K.-P. Hoffmann, and R. S. Pozos, Eds. Spribger, 2011, pp. 959–961.
- [22] K. Barbé, W. Van Moer, and L. Lauwers, “Oscillometric blood pressure measurements: A signal analysis,” *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 238, p. 012052, Jul. 2010.
- [23] C. F. Babbs, “Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model.,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 11, no. 1, p. 56, Jan. 2012.
- [24] H. Sorvoja and R. Myllylä, “Noninvasive blood pressure measurement methods,” *Mol. Quantum Acoust.*, vol. 27, pp. 239–264, 2006.

- [25] J. G. Webster and D. Beebe, *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, Second Ed., vol. 6. John Wiley & Sons, 2006, pp. 402–409.
- [26] E. Claes, C. García Herrera, G. . Guinea, M. Bernal, J, J. . Revuelta, and M. Eleces, “ANÁLISIS MECÁNICO DE UN BYPASS CORONARIO TÉRMINO-TERMINAL,” *An. Mecánica la Fract.*, vol. 1, no. 25, pp. 11–16, 2008.
- [27] T. Birch, “Continuous Non-Invasive Blood-Pressure Measurements,” 2007.
- [28] B. Fetics, E. Nevo, C. H. Chen, and D. a Kass, “Parametric model derivation of transfer function for noninvasive estimation of aortic pressure by radial tonometry.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 698–706, Jun. 1999.
- [29] C. Kunsch, “Identificación de sistemas dinámicos,” 2003.
- [30] J. J. Soriano, A. Escobar Díaz, and R. Peña Ospina, “Identificación con modelos discretos para sistemas lineales . Modelo matemático y aplicaciones,” *Ingeniería*, vol. 8, no. 2, pp. 47–55, 2003.
- [31] a. L. Goldberger, L. a. N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C.-K. Peng, and H. E. Stanley, “PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals,” *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215–e220, Jun. 2000.
- [32] M. Saeed, M. Viallorroel, L. Lehman, G. Moody, T. Heldt, and T. H. Kyaw, “Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care II (MIMIC- II): A public-access intensive care unit database,” *NIH Public Access*, vol. 39, no. February 2010, pp. 952–960, 2011.
- [33] G. Ferrari-Trecate and G. De Nicolao, “NARX models: optimal parametric approximation of nonparametric estimators,” *Proc. 2001 Am. Control Conf. (Cat. No.01CH37148)*, vol. 6, no. 1, pp. 4868–4873.
- [34] J. Sijjberg, Q. Zhang, L. Ljung, A. Benveniste, and B. Delyon, “Nonlinear Black-box Modeling in System Identification : Unified Overview *,” vol. 31, no. 12, pp. 1691–1724, 1995.
- [35] F. Previdi, “Identification of black-box nonlinear models for lower limb movement control using functional electrical stimulation,” *Control Eng. Pract.*, vol. 10, no. 1, pp. 91–99, Jan. 2002.
- [36] Matlab, “Identifying Nonlinear ARX Models,” *Matlab Documentation*, 2014. [Online]. Available:

<http://www.mathworks.com/help/ident/ug/identifying-nonlinear-arx-models.html#br71f7z>. [Accessed: 16-Jul-2014].

