

# **SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL CONTINUA NO INVASIVA SIN BRAZALETE**

**BRAIAM YESID ESCOBAR RESTREPO**



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA**

**UNIVERSIDAD CES**

**INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**ENVIGADO**

**2012**

# **SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL CONTINUA NO INVASIVA SIN BRAZALETE**

**BRAIAM YESID ESCOBAR RESTREPO**

**Trabajo de grado para optar al título de  
INGENIERO BIOMÉDICO**

**Director**

**RÓBINSON TORRES VILLA**

**PhD Ingeniería Electrónica**



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA**

**UNIVERSIDAD CES**

**INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**ENVIGADO**

**2012**

*El presente trabajo de grado está dedicado a todas las personas que pudiesen resultar beneficiadas de los avances en la investigación de un nuevo sistema para medición de la presión arterial. El fin último de la investigación realizada es contribuir al mejoramiento de la calidad de vida de las personas.*

## AGRADECIMIENTOS

A Giovanni Humberto Meza y Limbania Escobar por su incondicional apoyo durante todo mi proceso de formación universitaria y por darme la oportunidad de optar por este título profesional.

A mi madre Uviter Restrepo y mis hermanos por su inconmensurable apoyo durante todo este proceso. Ellos son mi fuente de motivación para seguir adelante a pesar de las dificultades.

Al Dr. Róbinson Torres por su constante acompañamiento y dedicación durante el desarrollo del presente trabajo de grado; a los ingenieros Juan Sebastián Osorio y Juan Esteban Betancur por su amable colaboración y disposición para compartir ideas relacionadas con el proyecto; a todos los estudiantes y docentes de la Escuela de Ingeniería de Antioquia que muy formalmente participaron como sujetos de prueba para los estudios realizados.

Doy gracias a Dios por todas las bendiciones recibidas y por darme la oportunidad de ser feliz durante estos años de carrera universitaria.

## CONTENIDO

1	PRELIMINARES.....	17
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
1.1.1	Contexto y caracterización del problema .....	17
1.1.2	Formulación del problema .....	18
1.2	OBJETIVOS DEL PROYECTO.....	18
1.2.1	Objetivo general .....	18
1.2.2	Objetivos específicos.....	18
1.3	MARCO DE REFERENCIA .....	18
1.3.1	La presión arterial.....	18
1.3.2	Métodos de medición de la presión arterial .....	20
1.3.3	El electrocardiograma.....	25
1.3.4	Fotopletismografía.....	26
1.3.5	El tiempo de tránsito de pulso y la presión arterial.....	27
1.3.6	Técnicas de procesamiento para señales no estacionarias .....	30
2	METODOLOGÍA.....	34
2.1	IDENTIFICACIÓN, CLASIFICACIÓN Y SELECCIÓN DE VARIABLES RELACIONADAS CON LA PRESIÓN ARTERIAL.....	35
2.2	DISEÑO DE UN ALGORITMO PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL A PARTIR DE UNA BASE DE DATOS CLÍNICA EXISTENTE .....	36
2.3	DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN PARA LA CREACIÓN DE UNA NUEVA BASE DE DATOS .....	36
2.4	EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DISEÑADO A TRAVES DE LA NUEVA BASE DE DATOS ADQUIRIDA.....	37
3	DESARROLLO EXPERIMENTAL.....	38

3.1	IDENTIFICACIÓN, CLASIFICACIÓN Y SELECCIÓN DE VARIABLES RELACIONADAS CON LA PRESIÓN ARTERIAL.....	38
3.2	DISEÑO DE UN ALGORITMO PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL A PARTIR DE UNA BASE DE DATOS CLÍNICA EXISTENTE.....	40
3.2.1	Selección de muestras y sujetos .....	40
3.2.2	Cálculo del tiempo de tránsito de pulso .....	41
3.2.3	Relación entre la presión arterial y el PTT .....	47
3.3	DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN PARA LA CREACIÓN DE UNA NUEVA BASE DE DATOS .....	50
3.3.1	Selección de equipos y transductores .....	50
3.3.2	Calibración de los transductores.....	52
3.3.3	Interfaz para la adquisición de variables.....	52
3.3.4	Criterios para la inclusión de pacientes .....	52
3.3.5	Protocolo para la adquisición de datos .....	54
3.4	EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DISEÑADO A TRAVES DE LA NUEVA BASE DE DATOS ADQUIRIDA.....	55
4	RESULTADOS .....	57
4.1	RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN ARTERIAL Y EL PTT A PARTIR DE LA BASE DE DATOS MIMIC .....	57
4.1.1	Relación entre la presión arterial sistólica y el PTT.....	57
4.1.2	Relación entre la presión arterial diastólica y el PTT .....	62
4.1.3	Relación entre la presión arterial media y el PTT .....	66
4.2	RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN ARTERIAL Y EL PTT A PARTIR DE UNA NUEVA BASE DE DATOS .....	70
4.2.1	Relación entre la presión arterial sistólica y el PTT.....	70
4.2.2	Relación entre la presión arterial diastólica y el PTT .....	75

4.2.3	Relación entre la presión arterial media y el PTT .....	79
5	DISCUSIÓN .....	83
5.1	Metodologías para el cálculo de PTT.....	83
5.2	Variación temporal de la relación ente presión arterial y PTT .....	84
5.3	Variabilidad inter-sujeto de la relación ente el PTT y la presión arterial .....	85
5.4	Comparación entre base de datos MIMIC y nueva base de datos .....	85
6	CONCLUSIONES.....	88
7	RECOMENDACIONES.....	89
8	TRABAJO FUTURO .....	91
9	BIBLIOGRAFÍA.....	93
10	ANEXOS.....	97
10.1	Documento de consentimiento informado.....	97
10.2	Resultados de la calibración de transductores.....	101

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1</b>	Clasificación de valores para la presión arterial. ....	20
<b>Tabla 2</b>	Métodos de medición para la presión arterial. ....	21
<b>Tabla 3</b>	Técnicas más comunes para procesamiento de señales. ....	30
<b>Tabla 4</b>	matriz de selección para método de medición de presión arterial. ....	39
<b>Tabla 5</b>	Distribución de edades y género de los sujetos seleccionados para MIMIC...	41
<b>Tabla 6</b>	Distribución de edades y género de los sujetos seleccionados para la nueva base de datos. ....	53
<b>Tabla 7</b>	Rango de variación de la presión arterial para cada sujeto de MIMIC. ....	57
<b>Tabla 8</b>	Coefficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	58
<b>Tabla 9</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	59
<b>Tabla 10</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	60
<b>Tabla 11</b>	Coefficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	62
<b>Tabla 12</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	63
<b>Tabla 13</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	64
<b>Tabla 14</b>	Coefficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión media. ....	66
<b>Tabla 15</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión media. ....	67
<b>Tabla 16</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión media. ....	68
<b>Tabla 17</b>	Rango de variación de la presión arterial para cada sujeto de la nueva base de datos. ....	70



<b>Tabla 18</b>	Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	71
<b>Tabla 19</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	72
<b>Tabla 20</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión sistólica. ....	73
<b>Tabla 21</b>	Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	75
<b>Tabla 22</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	76
<b>Tabla 23</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión diastólica. ....	77
<b>Tabla 24</b>	Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT-presión media. ....	79
<b>Tabla 25</b>	Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión media. ....	80
<b>Tabla 26</b>	Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión media. ....	81

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Presión arterial en la circulación sistémica.....	19
<b>Figura 2</b>	Montaje para método de auscultación.....	22
<b>Figura 3</b>	Onda característica del método oscilométrico.....	23
<b>Figura 4</b>	Ondas características del ECG normal.....	26
<b>Figura 5</b>	Onda observada en el fotodetector de PPG.....	27
<b>Figura 6</b>	Diferentes formas de calcular el PTT.....	28
<b>Figura 7</b>	Ejemplo de extracción de IMF.....	31
<b>Figura 8</b>	Diseño metodológico implementado para la obtención de un algoritmo para la medición de la presión arterial.....	34
<b>Figura 9</b>	Clasificación secuencial de métodos para medir la presión arterial.....	38
<b>Figura 10</b>	Metodologías utilizadas para el cálculo del PTT.....	42
<b>Figura 11</b>	Espectro Energía-Tiempo-Frecuencia de una señal ECG mediante la transformada de Hilbert-Huang.....	43
<b>Figura 12</b>	Interfaz para la exclusión de regiones con excesivo ruido por artefacto de movimiento.....	44
<b>Figura 13</b>	Esquema del algoritmo implementado para el cálculo de PTT.....	45
<b>Figura 14</b>	Ejemplo de distribución de puntos adquiridos para el sujeto 8.....	46
<b>Figura 15</b>	Interfaz de visualización y verificación para los PTT calculados.....	47
<b>Figura 16</b>	Esquema utilizado para la evaluación del modelo lineal PTT-presión arterial.....	49
<b>Figura 17</b>	Dispositivo inalámbrico de adquisición para ECG.....	50
<b>Figura 18</b>	Sistema de adquisición para la onda de fotopletoisgrafía.....	51
<b>Figura 19</b>	Monitor para la medición de la presión arterial ihealth®.....	51
<b>Figura 20</b>	Interfaz para la adquisición de variables en Matlab®.....	53

<b>Figura 21</b>	Interfaz para el cálculo del PTT en la nueva base de datos.....	56
<b>Figura 22</b>	Interpolación cuadrática implementada para la identificación de picos PPG.....	56
<b>Figura 23</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión sistólica. ....	58
<b>Figura 24</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico_Pico).....	59
<b>Figura 25</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico_derivada). ....	60
<b>Figura 26</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión sistólica. ....	61
<b>Figura 27</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión sistólica.....	61
<b>Figura 28</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión diastólica. ....	62
<b>Figura 29</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico_Pico).....	63
<b>Figura 30</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico_Derivada).....	64
<b>Figura 31</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión diastólica. ....	65
<b>Figura 32</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión diastólica.....	65
<b>Figura 33</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión media. ....	66
<b>Figura 34</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico_Pico).....	67
<b>Figura 35</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico_Derivada).....	68
<b>Figura 36</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión media. ....	69
<b>Figura 37</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión media.....	69
<b>Figura 38</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión sistólica. ....	71
<b>Figura 39</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico_Pico).....	72

<b>Figura 40</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico_Derivada).....	73
<b>Figura 41</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión sistólica. ....	74
<b>Figura 42</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión sistólica.....	74
<b>Figura 43</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión diastólica. ....	75
<b>Figura 44</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico_Pico).....	76
<b>Figura 45</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico_Derivada).....	77
<b>Figura 46</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión diastólica. ....	78
<b>Figura 47</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión diastólica.....	78
<b>Figura 48</b>	Variación temporal promedio de CC y R <sup>2</sup> para presión media. ....	79
<b>Figura 49</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico_Pico).....	80
<b>Figura 50</b>	Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico_Derivada).....	81
<b>Figura 51</b>	Dispersión de valores de pendiente (a) para presión media. ....	82
<b>Figura 52</b>	Dispersión de valores de la constante (b) para presión media.....	82

## LISTA DE ECUACIONES

<b>Ecuación 1</b>	Presión arterial media. ....	20
<b>Ecuación 2</b>	Velocidad de la onda de pulso (PWV).....	28
<b>Ecuación 3</b>	PWV con módulo de elasticidad variable. ....	29
<b>Ecuación 4</b>	Relación de PWV con PTT. ....	29
<b>Ecuación 5</b>	Igualación entre ecuaciones 3 y 4.....	29
<b>Ecuación 6</b>	Función despejada para la presión. ....	29
<b>Ecuación 7</b>	Relación entre la presión y el PTT. ....	30
<b>Ecuación 8</b>	Transformada de Hilbert. ....	32
<b>Ecuación 9</b>	Representación de la señal en forma analítica.....	32
<b>Ecuación 10</b>	Amplitud instantánea. ....	32
<b>Ecuación 11</b>	Función de fase. ....	32
<b>Ecuación 12</b>	Frecuencia instantánea.....	33
<b>Ecuación 13</b>	Modelo de ajuste lineal para la relación PTT-Presión arterial.....	47

## RESUMEN

Una de cada tres personas en el mundo padece de hipertensión arterial, condición que causa cerca del 50% de las muertes relacionadas con accidentes cerebrovasculares y enfermedades del corazón. Para la prevención y el tratamiento de la hipertensión es necesario medir la presión arterial de forma periódica. Todos los métodos actuales para la medición continua y no invasiva de la presión arterial fueron revisados. El propósito del presente estudio fue diseñar e implementar un sistema para la medición de la presión arterial basado en el método del tiempo de tránsito de pulso (PTT). El PTT está definido como el intervalo de tiempo entre el pico de la onda R del electrocardiograma (ECG) y un punto característico de la onda de fotopletolegrafía (PPG) en el mismo ciclo cardiaco.

Las ondas de ECG y PPG fueron adquiridas de ocho sujetos de la base de datos MIMIC y el PTT fue calculado. Adicionalmente, una nueva colección de datos de las ondas mencionadas fue creada a partir de siete sujetos sanos de la Escuela de Ingeniería de Antioquia mientras realizaban ejercicio para inducir cambios en la presión arterial. La relación entre el PTT y la presión sistólica, diastólica y media fue evaluada a través de un ajuste por regresión lineal. Dos formas diferentes de calcular el PTT fueron evaluadas, así como el comportamiento de la regresión lineal en periodos de tiempo cortos (20 min) y largos (60 min). Los resultados muestran una fuerte correlación entre la presión arterial sistólica y el PTT en periodos cortos de tiempo para ambas bases de datos ( $CC=-0.89$  y  $CC=-0.9$ ). Se observó que la correlación entre estas dos variables disminuía en periodos de tiempo más largos ( $CC=-0.81$  y  $CC=-0.73$ ), resaltando cambios temporales en la relación PTT-presión sistólica. La presión diastólica y media exhibieron correlaciones más bajas, sin embargo, el rango de variación de ambas fue menor y ciertos temas fisiológicos deben ser revisados. El error medio absoluto encontrado para todas las regresiones lineales fue comparado con los estándares de la AAMI que define que el error medio máximo permitido para la medición no invasiva de la presión arterial no debe exceder los 5mmHg. 60% y 70% de los sujetos de MIMIC y la nueva base de datos cumplieron con el requerimiento respectivamente. Un análisis de la dispersión de los términos de la pendiente y la constante del ajuste lineal fue llevado a cabo para la evaluación de la variabilidad de la relación PTT-presión arterial entre sujetos. Los resultados muestran que esta relación puede ser considerada sujeto-dependiente.

Los resultados indican que el PTT puede ser usado para la medición de la presión arterial bajo ciertas restricciones en intervalos de tiempo corto y con exactitud media-alta. Futuras investigaciones deben ser consideradas para mejorar la relación PTT tanto para la presión diastólica como para la media.

## ABSTRACT

One in three adults worldwide has raised blood pressure, a condition that causes around half of all deaths from stroke and heart disease. For the prevention and treatment of hypertension, it is necessary to measure blood pressure (BP) periodically. All the current methods for continuous and non-invasive blood pressure estimation were reviewed. The purpose of the present study was to design and implement a system for arterial blood pressure estimation based on the pulse transit time (PTT) method. PTT is defined as the time interval between the R wave on the electrocardiograph and the onset of the peripheral pulse wave on a finger photoplethysmogram on the same cardiac cycle.

ECG and PPG waves were acquired from eight subjects of the MIMIC database and PTT was calculated. Additionally, a new collection of the mentioned waves was created from seven healthy subjects while performing exercise to induce BP changes. The relationship between PTT and systolic, diastolic and mean blood pressure was assessed through a linear regression fit. Two different ways of PTT calculation were evaluated as well as the behavior of the linear relation for short (20 min) and long (60 min) time periods. The results showed high correlation between systolic blood pressure and PTT for the short time in both the MIMIC and the new database (CC=-0.89 y CC=-0.9). The correlation decreased in the long time period (CC=-0.81 y CC=-0.73), highlighting temporal changes on the PTT-systolic pressure relation. Diastolic and mean blood pressure exhibited lower correlation compared with the systolic pressure, however, the variation ranges for both pressures were lesser and some physiological issues have to be reviewed. The absolute mean error founded for all the regression lines was compared with the AAMI standard that allow a maximum mean error of 5 mmHg when measuring blood pressure non-invasively and +/- 8 mmHg as standard deviation. 60 % and 70% of the subjects from the MIMIC and the new database fulfilled this requirement respectively. Furthermore, scattering analysis of the slope and constant terms of the lineal fit was carried out to assess the inter-subject variability of the PTT-blood pressure relationship. In both terms the results showed that there was no remarkable trend, therefore, the relationship between PTT and blood pressure can be considered subject-dependent.

The results suggest that PTT can be used for measuring systolic blood pressure under certain restrictions like short term period and middle-high accuracy. Further investigations need to be addressed in order to improve the PTT relationship for both the diastolic and the mean blood pressure.

Key words: Pulse transit time (PTT), Electrocardiogram (ECG), photoplethysmogram (PPG), arterial blood pressure.

## INTRODUCCIÓN

El diseño y la implementación de un sistema para la medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes es abordado en el presente trabajo de grado. Todas las metodologías que existen en la actualidad para la medición de la presión arterial fueron revisadas y evaluadas bajo ciertos criterios especiales. A través de una identificación, clasificación y selección de variables asociadas con la presión arterial, se escogió al tiempo de tránsito de pulso como la base para el desarrollo del sistema de medición que se propone en los siguientes capítulos.

Actualmente no existe un consenso generalizado acerca del algoritmo que debe ser implementado para la medición de la presión arterial a través del tiempo de tránsito de pulso. Varios autores han definido ciertos puntos característicos tanto en la onda de ECG como en la de fotopleletismografía y los resultados obtenidos no marcan una tendencia clara acerca de la mejor opción. Otro tema que ha sido investigado por la comunidad científica es la variación de la relación entre el PTT y la presión arterial en el tiempo. Varios estudios demuestran que esta relación se altera para periodos largos de tiempo, en los cuales el error en la medición se ve altamente incrementado. Adicionalmente, se viene investigando la posibilidad de que un sistema que calcule la presión arterial a partir del PTT pueda ser utilizado de forma generalizada para una población específica.

Un intento por resolver muchos de los planteamientos anteriormente enunciados fue realizado en el presente trabajo de grado. Dos bases de datos de señales fisiológicas fueron consideradas para el análisis de la relación PTT-presión arterial. La primera de ellas fue la base de datos MIMIC de Physionet, mediante la cual fue posible evaluar esta relación en las señales de 8 sujetos. La segunda base de datos considerada fue una nueva base de datos adquirida a partir de sujetos voluntarios sanos de la Escuela de Ingeniería de Antioquia. El sistema de adquisición para todas las ondas requeridas fue elaborado, así como todas las herramientas de software necesarias para el cálculo del PTT y su posterior relación con los valores de presión arterial sistólica, diastólica y media.

Los resultados obtenidos son presentados en las secciones finales del presente trabajo, al igual que una discusión de los mismos. Varias conclusiones importantes se derivan del trabajo realizado y un amplio panorama para trabajos futuros y mejoras del sistema queda consignado al final del contenido.



# 1 PRELIMINARES

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

### 1.1.1 Contexto y caracterización del problema

Una de cada tres personas en el mundo padece de hipertensión arterial, condición que causa cerca del 50% de las muertes relacionadas con accidentes cerebrovasculares y enfermedades del corazón (World Health Organization, 2012). Se estima que 17.3 millones de personas murieron en 2008 a causa de enfermedades cardiovasculares, representando el 30% de la muertes globales (World Health Worganization, 2012). Muchas de las personas que tienen hipertensión arterial están aún inconscientes del hecho de padecerla, principalmente por la naturaleza asintomática de la enfermedad durante los primeros 15-25 años, incluso cuando hay daños progresivos del sistema cardiovascular (Lass, Meigas, Karai, Kattai, Kaik, & Rossman, 2004).

Para la prevención y el tratamiento de la hipertensión es necesario medir la presión arterial de forma periódica (Gu-Young, Kee-Ho, & Nam-Gyun, 2005). La mayoría de los dispositivos actuales para la medición continua no invasiva de la presión arterial usan brazaletes inflatorios, como por ejemplo los basados en el método Penaz. Sin embargo, el uso de estos dispositivos tiene algunas desventajas en términos del tamaño (necesitan una bomba para inflar el brazalete) y por el hecho mismo de obstruir la arteria al efectuar la medición (Masé, Mattei, Cucino, Faes, & Nollo, 2010). Por otro lado, los métodos invasivos han sido ampliamente utilizados para el monitoreo de la presión arterial en pacientes que requieren atención inmediata en centros de salud. No obstante, los métodos invasivos no son los más adecuados para el diagnóstico de la hipertensión debido a ciertas incomodidades y limitaciones, como por ejemplo, dolor, sangrado y eventuales infecciones en el paciente.

En consecuencia, un creciente interés en el monitoreo no invasivo y sin brazalete de la presión arterial está estimulando las investigaciones destinadas a introducir nuevos sistemas de medición que provean mediciones indirectas de la variable en cuestión. Entre estos nuevos sistemas, el más prometedor sugiere la estimación de la presión arterial a través del tiempo de tránsito de pulso (PTT) (Gribbin, Steptoe, & Sleight, 1976). Las investigaciones van encaminadas al desarrollo de dispositivos móviles o inalámbricos que permitan un continuo monitoreo y que a su vez no afecten las actividades diarias del paciente.

### **1.1.2 Formulación del problema**

Se requiere actualmente un nuevo sistema para la medición de la presión arterial no invasiva sin brazaletes que optimice los recursos de hardware y permita monitorear de manera continua la variable en cuestión

## **1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO**

### **1.2.1 Objetivo general**

Diseñar e implementar un sistema para la medición de presión arterial continua no invasiva sin brazaletes a partir de un algoritmo que involucre variables fisiológicas relacionadas con la medición.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

- Clasificar y seleccionar las variables susceptibles de ser empleadas en un método de medición de presión arterial continua no invasiva sin brazaletes.
- Implementar un algoritmo teniendo en cuenta las variables fisiológicas seleccionadas, adquiridas a partir de una base de datos existente para medir la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes.
- Implementar un sistema de adquisición y procesamiento para la medición de las variables seleccionadas en pacientes voluntarios sanos.
- Evaluar el desempeño del algoritmo implementado, con una nueva base de datos creada con las señales adquiridas en pacientes voluntarios sanos, para la medición de presión arterial continua no invasiva sin brazaletes.

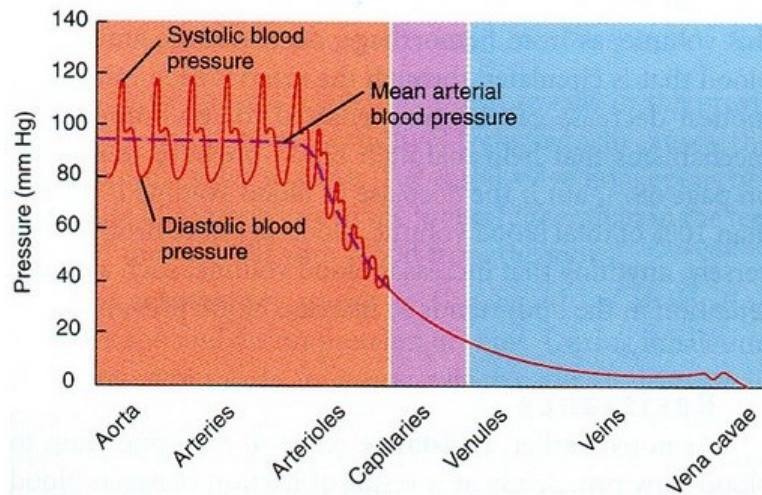
## **1.3 MARCO DE REFERENCIA**

### **1.3.1 La presión arterial**

La presión arterial es una medida de la fuerza que se aplica sobre las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a través del cuerpo. La presión está determinada por la fuerza y el volumen de sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias. La presión arterial cambia continuamente dependiendo de la actividad, la temperatura, la dieta, el estado emocional, la postura, el estado físico y los medicamentos que se administren (University of Maryland Medical Center, 2011).

La presión arterial es mayor en la aorta y en las grandes arterias sistémicas; en un adulto joven en reposo, la presión arterial asciende a 110 mm Hg durante la sístole (contracción

ventricular) y cae alrededor de 70 mm Hg durante la diástole (relajación ventricular). La presión arterial sistólica es la presión sanguínea más alta alcanzada por las arterias durante la sístole, y la presión arterial diastólica es la presión arterial más baja durante la diástole. Mientras la sangre abandona la aorta y fluye a través de la circulación sistémica, su presión cae progresivamente a medida que la distancia al ventrículo izquierdo aumenta (Figura 1). La presión arterial disminuye a alrededor de 35 mm Hg cuando la sangre pasa desde las arterias sistémicas a través de las arteriolas sistémicas y los capilares, donde las fluctuaciones de la presión desaparecen (Tortora & Derrickson, 2009).



**Figura 1** Presión arterial en la circulación sistémica. (Tomado de Tortora & Derrickson, 2009)

Los valores normales de presión sistólica varían entre 100 y 130 mm de Hg (lo ideal sería tener una presión sistólica que no superara los 120 mm Hg) mientras que la presión diastólica normal se encuentra entre 60 y 90 mm de Hg (lo ideal sería tener una presión diastólica por debajo de los 90 mm Hg). Se considera que un paciente está comenzando a ser hipertenso cuando su registro es igual o mayor de 140/90 mm de Hg (Gazitúa, 2007). La siguiente tabla muestra la categoría definida por American Heart Association para el diagnóstico de hipertensión (American Heart Association, 2012) (Tabla 1).

**Tabla 1** Clasificación de valores para la presión arterial. (Tomado de American Heart Association, 2012, traducción al español)

Categoría de presión arterial	Sistólica (mmHg)		Diastólica (mmHg)
Normal	menos de 120	y	menos de 80
Pre Hipertensión	120 - 139	ó	80-89
Hipertensión Etapa 1	140 - 159	ó	90-99
Hipertensión Etapa 2	160 ó mas	ó	100 ó mas
Crisis Hipertensión (Atención de emergencia)	más de 180	ó	más de 110

La presión de pulso está definida como la diferencia entre la presión sistólica y la diastólica. Entre tanto, la presión arterial media (PAM) es la media de todas las presiones medidas milisegundo a milisegundo durante un período dado. No es igual a la media de las presiones sistólica y diastólica, porque la presión se mantiene más cerca de la presión diastólica que de la sistólica durante la mayor parte del ciclo cardiaco (Guyton & Hall, 2011) (Ecuación 1).

$$PAM = PA \text{ Diastólica} + \frac{1}{3} \times (PA \text{ Sistólica} - PA \text{ Diastólica})$$

**Ecuación 1** Presión arterial media.

### 1.3.2 Métodos de medición de la presión arterial

En la actualidad existen diferentes formas de medir la presión arterial. La clasificación de estos métodos se puede realizar desde diferentes puntos de vista teniendo en cuenta parámetros como la continuidad en la medición, la invasividad y la forma directa o indirecta de estimar la presión. A continuación se muestra una tabla con el resumen de algunos de estos métodos (Tabla 2).