- [37] F. Semiconductor, “High Volume Pressure Sensor for Disposable Applications MPX2300DT1 MPX2301DT1,” pp. 1–6, 2012.
- [38] I. Electronics, “FRS 400 Series Data Sheet.” .
- [39] B.-B. Products, “INA128, INA129 Precision , Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS FEATURES,” Texas Instruments, 2005.
- [40] J. Leal, J. F. Banguera, and J. A. Muriel, “Implementación de un prototipo para la medición y visualización en tiempo real de la presión arterial, aplicando el método de tonometría arterial,” Universidad Industrial de Santander, 2012.
- [41] J. A. Barbosa Suarez and N. Murcia Sepúlveda, “Diseño e implementación de filtros adaptativos mediante un sistema de desarrollo PSOC.,” Universidad Industrial de Santander, 2013.
- [42] Microchip Technology Incorporated, “PIC12(L)F1822/PIC16(L)F1823 Data Sheet,” vol. 12, no. L. 2012.
- [43] L. Lozano Sanchez and A. Maldonado Lizcano, “Diseño y desarrollo de un sistema mecatrónico para la optimización del monitoreo de la presión arterial en laboratorios de mediciones fisiológicas mediante la implementación del método no invasivo de la tonometría arterial,” Universidad Industrial de Santander, 2012.
- [44] S. W. Smith, *The Scientist and Engineer’s guide to Digital Signal Processing*, Second Edi. California Technical Publishing, 1999.
- [45] R. W. Schafer, “What Is a Savitzky-Golay Filter?,” *IEEE Signal Processing Magazine*, no. July, pp. 111–117, 2011.
- [46] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, “14 . 8 Savitzky-Golay Smoothing Filters,” in *Numerical recipes in C. The Art of scientific computing.*, 1992, pp. 650–655.
- [47] J. Luo, K. Ying, and J. Bai, “Savitzky–Golay smoothing and differentiation filter for even number data,” *Signal Processing*, vol. 85, no. 7, pp. 1429–1434, Jul. 2005.
- [48] D. G. Manolakis, V. K. Ingle, and S. M. Kogon, *Statistical and adaptive signal processing*. 2005.

- [49] C. A. Durán Villalobos, "IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO NLMS EN UN DSP," Instituto Politécnico Nacional Mexico, 2010.
- [50] J. Z. Chen, Z. Lin, and R. W. Mccallum, "Cancellation of motion artifacts in electrogastrogram - a comparison of time-, transform-," *In Pract.*, 1993.
- [51] A. T. Crispí, C. A. B. Prieto, J. V. L. Ginori, and D. F. Lovely, "Cancelador adaptativo de interferencias con mínima distorsión," *Bioingeniería y física médica Cuba.*, vol. 4, no. 1, 2003.
- [52] A. Hermida, J. E. López, and C. Calvo Gómez, "Medida no invasiva de la presión arterial central mediante tonometría por aplanamiento . Análisis de la onda de pulso," *Galicia Clin*, vol. 73, no. 4, pp. 161–168, 2012.
- [53] M. Nitzan, Y. Adar, E. Hoffman, E. Shalom, S. Engelberg, I. Z. Ben-Dov, and M. Bursztyn, "Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds.," *Sensors (Basel).*, vol. 13, no. 11, pp. 14797–812, Jan. 2013.
- [54] W. B. White, a. S. Berson, C. Robbins, M. J. Jamieson, L. M. Prisant, E. Roccella, and S. G. Sheps, "National standard for measurement of resting and ambulatory blood pressures with automated sphygmomanometers," *Hypertension*, vol. 21, no. 4, pp. 504–509, Apr. 1993.
- [55] J. D. Cameron, B. P. McGrath, and a M. Dart, "Use of radial artery applanation tonometry and a generalized transfer function to determine aortic pressure augmentation in subjects with treated hypertension.," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 32, no. 5, pp. 1214–20, Nov. 1998.
- [56] C.-H. Chen, E. Nevo, B. Fetics, P. H. Pak, F. C. P. Yin, W. L. Maughan, and D. A. Kass, "Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure: Validation of Generalized Transfer Function," *Circulation*, vol. 95, no. 7, pp. 1827–1836, Apr. 1997.
- [57] M. Crilly, C. Coch, M. Bruce, H. Clark, and D. Williams, "Repeatability of central aortic blood pressures measured non-invasively using radial artery applanation tonometry and peripheral pulse wave analysis.," *Blood Press.*, vol. 16, no. 4, pp. 262–9, Jan. 2007.