**Tabla 2** Métodos de medición para la presión arterial. (Elaboración propia)

Método	Invasivo	Continuo	Tipo de medición	Exactitud
Palpación	No	No	Indirecta	Baja
Auscultatorio	No	No	Indirecta	Media
Oscilométrico	No	No	Indirecta	Media-Alta
Penáz	No	Si	Indirecta	Media-Alta
Tonometría	No	Si	Indirecta	Media-Alta
Tiempo Transito Pulso	No	Si	Indirecta	Media-Alta
Sensor Intravascular	Si	Si	Directa	Alta
Sensor Extravascular	Si	Si	Directa	Alta

### 1.3.2.1 Métodos no invasivos

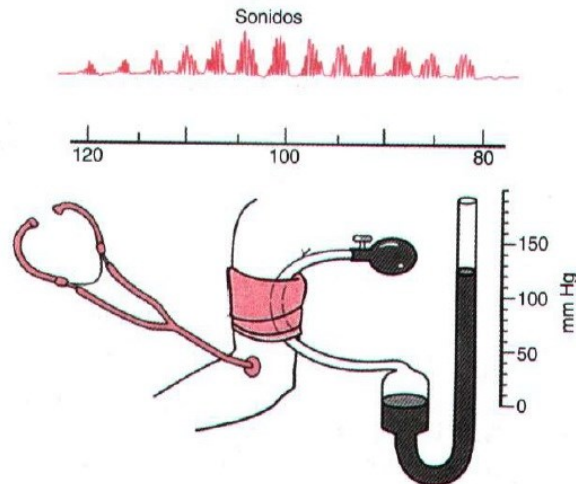
#### 1.3.2.1.1 Método de palpación

Un valor sistólico mínimo puede ser estimado aproximadamente por palpación, sin ningún equipo, un método usado más frecuentemente en situaciones de emergencia. La palpación de un pulso radial indica una presión sanguínea mínima de 80 mm Hg, un pulso femoral indica por lo menos 70 mm Hg, y un pulso en la arteria carótida un mínimo de 60 mm Hg. Sin embargo, un estudio indicó que este método no era lo suficientemente exacto y con frecuencia sobrestimaba la presión sanguínea sistólica del paciente (Deakin & Low, 2000). Un valor más exacto de la presión sanguínea sistólica puede ser obtenido con un Esfigmomanómetro y palpando para cuando retorna un pulso radial.

#### 1.3.2.1.2 Método de auscultación

El dispositivo usado para medir la presión arterial es el esfigmomanómetro. Consiste en un manguito conectado a un bulbo de goma que se utiliza para inflar el manguito y un medidor que registra la presión en el manguito (Figura 2). Con el brazo apoyado en una mesa para que este aproximadamente a la altura del corazón, el manguito del esfigmomanómetro se envuelve alrededor del brazo desnudo. El manguito se infla apretando el bulbo hasta que la arteria braquial queda comprimida y el flujo sanguíneo se detiene, alrededor de 30 mm Hg por encima de la presión sistólica habitual de la persona. El técnico ubica el estetoscopio por debajo del manguito sobre la arteria braquial, y lentamente lo desinfla. Cuando el manguito se desinfla lo suficiente para permitir que la arteria se abra, un chorro de sangre la atraviesa y origina el primer ruido escuchado a través del estetoscopio. Este ruido corresponde a la presión arterial sistólica. Cuando se

desinfla aún más el manguito, los ruidos se vuelven de repente demasiado débiles para poder ser escuchados a través del estetoscopio. Este nivel, llamado la presión arterial diastólica, representa la presión ejercida por la sangre remanente en las arterias durante la relajación ventricular. A presiones por debajo de la presión arterial diastólica, los sonidos desaparecen por completo. Los diferentes sonidos que se escuchan mientras se toma la presión se denominan ruidos de korotkoff (Tortora & Derrickson, 2009).



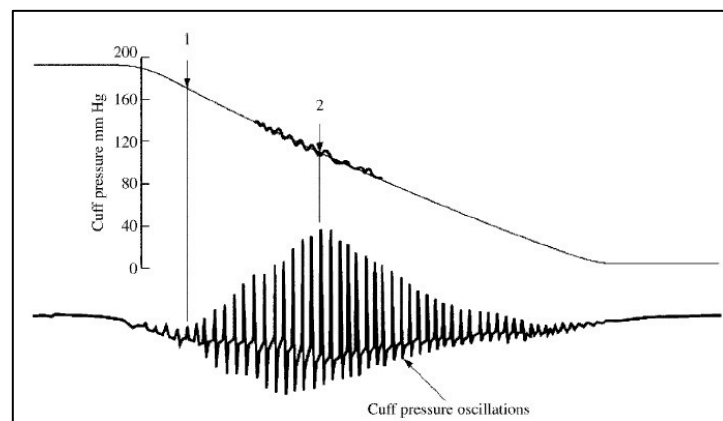
**Figura 2** Montaje para método de auscultación. (Tomado de Tortora & Derrickson, 2009)

### 1.3.2.1.3 Método oscilométrico

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

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

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



**Figura 3** Onda característica del método oscilométrico. (Tomado de Webster, 2009)

#### 1.3.2.1.4 Método de Penaz

Este método es también conocido como “volume clamp method”. En 1973, Penaz inventó un método para la medición continua no invasiva de la presión arterial basado en un brazalete para el dedo, un sistemas de fotopletografía y una unidad controladora de presión. En 1987, Boehmer de Ohmeda monitoring systems introdujo un prototipo que más tarde se conocería como Finapres<sup>TM</sup>. La presión en un brazalete es controlada electrónicamente de manera automática para igualar la presión intra-arterial de manera continua en cada una de las pulsaciones cardiacas. Un emisor de luz y un fotodetector

son ubicados adentro del brazalete para registrar los cambios en el volumen sanguíneo (Sorvoja & Myllyla, 2006).

#### **1.3.2.1.5 Método de tonometría**

Una arteria superficial, preferiblemente soportada por un hueso subyacente, es comprimida y parcialmente aplanada por un transductor tonométrico. El balance de fuerzas entre el transductor “presión de contacto” y la presión interna de la arteria permiten registrar la morfología de la señal de presión. Hay que tener en cuenta que para efectos prácticos, la presión de contacto óptima se da cuando en la señal de presión se presenta la máxima elongación. Si el transductor efectúa una presión muy baja sobre la arteria, no hay transmisión efectiva de presión. Si la presión se excede, se obstruye el flujo de sangre y la presión medida no es correcta (Guarín Aristizábal, 2008).

#### **1.3.2.2 Métodos invasivos**

##### **1.3.2.3 Sensores extravasculares**

El sistema de sensor extravascular está compuesto de un catéter conectado a una válvula de cierre de 3 posiciones que lo conecta con un sensor de presión. El sistema catéter-sensor, el cual es llenado con una solución salina-heparina, debe ser vaciado con la solución cada cierto tiempo para prevenir que la sangre se coagule en la punta. El médico inserta el catéter bien sea a través de una incisión quirúrgica que expone la arteria, o mediante una inserción percutánea, la cual involucra el uso de una aguja especial o una técnica de guiada. La presión arterial es transmitida a través de la columna de líquido del catéter hacia el sensor y, finalmente, hacia el diafragma, el cual es deflectado (Webster, 2009).

##### **1.3.2.4 Sensores intravasculares**

Los catéteres de sensor en la punta tiene la ventaja de que la conexión hidráulica hacia el catéter, entre la fuente de presión y el elemento sensor, es eliminada. La respuesta en frecuencia del sistema catéter-sensor está limitada por las propiedades hidráulicas del sistema. La detección de presiones en la punta del catéter sin el uso de un sistema acoplado con líquidos puede entonces permitir al médico obtener altas respuestas en frecuencia y eliminar el retraso encontrado cuando la onda de pulso es transmitida a través del sistemas catéter-sensor (Webster, 2009)

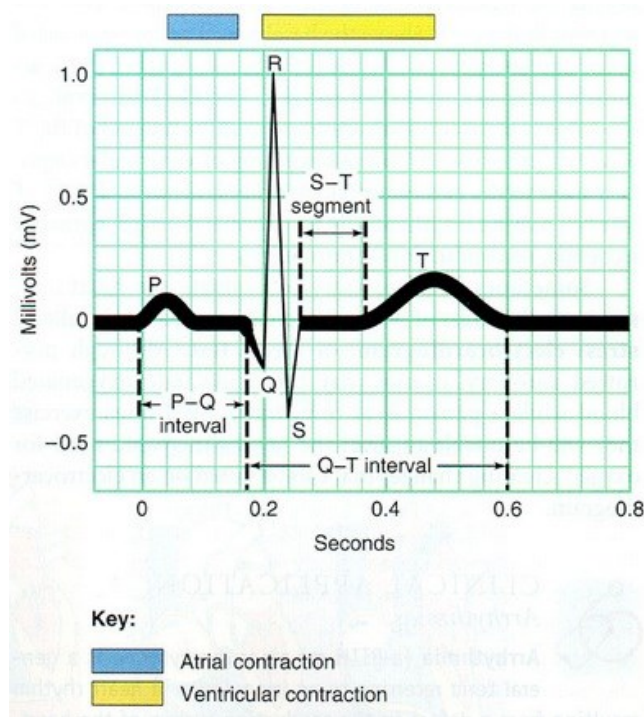


### 1.3.3 El electrocardiograma

A medida que los potenciales de acción se propagan a través del corazón, generan corrientes eléctricas que pueden ser detectadas desde la superficie corporal. Un electrocardiograma, abreviado ECG, es un registro de las señales eléctricas del corazón. El ECG es una representación de los potenciales de acción producidos por todas las fibras musculares cardiacas durante cada latido. El instrumento utilizado para grabar estos cambios es el electrocardiógrafo (Tortora & Derrickson, 2009).

En la práctica clínica, para realizar el ECG se colocan electrodos en los brazos y las piernas (derivaciones de los miembros) y en seis ubicaciones a nivel torácico (derivaciones precordiales). El electrocardiógrafo amplifica estas señales eléctricas cardiacas y produce 12 trazados diferentes surgidos de combinaciones diferentes de las derivaciones de los miembros y precordiales. Cada electrodo detecta una actividad eléctrica levemente diferente según la posición que ocupa respecto del corazón. Mediante la comparación de los trazados entre sí y con trazados normales, es posible determinar: si el sistema de conducción está alterado, si el corazón está agrandado, si ciertas regiones del corazón están dañadas y la causa de la precordialgia (Tortora & Derrickson, 2009).

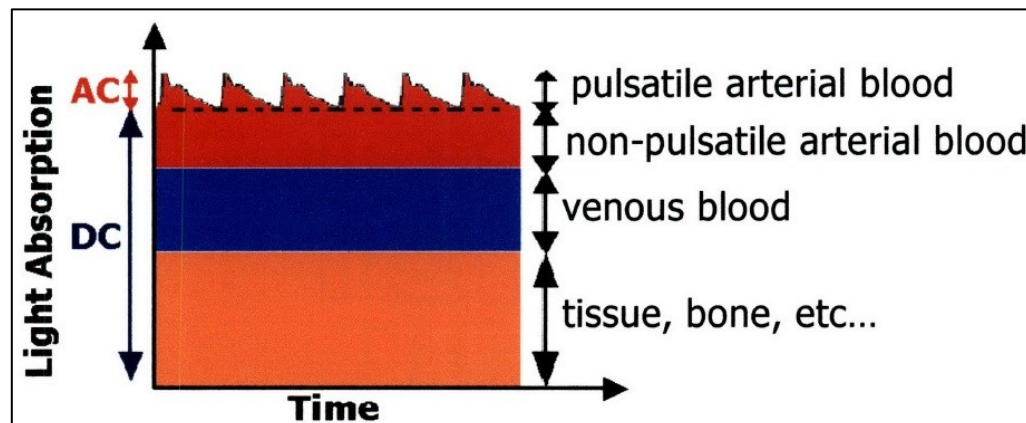
En un trazado típico, aparecen en cada latido tres ondas claramente reconocibles (Figura 4). La primera, denominada onda P, es una pequeña deflexión positiva. Representa la despolarización auricular, que se propaga desde el nodo sinoauricular a través de las fibras contráctiles en ambas aurículas. La segunda onda, denominada complejo QRS, comienza con una deflexión negativa, continua con importante onda triangular positiva, y termina con una onda negativa. El complejo QRS representa la despolarización ventricular rápida, a medida que el potencial de acción progresa a través de las fibras ventriculares contráctiles. La tercera onda es una deflexión positiva abovedada, llamada onda T. Representa la repolarización ventricular y aparece justo cuando los ventrículos están comenzando a relajarse. La onda T es más pequeña y más ancha que el complejo QRS debido a que la repolarización se produce más lentamente que la despolarización. Durante la fase de meseta de la despolarización sostenida, el trazado del ECG permanece plano (Tortora & Derrickson, 2009).



**Figura 4** Ondas características del ECG normal. (Tomado de Tortora & Derrickson, 2009)

### 1.3.4 Fotopletismografía

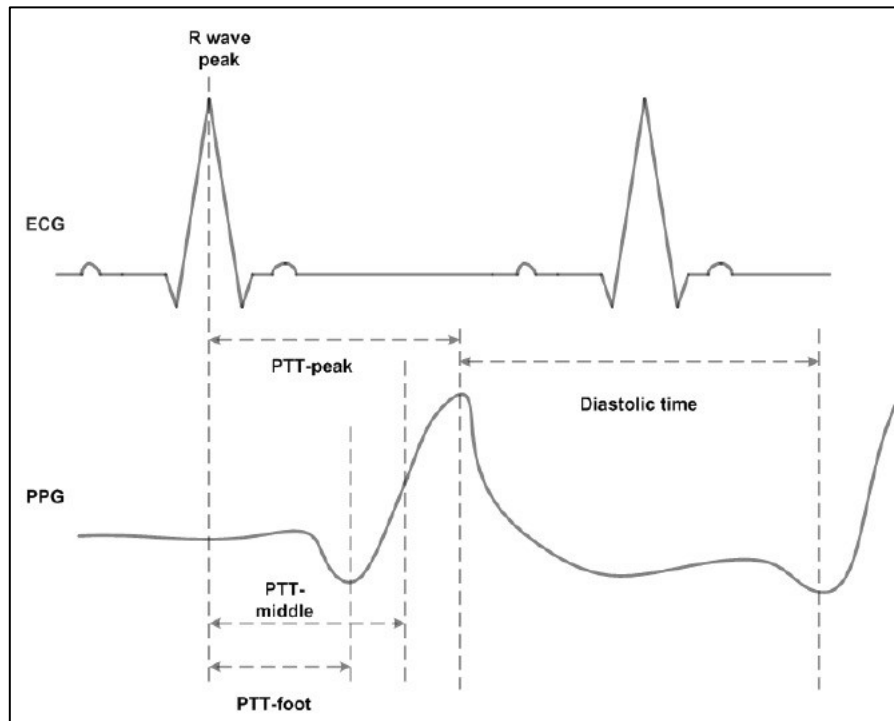
La fotopletismografía (PPG) es un método no invasivo para la detección de ondas cardiovasculares propagadas alrededor del cuerpo humano. En esta, el tejido es irradiado con una luz típicamente proveniente de un diodo emisor de luz (LED), y la intensidad a la salida es medida mediante un fotodetector colocado en el otro lado del tejido (al otro lado del dedo o de la oreja) (Figura 5). Cada pulso de sangre que entra al tejido incrementa la densidad óptica (debido a un incremento intravascular de eritrocitos y la hemoglobina absorbente de luz que llevan) del tejido iluminado y disminuye la intensidad luminosa en el fotodetector. Por convención, la señal PPG es invertida para que la correlación con el volumen sanguíneo sea positiva. Todavía no hay una relación cuantitativa simple entre el volumen sanguíneo, el cual es distribuido a través de una red irregular de vasos, y la fracción de fotones emitidos que exitosamente logran traspasar el tejido (Shaltis, 2007).



**Figura 5** Onda observada en el fotodetector de PPG. (Tomado de Shaltis, 2007)

### 1.3.5 El tiempo de tránsito de pulso y la presión arterial

Es comúnmente aceptado que el tiempo de tránsito de pulso (PTT) puede ser considerado como un índice de la rigidez arterial, y ha sido empleado indirectamente para la estimación de la presión arterial (Zhang, 2010). PTT puede ser medido como el intervalo de tiempo entre el pico de la onda R del electrocardiograma (ECG) y un punto característico a determinado umbral de la onda de fotopleletismografía (PPG) en el mismo ciclo cardiaco, el cual es el periodo de propagación de la sangre desde la válvula aortica hasta un punto en la periferia. El ECG describe la actividad eléctrica del corazón detectando y amplificando los pequeños cambios eléctricos usando electrodos de superficie. Cada una de las ondas del ECG tiene su significado físico. PPG mide el cambio en el volumen en un órgano. Este cambio es obtenido con un pulsioxímetro que ilumina la piel y mide la cantidad de luz transmitida o reflejada. El punto de inicio del PTT es la onda R del electrocardiograma y el punto final es encontrado mediante diferentes opciones en la onda de fotopleletismografía (Figura 6) (Zhang, 2010).



**Figura 6** Diferentes formas de calcular el PTT. (Tomado de Zhang, 2010)

Para entender mejor la relación entre el PTT y la presión arterial es preciso involucrar la definición de la velocidad de la onda de pulso (PWV). PWV es definido por Moens-Korteweg como una función de factores relacionados con el espesor de la pared del vaso ( $t$ ), la elasticidad de la pared arterial ( $E$ ), la densidad de la sangre ( $\rho$ ) y el diámetro interior del vaso ( $d$ ) (Zhang, 2010). La ecuación se muestra a continuación (Ecuación 2)

$$PWV = \sqrt{\frac{tE}{\rho d}}$$

**Ecuación 2** Velocidad de la onda de pulso (PWV).

En la anterior ecuación, ( $E$ ) representa el módulo de Young que describe la elasticidad de la pared arterial, que generalmente no es una simple constante. Su variación es descrita como un módulo a presión cero ( $E_0$ ), una constante que depende del vaso ( $\alpha$ ) que varía desde  $0.016 \text{ mm Hg}^{-1}$  hasta  $0.018 \text{ mm Hg}^{-1}$ , ( $P$ ) como la presión sanguínea y ( $e$ ) con un valor de 2.71828 (Ecuación 3).

$$PWV = \sqrt{\frac{tE_0e^{\alpha P}}{\rho d}}$$

**Ecuación 3** PWV con módulo de elasticidad variable.

De acuerdo con los resultados anteriores, PWV puede ser descrita como la distancia (L) recorrida por la onda de pulso en un tiempo (T) llamado tiempo de tránsito de pulso Ecuación 4

$$PWV = \frac{L}{T}$$

**Ecuación 4** Relación de PWV con PTT.

Igualando la Ecuación 3 con la Ecuación 4, tenemos que:

$$\frac{L}{T} = \sqrt{\frac{tE_0e^{\alpha P}}{\rho d}}$$

**Ecuación 5** Igualación entre ecuaciones 3 y 4.

Reorganizando la ecuación anterior podemos encontrar la manera de calcular la presión arterial en términos de las demás variables (Ecuación 6).

$$P = \frac{1}{\alpha} \left[ \ln \frac{L^2 \rho d}{tE_0} - 2 \ln T \right]$$

**Ecuación 6** Función despejada para la presión.

Los cambios en el espesor y el diámetro de la arteria con respecto al cambio de la presión sanguínea son despreciables, así mismo el cambio en el módulo ( $E_0$ ) que es lo suficientemente pequeño. El cambio de la presión arterial está entonces relacionado con el tiempo de tránsito de pulso como se muestra a continuación (Ecuación 7).

$$\Delta P = -\frac{2}{\alpha T} dT.$$

**Ecuación 7** Relación entre la presión y el PTT.

### 1.3.6 Técnicas de procesamiento para señales no estacionarias

Los métodos tradicionales para el análisis de datos están basados en la suposición de que estos son lineales y estacionarios. Solo hasta hace poco tiempo se han venido introduciendo nuevos métodos para el análisis de datos no lineales y no estacionarios. Desafortunadamente, en la mayoría de los sistemas, naturales o creados por el hombre, los datos tienden a ser no lineales y no estacionarios. Analizar los datos de sistemas como los mencionados puede resultar un problema mayor (Huang, 2005). A continuación se presenta una tabla resumen con las técnicas más utilizadas en la actualidad.

**Tabla 3** Técnicas más comunes para procesamiento de señales. (Tomado de Huang, 2005, traducción al español)

	<b>Fourier</b>	<b>Wavelet</b>	<b>Hilbert</b>
<b>Base</b>	a priori	a priori	adaptativa
<b>Frecuencia</b>	convolución: global incierto	convolución: regional incierto	diferenciación: local conocida
<b>Presentación</b>	energía- frecuencia	energía- frecuencia	energía-tiempo- frecuencia
<b>No lineal</b>	no	no	si
<b>No Estacionaria</b>	no	si	si
<b>Extracción de Características</b>	no	discreta: no continua: si	si
<b>Base Teórica</b>	teoría completa	teoría completa	empírica

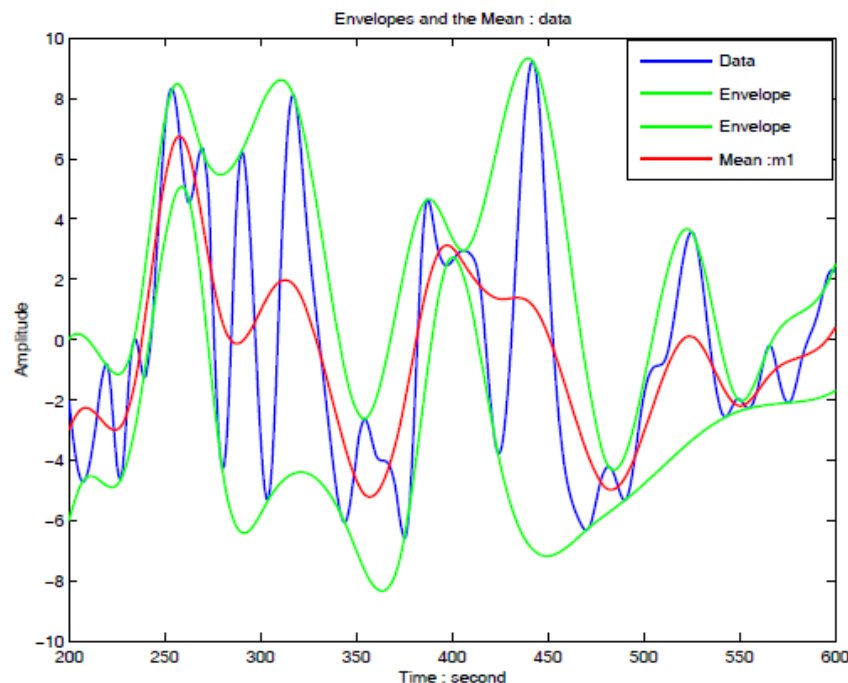
#### 1.3.6.1 Transformada de Hilbert-Huang

La transformada de Hilbert-Huang (HHT) puede superar las limitaciones de todos los métodos anteriormente mencionados. Esta puede analizar datos no lineales y no estacionarios. HHT es el primer método adaptativo para medir cosas que no están

quietas o que no siguen patrones regulares. El resultado es una definición más precisa de eventos particulares en el espacio tiempo-frecuencia, y una interpretación más significativa de la dinámica fundamental de los procesos con respecto a otros métodos conocidos (Huang, Shen, & Long, 1999).

El primer paso para realizar el análisis de una señal con la transformada Hilbert-Huang es la descomposición empírica (EMD) (Huang N. , Shen, Long, Shin, Zheng, & Yen, 1998). La EMD descompone una señal en un número finito de series de tiempo que corresponden a sus oscilaciones características conocidas como funciones intrínsecas (IMF) (Huang N. , Shen, Long, Shin, Zheng, & Yen, 1998).

Con el propósito de definir una base casi ortogonal de descomposición, estas IMF deben satisfacer dos condiciones: (i) para todo el conjunto de datos el número de máximos y el número de cruces por cero deben ser igual o por lo menos ser diferentes por uno; y (ii) en cualquier punto el valor medio del contorno definido por la interpolación de los máximos locales y el contorno definido por la interpolación de los mínimos locales debe ser cero. La definición de estas señales permite la extracción de los comportamientos oscilatorios característicos de la señal. Cada una de estas funciones IMF es capaz de contener una señal modulada en amplitud y frecuencia, permitiendo el análisis de señales no estacionarias (Pinzón, Orozco, & Castellano, 2009).



**Figura 7** Ejemplo de extracción de IMF. (Tomado de Huang, 2005)

Una vez que las IMF han sido obtenidas, el siguiente paso es aplicar la transformada Hilbert. Esta transformada está definida por la siguiente función donde (P) indica el valor del principio de Cauchy.

$$\hat{f}(t) = \frac{1}{\pi} P \int \frac{f(\tau)}{t - \tau} d\tau,$$

**Ecuación 8** Transformada de Hilbert.

Con esta definición es posible expresar una señal  $x(t)$  de forma fasorial, de tal forma que se puede tener una señal analítica. Una señal analítica es una señal compleja que tiene representación en el espectro de Fourier en un solo cuadrante correspondiente a las frecuencias positivas, y que además conserva toda la información de la señal original. Esta representación de la señal original en una señal analítica elimina la redundancia de información contenida en las frecuencias negativas del espectro. La parte real de una señal analítica es la serie temporal original, mientras que la parte imaginaria es la transformada de Hilbert (Pinzón, Orozco, & Castellano, 2009), de esta forma se puede expresar una función analítica como:

$$Z(t) = f(t) + i\hat{f}(t) = a(t)e^{i\mu(t)},$$

**Ecuación 9** Representación de la señal en forma analítica.

Los parámetros de esta representación analítica están definidos por las siguientes ecuaciones.