BIBLIOGRAFÍA

- Babbs, C. F. (2012). Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model. *Biomedical Engineering Online*, 11(1), 56. doi:10.1186/1475-925X-11-56
- Barbé, K., Moer, W. Van, & Lauwers, L. (2010). Oscillometric blood pressure measurements: A signal analysis. *Journal of Physics: Conference Series*, 238, 012052. doi:10.1088/1742-6596/238/1/012052
- Barbosa Suarez, J. A., & Murcia Sepúlveda, N. (2013). Diseño e implementación de filtros adaptativos mediante un sistema de desarrollo PSOC. Universidad Industrial de Santander.
- Barret, K. E., Barman, S. M., Boitano, S., & Brooks, H. L. (2010). *GANONG Fisiología Médica* (23rd ed., pp. 542–546). McGraw Hill.
- Birch, T. (2007). Continuous Non-Invasive Blood-Pressure Measurements (pp. 10–14).
- Cameron, J. D., McGrath, B. P., & Dart, a M. (1998). Use of radial artery applanation tonometry and a generalized transfer function to determine aortic pressure augmentation in subjects with treated hypertension. *Journal of the American College of Cardiology*, 32(5), 1214–20. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9809928>
- Caro, C. G., Pedley, T. J., Schroter, R. C., & Seed, W. A. (2012). *The Mechanics of the Circulation* (Second.). Cambridge University Press.
- Chen, C.-H., Nevo, E., Fetics, B., Pak, P. H., Yin, F. C. P., Maughan, W. L., & Kass, D. A. (1997). Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure : Validation of Generalized Transfer Function. *Circulation*, 95(7), 1827–1836. doi:10.1161/01.CIR.95.7.1827
- Chen, J. Z., Lin, Z., & Mccallum, R. W. (1993). Cancellation of motion artifacts in electrogastrogram - a comparison of time-, transform-. In *Practice*.
- Chung, E., Chen, G., Alexander, B., & Cannesson, M. (2013). Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications. *Frontiers of Medicine*, 7(1), 91–101. doi:10.1007/s11684-013-0239-5
- Ciaccio, E. J., Drzewiecki, G. M., & Karam, E. H. (1989). Algorithm for reduction of Mechanical Noise in Arterial Pulse Recording with Tonometry, (6), 161–162.

- Claes, E., García Herrera, C., Guinea, G. ., Bernal, J, M., Revuelta, J. ., & Eleces, M. (2008). ANÁLISIS MECÁNICO DE UN BYPASS CORONARIO TÉRMINO-TERMINAL. *Anales de Mecánica de La Fractura*, 1(25), 11–16.
- Crilly, M., Coch, C., Bruce, M., Clark, H., & Williams, D. (2007). Repeatability of central aortic blood pressures measured non-invasively using radial artery applanation tonometry and peripheral pulse wave analysis. *Blood Pressure*, 16(4), 262–9. doi:10.1080/08037050701464385
- Crispí, A. T., Prieto, C. A. B., Ginori, J. V. L., & Lovely, D. F. (2003). Cancelador adaptativo de interferencias con mínima distorsión. *Bioingeniería Y Física Médica Cubana.*, 4(1).
- David, Y., Von Maltzahn, W. W., Neuman, M. R., & Bronzino, J. D. (2003). *Clinical Engineering*. (Y. David, W. W. Von Maltzahn, M. R. Neuman, & J. D. Bronzino, Eds.). CRC Press.
- Drzewiecki, G., Solanki, B., Wang, J., & Li, J. K. (1996). NONINVASIVE DETERMINATION OF ARTERIAL PRESSURE AND VOLUME USING TONOMETRY. In *ELECTRO '96. Professional Program. Proceedings.* (pp. 61–63). Somerset, NJ: IEEE.
- Dueck, R., Goedje, O., & Clopton, P. (2012). Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 26(2), 75–83. doi:10.1007/s10877-012-9336-2
- Durán Villalobos, C. A. (2010). IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO NLMS EN UN DSP. Instituto Politécnico Nacional Mexico.
- Dvorkin, M. A., & Cardinali, D. P. (2003). Sistema Card iovascular. In E. Panamericana (Ed.), *Best taylor Bases Fisiológicas de la práctica médica.* (13th ed., p. 1111). BUENOS AIRES - EOCOTÁ - CARACAS - MADRID - UÉXCO - SÃO PATILO: Panamericana.
- Electronics, I. (n.d.). FRS 400 Series Data Sheet. Retrieved from http://www.adafruit.com/datasheets/FSR400Series_PD.pdf
- Fácil, L., Medina García, R., Casillas, C., & Bellido, V. (2007). Utilidad de la correcta medida de la presión arterial. *Hipertensión*, 24(2), 84–86. doi:10.1016/S0212-8241(07)72437-4
- Ferrari-Trecate, G., & De Nicolao, G. (n.d.). NARX models: optimal parametric approximation of nonparametric estimators. *Proceedings of the 2001 American Control Conference.* (Cat. No.01CH37148), 6(1), 4868–4873. doi:10.1109/ACC.2001.945754