$$a(t) = \sqrt{x^2 + y^2},$$

**Ecuación 10** Amplitud instantánea.

$$\theta(t) = \arctan\left(\frac{y}{x}\right)$$

**Ecuación 11** Función de fase.



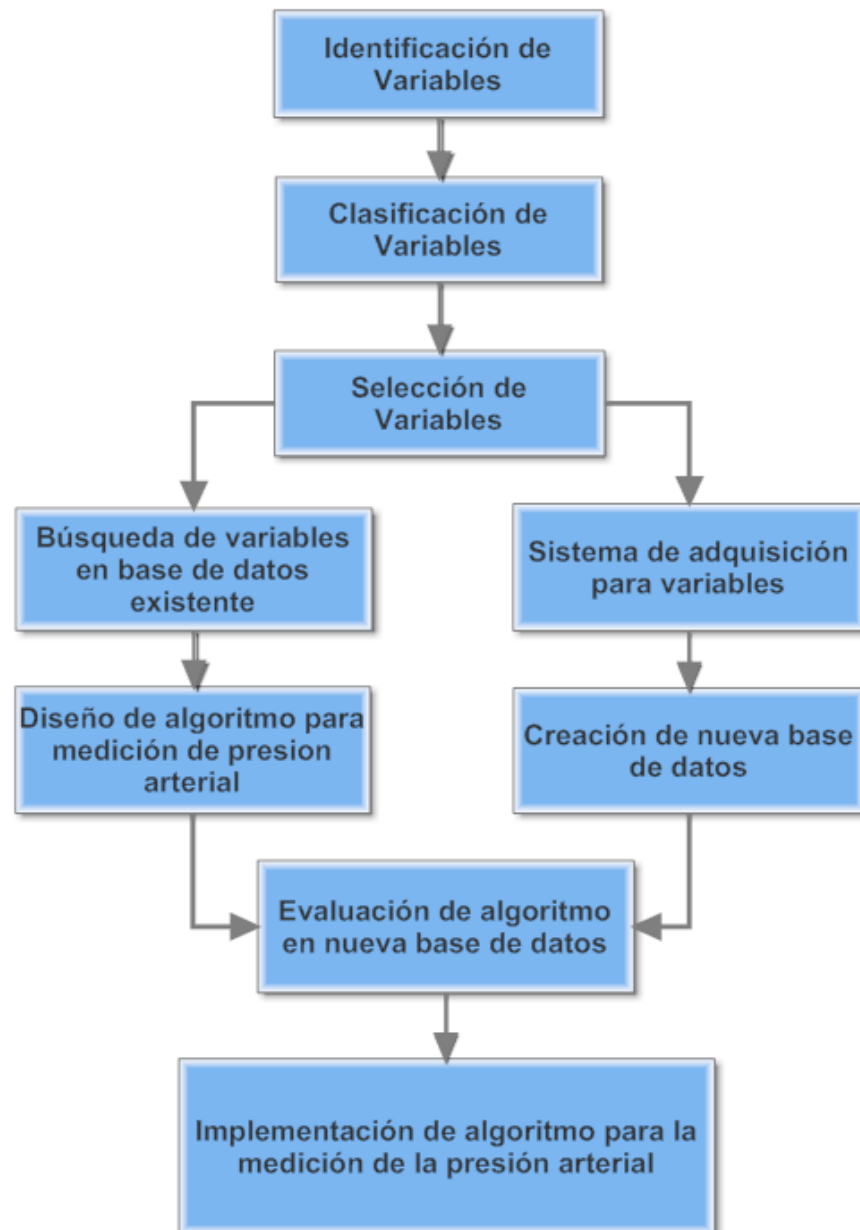
$$\omega = \frac{d\theta}{dt} .$$

**Ecuación 12** Frecuencia instantánea.

Finalmente combinando la amplitud y la frecuencia instantánea es posible obtener la representación tiempo-frecuencia -amplitud de la señal original (Pinzón, Orozco, & Castellano, 2009).

## 2 METODOLOGÍA

Con el fin de alcanzar los objetivos propuestos, se diseñó un procedimiento metodológico que contempla una secuencia cronológica de actividades como se muestra a continuación.



**Figura 8** Diseño metodológico implementado para la obtención de un algoritmo para la medición de la presión arterial.

En términos generales, el diseño metodológico busca identificar claramente las variables que están relacionadas con la presión arterial, y a través de un proceso experimental que involucra el uso de dos bases de datos que contengan las variables de interés, encontrar el algoritmo óptimo para la medición de la presión arterial de forma continua y no invasiva.

## **2.1 IDENTIFICACIÓN, CLASIFICACIÓN Y SELECCIÓN DE VARIABLES RELACIONADAS CON LA PRESIÓN ARTERIAL**

Todos los métodos no invasivos para la medición de la presión arterial se basan en aproximaciones realizadas de manera indirecta. Estas aproximaciones son realizadas mediante el uso de ciertos transductores que permiten obtener información de variables fisiológicas a través de la transformación de un tipo de energía en otra. De esta forma, se puede encontrar hoy en día diferentes métodos para la medición de la presión arterial como lo son la auscultación, oscilometría, y la tonometría entre otras. Muchas de estas y otras aproximaciones actualmente utilizadas tienen limitaciones en cuanto a la continuidad en la medición y el hardware requerido para su funcionamiento.

Una nueva forma de medir la presión arterial se ha venido estudiando recientemente. Se dice que el tiempo de tránsito de pulso (PTT) esta correlacionado con los cambios en la presión arterial y que es posible realizar una predicción de estos cambios a través de su medición. Otras metodologías actuales se basan en el uso de la onda fotopletoangiográfica como parámetro base para el cálculo de esta. El ritmo cardiaco ha sido también estudiado y correlacionado con los cambios de presión.

En el presente trabajo de grado se propone realizar una búsqueda de las variables actualmente utilizadas para la medición continua y no invasiva de la presión arterial, que serán la base para la formulación de un algoritmo experimental que permita realizar una aproximación a su valor real.

A continuación me muestran los pasos a seguir con el fin de identificar, clasificar y seleccionar las variables involucradas con la presión arterial:

- Identificación de los métodos continuos no invasivos sin brazaletes existentes.
- Búsqueda en artículos científicos de variables previamente usadas para calcular la presión arterial de manera continua y no invasiva.
- Clasificación de las variables encontradas según sus características.
- Selección de las variables que van a ser utilizadas a través de una matriz de selección.

## **2.2 DISEÑO DE UN ALGORITMO PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL A PARTIR DE UNA BASE DE DATOS CLÍNICA EXISTENTE**

Una vez definidas las variables que van a ser utilizadas para el cálculo de la presión arterial, se procede a realizar una búsqueda en las bases de datos existentes con el fin de determinar su disponibilidad. El número de pacientes y la cantidad de muestras elegidas para la elaboración del algoritmo están limitados por el tamaño de la base de datos.

Es necesario que la base de datos contenga datos del valor de presión arterial sistólica y diastólica de manera continua con el fin de poder encontrar la relación temporal de estos cambios con las demás variables seleccionadas.

Dentro de este diseño experimental se contemplan una serie de actividades descritas a continuación:

- Selección del tamaño de las muestras y el número de pacientes.
- Diseño de una herramienta por software que permita procesar las variables seleccionadas.
- Relación de los valores de presión arterial con las respectivas variables seleccionadas a través de un método matemático.

## **2.3 DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN PARA LA CREACIÓN DE UNA NUEVA BASE DE DATOS**

Esta etapa es de gran importancia ya que los procedimientos aquí descritos permitirán realizar la captura de datos en nuevos pacientes y de cierta forma es un acercamiento a la solución que se busca para el problema planteado en el presente trabajo de grado.

El procedimiento para encontrar el algoritmo es el siguiente:

- Selección de equipos y transductores necesarios para medir las variables relacionadas con la presión arterial.
- Calibración de los transductores seleccionados.
- Diseño de una interfaz gráfica de usuario que permita adquirir las señales en cuestión.
- Definición de criterios para la inclusión de pacientes.
- Definición de protocolo para la adquisición de datos.
- Adquisición de datos en la población seleccionada.

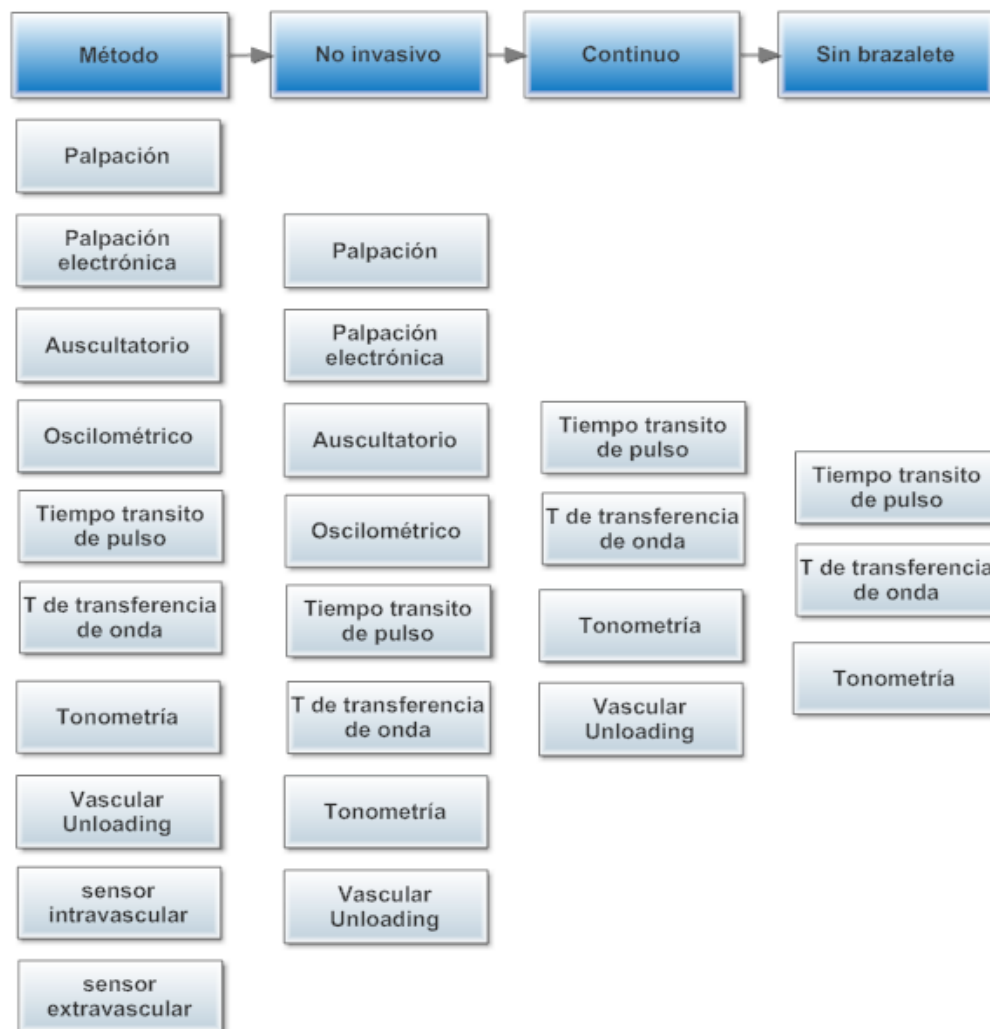
## **2.4 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DISEÑADO A TRAVÉS DE LA NUEVA BASE DE DATOS ADQUIRIDA**

Durante este proceso se busca de manera estadística comprobar el funcionamiento del algoritmo propuesto a través de la base de datos existente mediante su implementación en los datos obtenidos con nuevos pacientes. En esta etapa se requiere el diseño de una herramienta por software que permita procesar las variables adquiridas en la nueva base de datos. La evaluación tiene un carácter cuantitativo y pretende encontrar el funcionamiento óptimo de un algoritmo que permita realizar la medición de la presión arterial en base a las variables seleccionadas.

### 3 DESARROLLO EXPERIMENTAL

#### 3.1 IDENTIFICACIÓN, CLASIFICACIÓN Y SELECCIÓN DE VARIABLES RELACIONADAS CON LA PRESIÓN ARTERIAL

A través de una exhaustiva búsqueda en artículos científicos de los últimos años se logró identificar plenamente todos los métodos y las variables utilizadas para la medición de la presión arterial. Cabe resaltar que existen otros métodos que no serán tenidos en cuenta para el presente análisis debido a que se encuentran aún en etapa de desarrollo o bien no han demostrado ser lo suficientemente robustos para realizar la medición de la presión arterial.



**Figura 9** Clasificación secuencial de métodos para medir la presión arterial.

La Figura 9 muestra un esquema resumen de los métodos actuales para la medición de la presión arterial, donde a través de un proceso de clasificación secuencial se delimitaron los métodos que son susceptibles de ser usados en un sistema para la medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes. Como se puede apreciar en el esquema, 3 métodos fueron encontrados como candidatos para el desarrollo de nuestro sistema. Información adicional acerca de cada uno de los métodos aquí mencionados se encuentra disponible en la sección 1.3.2.

Para la selección de uno de los anteriores tres métodos expuestos se tuvieron en cuenta ciertos criterios que se consideraron importantes, estos son:

1. Fidelidad y exactitud en la medición.
2. Implementación de hardware a bajo costo.
3. Bajo consumo energético.
4. Viabilidad de implementación con sensores comerciales.
5. Comodidad para el paciente.

Cada uno de los criterios fue calificado con un puntaje de 1 a 5, donde 5 representa un excelente desempeño del método con respecto al criterio. El método que obtuvo mejor puntaje fue seleccionado como la base para la definición de las variables a utilizar para el sistema de medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes.

La Tabla 4 muestra la matriz de selección que fue aplicada a los métodos de tiempo de tránsito de pulso, tiempo de transferencia de onda de pulso y tonometría.

**Tabla 4** matriz de selección para método de medición de presión arterial.

Método	Variables involucradas	Criterios					Total
		C1	C2	C3	C4	C5	
Tiempo transito de pulso	ECG y onda de fotopleletismografía	3	4	3	5	3	18
Tiempo transferencia de onda	2 ondas defotopleletismografía	3	3	3	3	3	15
Tonometria	Presión en transductor tonométrico	2	4	2	2	2	12

El método de tiempo de tránsito de pulso (PTT) obtuvo el puntaje mas alto y por este motivo fue seleccionado para el desarrollo del sistema de medición de la presión arterial propuesto en el presente trabajo de grado.

Las variables asociadas con el PTT son las ondas de ECG y fotopleletismografía. A través de una identificación de ciertos puntos característicos en estas ondas, es posible calcular

el tiempo que tarda la onda de pulso en propagarse desde su salida del corazón hasta su llegada al dedo. Existen varias formas de calcular el PTT, se recomienda revisar la sección 1.3.5 para mayor información al respecto.

## **3.2 DISEÑO DE UN ALGORITMO PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL A PARTIR DE UNA BASE DE DATOS CLÍNICA EXISTENTE**

A través de una búsqueda en la web de las bases de datos clínicas que ofrecieran las señales solicitadas, se encontró que no hay muchos portales públicos disponibles para tal fin. Sin embargo, los resultados de la búsqueda permitieron encontrar la base de datos MIMIC de Physionet (Goldberger, et al., 2000), un portal de acceso público de alto prestigio internacional en el ámbito de la investigación que posee todas las ondas requeridas para nuestro análisis.

Los recursos de Physionet, creados en 1999, son una iniciativa del National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB) y National Institute of General Medical Sciences (NIGMS) de Estados Unidos, que pretende estimular las actuales y nuevas investigaciones en el estudio de señales fisiológicas y biomédicas complejas. Este portal está compuesto por un banco principal de datos (Physiobank) y una librería de software para el procesamiento y análisis de señales fisiológicas (Physio Toolkit).

La base de datos MIMIC hace parte del Physiobank y es una colección de señales y mediciones periódicas tomadas en pacientes de una unidad de cuidados intensivos a partir de monitores multiparámetro. Entre estas señales se encuentra la onda de ECG, la onda fotopleletismografía (PPG) medida en el dedo y la onda de presión arterial (ABP) medida de forma invasiva. Adicionalmente, la base de datos cuenta con registros clínicos importantes como lo son la edad y el género del paciente.

### **3.2.1 Selección de muestras y sujetos**

Alrededor de 121 registros de 90 pacientes están disponibles en la base de datos MIMIC y su tamaño varía entre 20 y 40 horas. De este total, solo 72 están completos, es decir, poseen tanto las ondas como los datos numéricos puntuales entregados por el monitor (ritmo cardíaco, saturación de oxígeno, etc.). En algunos de los registros las 3 señales de interés (ECG, PPG y ABP) no se encuentran disponibles de forma continua, por este motivo, los registros candidatos se redujeron a 56. La base de datos realiza una clasificación de cada uno de los sujetos llamada "clase clínica". La clase clínica especifica el motivo por el cual el paciente fue internado o el diagnóstico realizado por el especialista encargado. Las clases clínicas que estuvieran relacionadas con enfermedades



cardiovasculares fueron tenidas en cuenta como criterio de exclusión para la selección de sujetos. Diagnósticos tales como angina de pecho, choque cardiogénico y paros cardiorrespiratorios fueron encontrados y los respectivos registros fueron descartados. Un total de 13 registros fueron preseleccionados, sin embargo, 5 de ellos fueron descartados debido a excesivo ruido por artefacto de movimiento en las señales.

La Tabla 5 muestra la información básica de los sujetos seleccionados a partir de la base de datos MIMIC. La edad promedio de los sujetos es de 64 años. El rango de variación de la edad de los sujetos es una limitante a la hora de sacar conclusiones debido a que no es posible hacer una comparación de los resultados con pacientes más jóvenes.

**Tabla 5** Distribución de edades y género de los sujetos seleccionados para MIMIC.

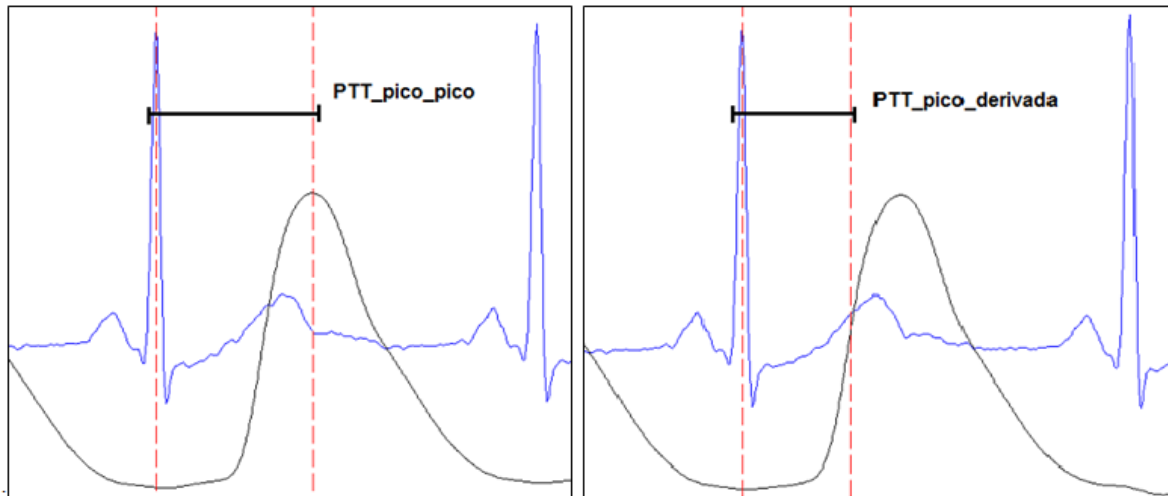
Sujeto	Edad	Género
1	67	F
2	67	M
3	21	M
4	68	M
5	75	F
6	75	F
7	76	F
8	60	M

El registro seleccionado para cada sujeto consistió en una hora de datos de las ondas ECG, PPG y ABP. La frecuencia de muestreo para la onda electrocardiográfica es de 500Hz, mientras que para las otras 2 ondas es de 125Hz. Los registros fueron descargados mediante el software WFDB suministrado por Physionet a través de su herramienta Physio Toolkit. Debido a que el propósito de este proyecto es encontrar una relación entre el tiempo de tránsito de pulso y la presión arterial, se realizó una inspección visual de la onda ABP para cada sujeto y se seleccionó la hora de datos donde la presión arterial tenía mayor variación, esto con el fin de poder cubrir un rango más amplio en los resultados.

### 3.2.2 Cálculo del tiempo de tránsito de pulso

Dos métodos diferentes para cálculo del PTT fueron analizados. En el primero de ellos (PTT\_pico\_pico), el tiempo de tránsito de pulso fue calculado como el lapso de tiempo entre el pico del complejo QRS del electrocardiograma y el pico de la onda de fotopletimografía, mientras que para el segundo método (PTT\_pico\_derivada) se utilizó

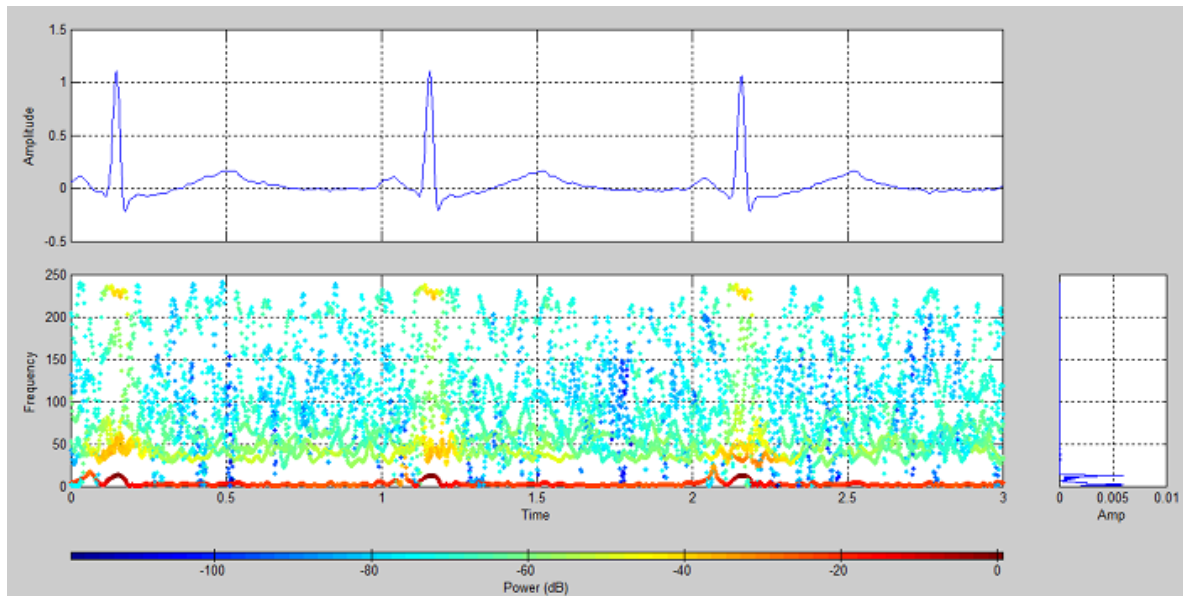
el mismo pico de la onda ECG y el punto de máxima pendiente de subida en la onda fotopleletismográfica. Ambos métodos se muestran en la Figura 10.



**Figura 10** Metodologías utilizadas para el cálculo del PTT.

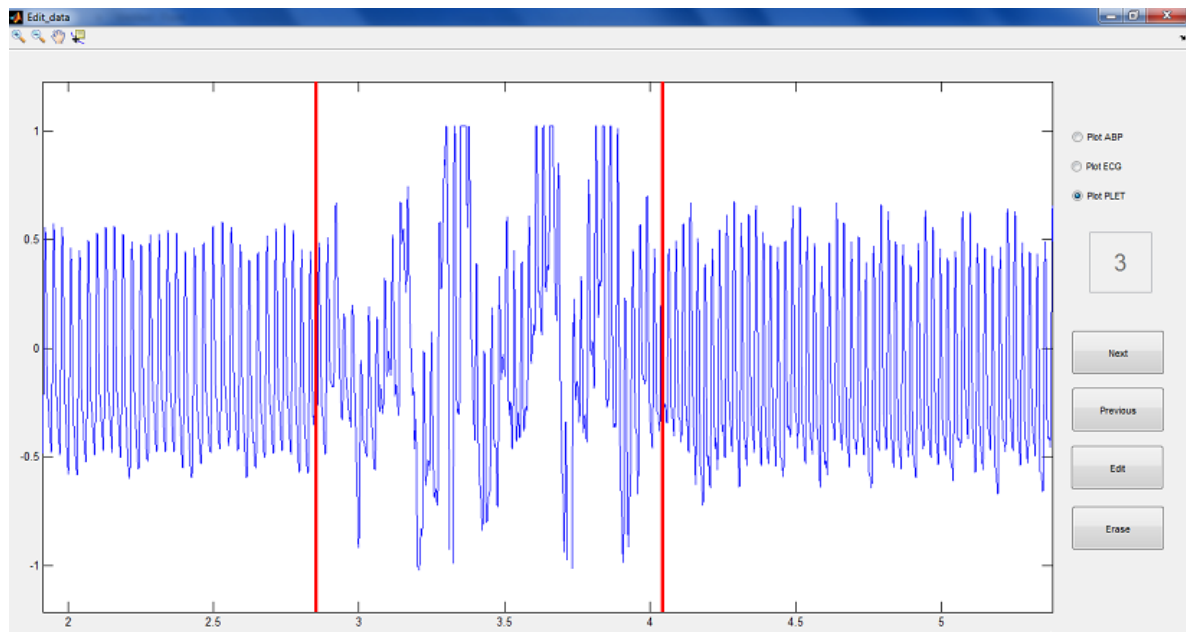
La identificación de cada uno de los picos de la onda ECG fue realizada a través de un algoritmo implementando la transformada de Hilbert-Huang (HHT) (Battista, 2007). La señal original fue descompuesta en 8 funciones de modo intrínseco (IMF), cada una con su respectivo valor de frecuencia instantánea. A través de un proceso de inspección y sabiendo que generalmente el complejo QRS del electrocardiograma se encuentra en la banda de frecuencia 5-15Hz (Thakor, Webster, & Tompkins, 1983). Se realizó una detección de picos por umbral en una onda reconstruida con los componentes IMF3 e IMF7. La Figura 11 muestra el espectro Energía-Tiempo-Frecuencia característico de una onda ECG mediante la transformada de Hilbert-Huang.

Los picos correspondientes a la onda fotopleletismográfica fueron detectados a partir de un algoritmo de menor complejidad en comparación con el usado para el ECG. Se realizó un suavizado de la onda aplicando media móvil con una ventana variable de acuerdo al ritmo cardíaco y un detector de picos fue utilizado mediante el uso de la segunda derivada. El pico encontrado en la onda suavizada fue corregido y llevado a su verdadero valor en la onda original, es decir, el cambio temporal que generó la suavización fue eliminado. Para el caso de la detección del punto de máxima pendiente de subida, un algoritmo con base en la primera derivada fue implementado.