- Fetics, B., Nevo, E., Chen, C. H., & Kass, D. a. (1999). Parametric model derivation of transfer function for noninvasive estimation of aortic pressure by radial tonometry. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 46(6), 698–706. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10356876>
- Ganong, W. F. (2002). *Fisiología médica. (Manual Moderno, Ed.) (18th ed., p. 917). Manual moderno.*
- Goldberger, a. L., Amaral, L. a. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet : Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*, 101(23), e215–e220. doi:10.1161/01.CIR.101.23.e215
- Guyton, A., & Hall, J. E. (2006). *TRATADO DE FISIOLOGIA MEDICA. (ELSEVIER, Ed.) (11th ed., p. 728). elsevier españa.*
- Hermida, A., López, J. E., & Calvo Gómez, C. (2012). Medida no invasiva de la presión arterial central mediante tonometría por aplanamiento . *Análisis de la onda de pulso. Galicia Clin*, 73(4), 161–168.
- Jobbágy, A., Csordás, P., & Mersich, A. (2011). Blood Pressure Measurement : Assessment of a Variable Quantity. *Zdravniški Vestnik*, (april), 316–324. Retrieved from <http://szd.si/index.php?PageID=367>
- Koeppen, B. M., & Syanton, B. A. (2009). *Berne y Levi Fisiología (Sexta., pp. 338–340). Elsevier España.*
- Kramme, R., Hoffmann, K.-P., & Pozos, R. S. (2011). Part E: Monitoring. In R. Kramme, K.-P. Hoffmann, & R. S. Pozos (Eds.), *Handbook of Medical Technology* (pp. 959–961). Spribger.
- Kunusch, C. (2003). *Identificación de sistemas dinámicos.*
- Leal, J., Banguera, J. F., & Muriel, J. A. (2012). Implementación de un prototipo para la medición y visualización en tiempo real de la presión arterial, aplicando el método de tonometría arterial. *Universidad Industrial de Santander.*
- Lozano Sanchez, L., & Maldonado Lizcano, A. (2012). Diseño y desarrollo de un sistema mecatrónico para la optimización del monitoreo de la presión arterial en laboratorios de mediciones fisiológicas mediante la implementación del método no invasivo de la tonometría arterial. *Universidad Industrial de Santander.*

- Luo, J., Ying, K., & Bai, J. (2005). Savitzky–Golay smoothing and differentiation filter for even number data. *Signal Processing*, 85(7), 1429–1434. doi:10.1016/j.sigpro.2005.02.002
- Manolakis, D. G., Ingle, V. K., & Kogon, S. M. (2005). *Statistical and adaptive signal processing*. (A. House, Ed.).
- Matlab. (2014). *Identifying Nonlinear ARX Models*. Matlab Documentation. Retrieved July 16, 2014, from <http://www.mathworks.com/help/ident/ug/identifying-nonlinear-arx-models.html#br71f7z>
- McGhee, B. H., & Bridges, E. J. (2002). Monitoring arterial blood pressure: what you may not know. *Critical Care Nurse*, 22(2), 60–4, 66–70, 73 passim. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11961944>
- Microchip Technology Incorporated. (2012). PIC12(L)F1822/PIC16(L)F1823 Data Sheet.
- Neuman, M. R. (2011). Measurement of Blood Pressure. *IEEE PULSE*, (APRIL), 39–44.
- Nitzan, M., Adar, Y., Hoffman, E., Shalom, E., Engelberg, S., Ben-Dov, I. Z., & Bursztyn, M. (2013). Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(11), 14797–812. doi:10.3390/s131114797
- Pickering, T. G., Hall, J. E., Appel, L. J., Falkner, B. E., Graves, J., Hill, M. N., ... Roccella, E. J. (2005). Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Cou. *Hypertension*, 45(1), 142–61. doi:10.1161/01.HYP.0000150859.47929.8e
- Press, W. H., Teukolsky, S. A., Vetterling, W. T., & Flannery, B. P. (1992). 14 . 8 Savitzky-Golay Smoothing Filters. In *Numerical recipes in C. The Art of scientific computing*. (pp. 650–655).
- Previdi, F. (2002). Identification of black-box nonlinear models for lower limb movement control using functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 10(1), 91–99. doi:10.1016/S0967-0661(01)00128-9
- Products, B.-B. (2005). INA128, INA129 Precision , Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS FEATURES (pp. 1–11). Texas Instruments.