**Figura 11** Espectro Energía-Tiempo-Frecuencia de una señal ECG mediante la transformada de Hilbert-Huang.

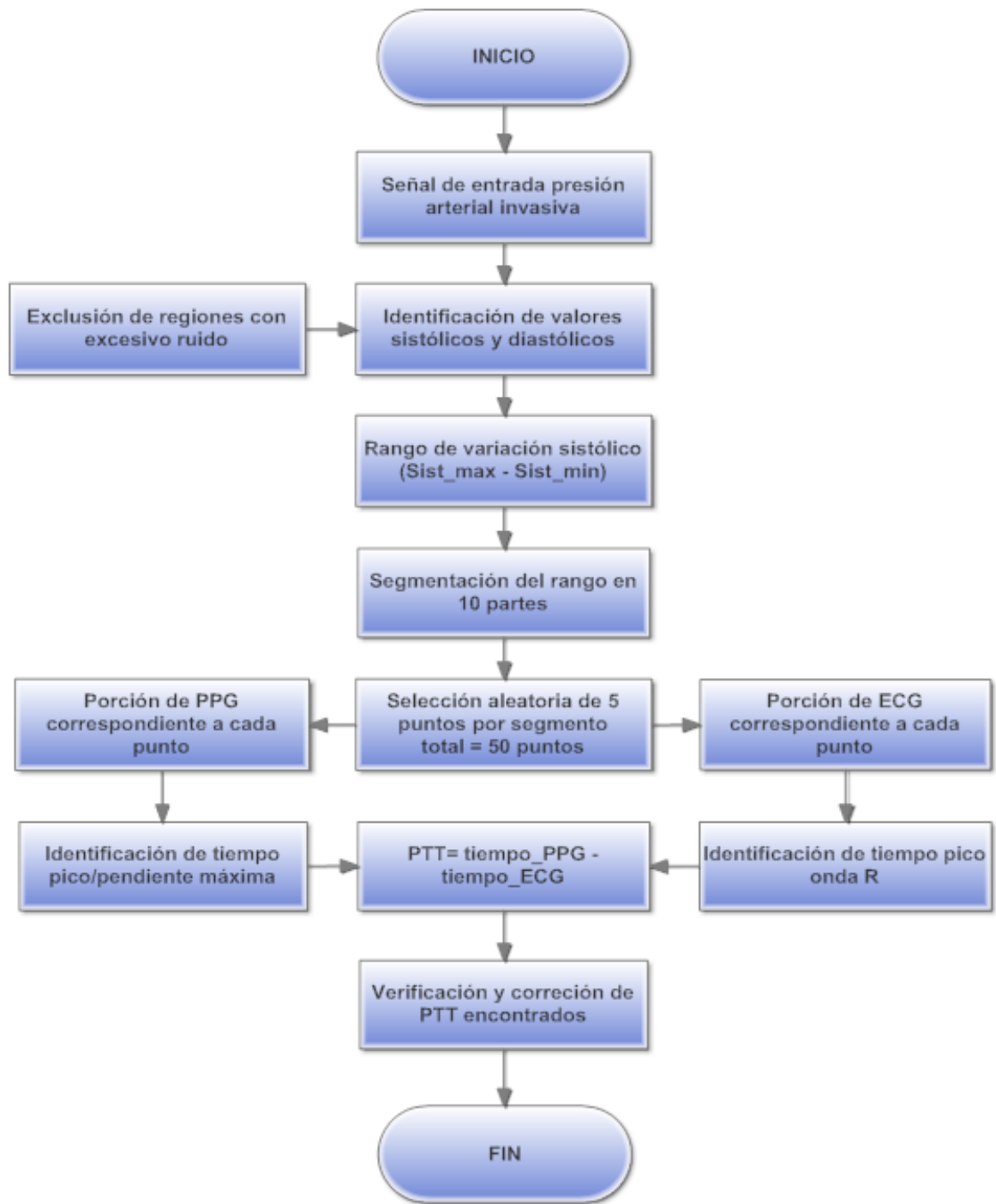
Los registros seleccionados para cada paciente fueron analizados por separado y los tiempos de tránsito de pulso fueron encontrados. Existen ciertas dificultades a la hora de procesar las ondas en cuestión debido a los ruidos por artefacto de movimiento frecuentes en tipo de señales. Estas señales fueron tomadas de sujetos internados en un centro hospitalario en condiciones difíciles de controlar ya que muchas de sus rutinas diarias requieren movimiento. Cabe señalar que no fue posible realizar un filtrado de las señales de interés (ECG, PPG, ABP) ya que la utilización de estas herramientas genera un cambio en la fase de la señal y por tanto el cálculo de los tiempos de tránsito de pulso se vería afectado. Una estrategia diferente fue implementada a través de una interfaz en Matlab® para solucionar el inconveniente planteado, como se muestra en la Figura 12. Cada una de las señales fue verificada de manera visual y aquellas regiones donde la señal no fuera lo suficientemente limpia para el cálculo del PTT fueron excluidas. Es importante decir que la exclusión de estas regiones no implicó la eliminación de datos, sino simplemente la generación de una bandera indicadora de los tiempos que no serían tenidos en cuenta para el análisis. A través de esta herramienta fue posible realizar un acondicionamiento de las señales previo al análisis y cálculo de los tiempos de tránsito de pulso.



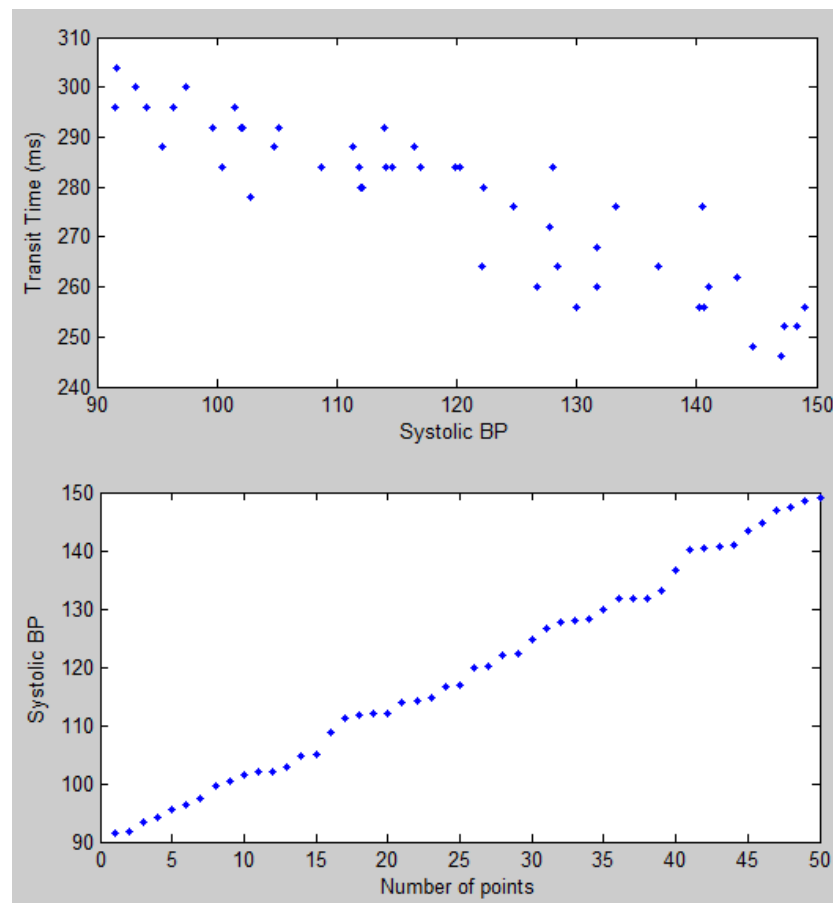
**Figura 12** Interfaz para la exclusión de regiones con excesivo ruido por artefacto de movimiento.

Como ya se mencionó previamente, es de interés el análisis del cambio del PTT y la presión arterial dentro de un rango de variación lo más grande posible. El algoritmo implementado para la extracción de tiempos de tránsito de pulso en los registros de cada uno de los sujetos fue el siguiente: la onda de presión arterial invasiva (ABP) fue tomada como punto de partida. A través de una detección de picos y valles fue posible identificar cada uno de los valores correspondientes a las presiones sistólica y diastólica de manera continua en el tiempo. El rango total de variación para la presión sistólica fue dividido en 10 segmentos, y 5 puntos fueron seleccionados de manera aleatoria para cada segmento. Cada uno de estos puntos representa un índice de tiempo en el registro. La porción de la onda ECG y PGG correspondiente a cada uno de estos índices de tiempo fue encontrada y el tiempo de tránsito de pulso fue calculado haciendo uso de la metodología anteriormente expuesta. Un esquema general del algoritmo puede ser visto en la Figura 13.

La estrategia de segmentación utilizada a partir del rango de variación total de la presión arterial sistólica permitió obtener una distribución lo más equitativamente posible de los puntos escogidos. Un ejemplo es mostrado en la Figura 14.

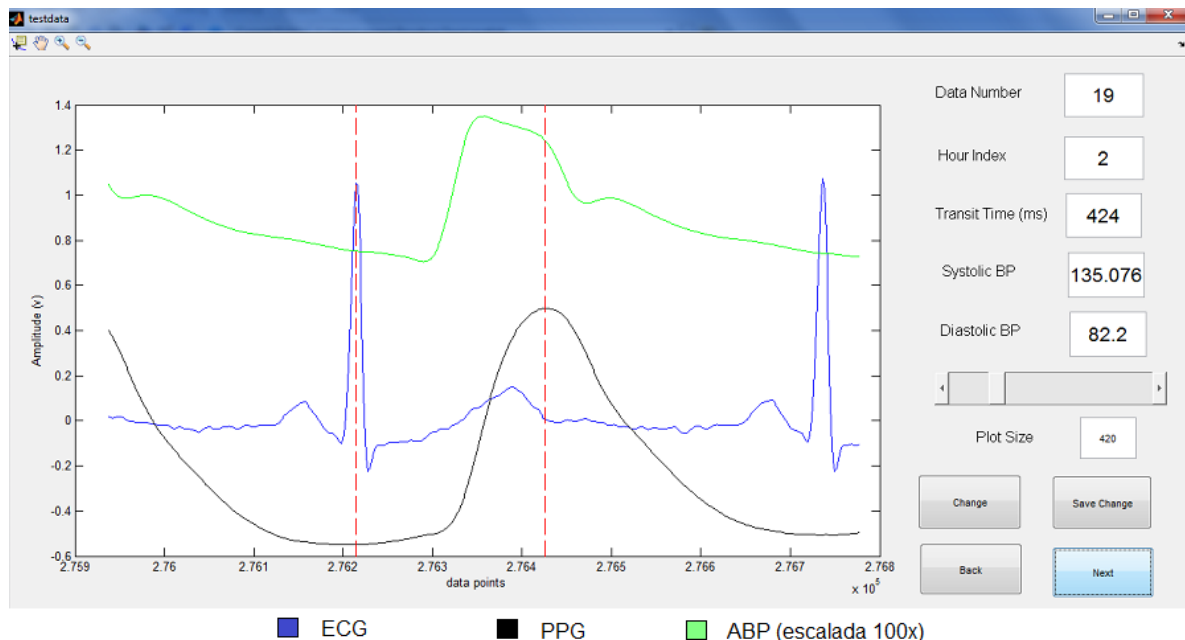


**Figura 13** Esquema del algoritmo implementado para el cálculo de PTT.



**Figura 14** Ejemplo de distribución de puntos adquiridos para el sujeto 8.

Los puntos encontrados mediante el algoritmo descrito fueron verificados a través de una interfaz elaborada en Matlab® con el fin de garantizar que los tiempos de tránsito de pulso fueron calculados correctamente. En esta interfaz es posible visualizar las ondas ECG, PPG y ABP de forma simultánea para cada uno de los 50 índices de tiempo encontrados. Los puntos característicos de cada onda son resaltados y mediante una simple inspección visual es posible verificar la forma en que se calculó cada PTT. Este procedimiento fue realizado con el fin de minimizar posibles errores del algoritmo a la hora de identificar los picos o puntos de máxima pendiente y a su vez para detectar cualquier región con excesivo ruido por artefacto de movimiento que no haya sido excluida previamente. Un ejemplo de la implementación de esta interfaz se puede ver en la Figura 15.



**Figura 15** Interfaz de visualización y verificación para los PTT calculados.

### 3.2.3 Relación entre la presión arterial y el PTT

La relación matemática entre la presión arterial y el tiempo de tránsito de pulso es descrita en la sección 1.3.5. La función que relaciona estas dos variables nos dice que los cambios en la presión arterial son inversamente proporcionales a los cambios en el PTT (véase la Ecuación 7). Varios autores han reportado buenos resultados al realizar un ajuste mediante una función logarítmica entre PTT y presión arterial (Zhang, 2010), (Heiko, Detlef, Gert, & Andreas, 2011). Sin embargo, muchos otros autores han encontrado relaciones muy significativas mediante el uso de ajustes lineales entre las variables (Gu-Young, Kee-Ho, & Nam-Gyun, 2005), (Masé, Mattei, Cucino, Faes, & Nollo, 2010), (Youngzoon, & Jung H., & Gilwon, 2009), (Cattivelli & Garudadri, 2009). En el presente estudio se optó por el ajuste lineal para la relación de la presión arterial con el PTT.

Los tiempos de tránsito de pulso seleccionados para cada paciente fueron utilizados para encontrar la función de la presión arterial correspondiente a cada set de datos mediante una regresión lineal por mínimos cuadrados. La Ecuación 13 muestra la solución general.

$$\text{Presión Arterial} = a * PTT + b$$

**Ecuación 13** Modelo de ajuste lineal para la relación PTT-Presión arterial.

La función descrita en la Ecuación 13 fue utilizada para relacionar las presiones sistólica, diastólica y media de cada uno de los sujetos con el PTT. Un análisis independiente de cada una de ellas fue llevado a cabo para las 2 metodologías propuestas para el cálculo del PTT (PTT\_pico\_pico y PTT\_pico\_derivada).