- Risk, M., & Ramirez, A. (2004). Análisis Tiempo-Frecuencia de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y la Presión Arterial. In PROCESAMIENTO DE SEÑALES E IMÁGENES: TEORÍA Y APLICACIONES (pp. 205–255). Buenos Aires: Facultad Regional Buenos Aires, Universidad Tecnológica Nacional.
- Saeed, M., Viallorroel, M., Lehman, L., Moody, G., Heldt, T., & Kyaw, T. H. (2011). Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care II (MIMIC-II): A public-access intensive care unit database. NIH Public Access, 39(February 2010), 952–960. doi:10.1097/CCM.0b013e31820a92c6.Multiparameter
- Schafer, R. W. (2011). What Is a Savitzky-Golay Filter? IEEE Signal Processing Magazine, (July), 111–117.
- Semiconductor, F. (2012). High Volume Pressure Sensor for Disposable Applications MPX2300DT1 MPX2301DT1, 1–6.
- Serway, R. A., & Jewett, J. W. (2008). Física para ciencias e ingeniería. Vol. 1 (7th ed., p. 723). México: CENGAGE Learning.
- Sjijberg, J., Zhang, Q., Ljung, L., Benveniste, A., & Delyon, B. (1995). Nonlinear Black-box Modeling in System Identification : Unified Overview *, 31(12), 1691–1724.
- Smith, S. W. (1999). The Scientist and Engineer's guide to Digital Signal Processing (Second Edi.). California Technical Publishing.
- Soriano, J. J., Escobar Díaz, A., & Peña Ospina, R. (2003). Identificación con modelos discretos para sistemas lineales . Modelo matemático y aplicaciones. Ingeniería, 8(2), 47–55. Retrieved from <http://revistas.udistrital.edu.co/ojs/index.php/reving/article/view/2691/3874>
- Sorvoja, H., & Myllylä, R. (2006). Noninvasive blood pressure measurement methods. Molecular and Quantum Acoustics., 27, 239–264.
- Venet, R., Miric, D., Pavie, A., & Lacheheb, D. (2000). Korotkoff sound: the cavitation hypothesis. Medical Hypotheses, 55(2), 141–146. Retrieved from [http://www.medical-hypotheses.com/article/S0306-9877\(99\)91036-8/abstract](http://www.medical-hypotheses.com/article/S0306-9877(99)91036-8/abstract)
- Vera, F. E., & Urgencias, E. De. (n.d.). Control de signos vitales, 1465–1473.
- Webster, J. G., & Beebe, D. (2006). Encyclopedia of medical devices and instrumentation. ENCYCLOPEDIA OF MEDICAL DEVICES AND INSTRUMENTATION (Second Ed., Vol. 6, pp. 402–409). John Wiley & Sons.

White, W. B., Berson, a. S., Robbins, C., Jamieson, M. J., Prisant, L. M., Roccella, E., & Sheps, S. G. (1993). National standard for measurement of resting and ambulatory blood pressures with automated sphygmomanometers. *Hypertension*, 21(4), 504–509.
doi:10.1161/01.HYP.21.4.504