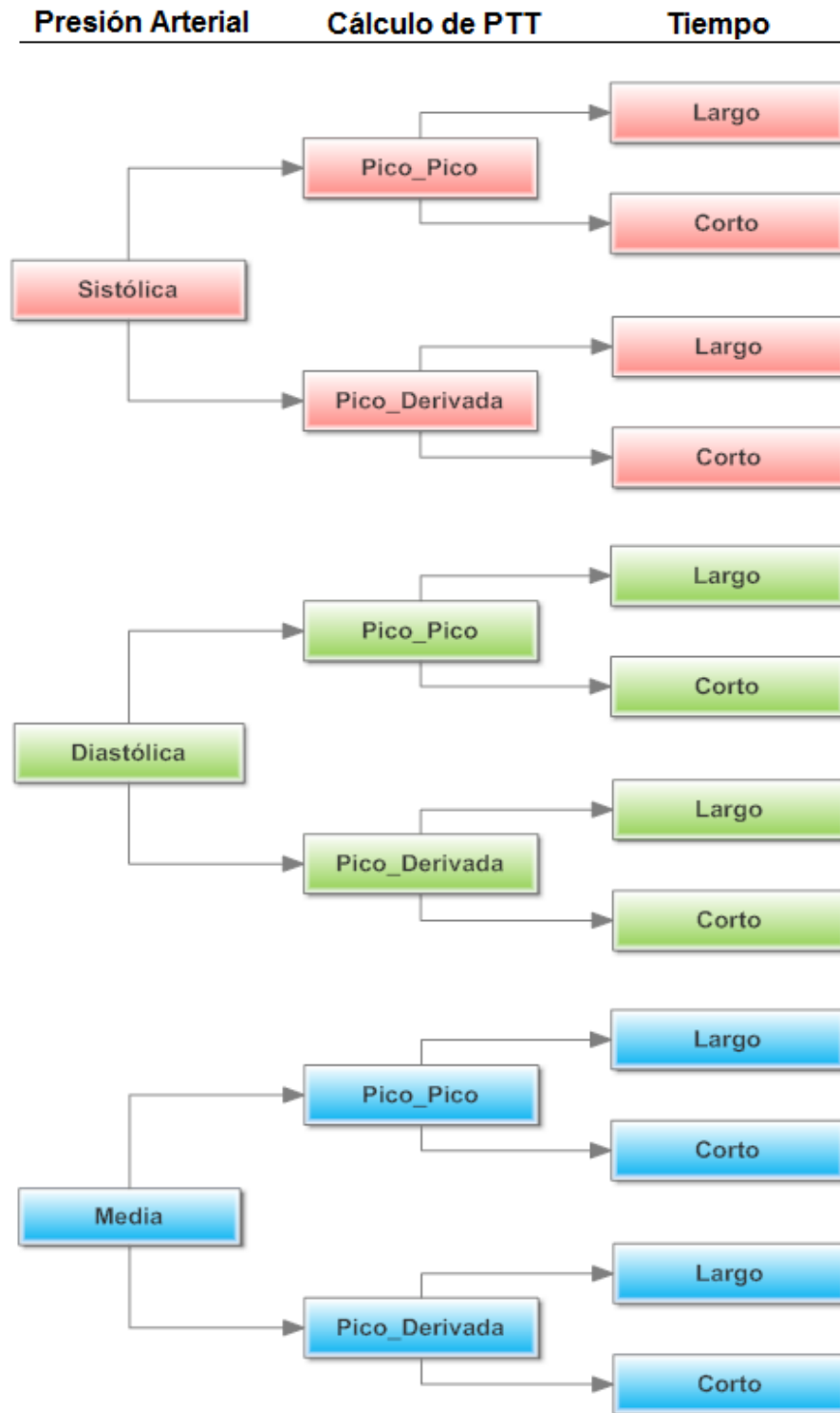
Varios autores han reportado que la función que permite calcular la presión arterial a partir del PTT no permanece estable en el tiempo y que se requiere de una calibración periódica (Zhang, 2010), (Cattivelli & Garudadri, 2009). Para la evaluación del modelo de regresión lineal propuesto se planteó un análisis separado en 2 intervalos de tiempo de diferente duración. Un análisis en un periodo de tiempo corto (Tiempo\_corto) fue realizado a partir de 20 minutos de datos para cada uno de los sujetos. Seguidamente, un análisis en un periodo de tiempo largo (Tiempo\_Largo) fue realizado con base a 60 minutos de datos del mismo sujeto. Este análisis incluyó las presiones sistólica, diastólica y media para cada sujeto, así como también ambos métodos de cálculo para el PTT.

Todos los análisis propuestos fueron realizados mediante el software de procesamiento estadístico STATGRAPHICS Centurion XVI.I. Los sets de datos encontrados para cada sujeto fueron analizados a través de esta herramienta y los siguientes parámetros fueron considerados para el análisis de los resultados:

- Coeficiente de Correlación (CC): Mide el grado de relación lineal entre 2 variables. Puede tomar valores entre -1 y 1 siendo 0 un indicador de no existe ninguna relación lineal entre las variables. El signo indica si la correlación es negativa o positiva.
- Coeficiente de determinación ( $R^2$ ): Proporciona una medida de que tan bien la línea de regresión se aproxima a los datos reales. Se expresa con valores entre el 0 y 100%.
- Desviación estándar de los residuos (SD): Es una medida de la dispersión de los datos con respecto a la media de la muestra.
- Error medio absoluto (EMA): Este valor representa el valor medio absoluto de los errores calculado como la resta de los residuos con la línea de ajuste.
- Pendiente de la regresión (a).
- Constante de la regresión (b).

Los resultados obtenidos son presentados en la sección 4.1.





**Figura 16** Esquema utilizado para la evaluación del modelo lineal PTT-presión arterial.

### 3.3 DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN PARA LA CREACIÓN DE UNA NUEVA BASE DE DATOS

#### 3.3.1 Selección de equipos y transductores

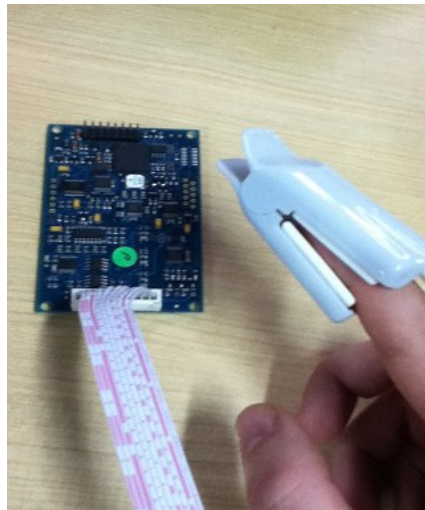
Para el registro de la onda electrocardiográfica se utilizó un dispositivo no comercial diseñado previamente en el laboratorio de Bioinstrumentación EIA-CES como parte de un proyecto de investigación (Ver Figura 17). Este dispositivo realiza una transmisión inalámbrica de la variable ECG a través de un par de módulos XBee® 802.15.4 hacia el PC. La frecuencia de muestreo para la onda es de 413.33Hz.

Para la adquisición del ECG fueron utilizados 3 electrodos de Ag/AgCl tipo adulto marca Meditrace™. La ubicación de estos fue realizada acorde al posicionamiento estándar para la derivación II.



**Figura 17** Dispositivo inalámbrico de adquisición para ECG.

La onda de fotopleletismografía fue adquirida mediante el módulo de pulsioximetría PEARL 100™ de la marca Medlab® (Ver Figura 18). Este módulo es una tarjeta electrónica integrada que permite calcular la saturación arterial de oxígeno y el pulso cardiaco. El dispositivo posee un amplificador tipo "Lock-in" que permite trabajar bajo condiciones extremas, como por ejemplo un alto grado de iluminación ambiental. El módulo permite el registro de la onda fotopleletismográfica a una frecuencia de 50Hz. La comunicación de este con el PC se realiza través de un protocolo estándar de transmisión serial RS-232. La señal de fotopleletismografía fue tomada en el dedo índice de la mano derecha de los sujetos que participaron del estudio.



**Figura 18** Sistema de adquisición para la onda de fotopletimografía.

Para la medición de la presión arterial fue seleccionado el monitor ihealthBP3® fabricado por la marca Medisana® (Ver Figura 19). Este monitor permite calcular la presión arterial sistólica, diastólica y el pulso cardiaco de forma no invasiva a través del uso de un brazalete inflatorio. El equipo es operado a través de una aplicación móvil para productos de la marca Apple®. Como garantía de que los valores de presión arterial pueden ser utilizados de forma confiable, este monitor cuenta con la certificación AAMI SP-10 que lo califica con altos estándares de seguridad y funcionamiento. Adicionalmente cuenta con la certificación ES EN 1060-4 del Comité Europeo para la Estandarización (CEN), la cual determina la exactitud general de los dispositivos automatizados no invasivos. La presión arterial fue tomada en el brazo izquierdo de los pacientes que participaron del estudio.



**Figura 19** Monitor para la medición de la presión arterial ihealthBP3®.

### 3.3.2 Calibración de los transductores

Con el fin de garantizar exactitud en las mediciones, aumentar la confiabilidad en los resultados esperados y verificar el adecuado funcionamiento del sistema, se realizó una calibración de los transductores anteriormente seleccionados.

El dispositivo de adquisición inalámbrico de ECG fue calibrado mediante el método de comparación a través de la magnitud ritmo cardiaco (en latidos por minuto). El patrón de calibración utilizado fue el MPS450® de la marca FlukeBiomedical®.

El módulo de pulsioximetría fue calibrado similarmente mediante la misma metodología de comparación. Debido a que nuestra variable de interés es la onda fotopletoangiográfica, la magnitud asociada a la saturación de oxígeno no fue considerada para la calibración. El patrón de calibración utilizado fue el Index2® de la marca FlukeBiomedical®.

Los resultados de la calibración se pueden ver en el Anexo 10.2.

### 3.3.3 Interfaz para la adquisición de variables

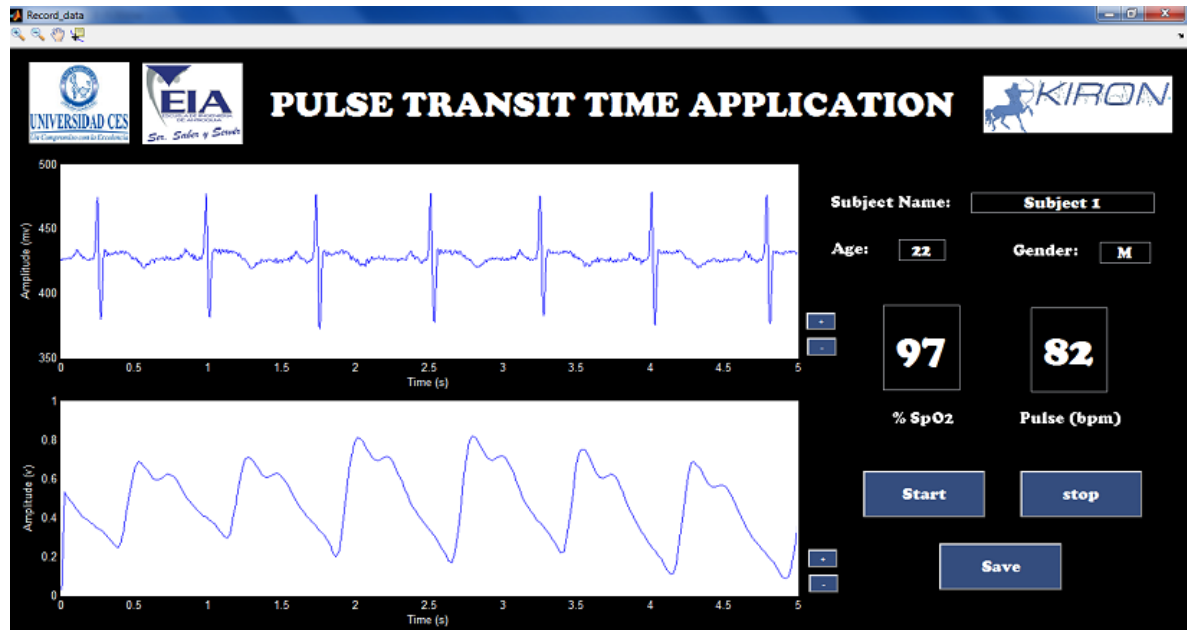
La interfaz fue diseñada a través del entorno de desarrollo para interfaz gráfica de usuario (GUIDE) de Matlab®. Las ondas electrocardiográficas y fotopletoangiográficas fueron registradas de manera continua y sincronizada. Los valores de presión arterial sistólica, diastólica y pulso cardiaco asociados a estas ondas fueron almacenados para cada registro.

La interfaz permite una visualización en tiempo real de las ondas en cuestión, así como el valor del pulso cardiaco calculado en intervalos de 8 latidos. Adicionalmente, permite almacenar datos importantes de cada paciente como el nombre, la edad y el sexo. El modo de operación consiste de 3 botones (Start, Stop y Save) a través de los cuales se puede fácilmente manipular el funcionamiento de la interfaz. El diseño puede ser visto en la Figura 20.

### 3.3.4 Criterios para la inclusión de pacientes

Las personas que participaron del presente estudio fueron seleccionadas bajo ciertos criterios especiales que se consideraron importantes. A través de la revisión bibliográfica realizada se observó que los pacientes que presentaban ciertos tipos de patologías cardiacas no evidenciaban una relación adecuada entre PTT y la presión arterial (Mico, Carmen, & Yuan, 2009). Debido a esto, uno de los criterios que se consideró fue la exclusión de aquellos que tuvieran problemas relacionados con el corazón o la presión arterial. Los niños y los adultos mayores también fueron excluidos del presente estudio

debido a la dificultad que se presentaba a la hora de realizar las pruebas físicas a cierto grado de exigencia requeridas para el protocolo de adquisición de datos.



**Figura 20** Interfaz para la adquisición de variables en Matlab®.

La población seleccionada está conformada por jóvenes estudiantes y profesores de la Escuela de Ingeniería de Antioquia. El presente trabajo de grado no tiene como objetivo realizar un análisis de la relación del PTT con la edad de los pacientes, es por esto que se consideraron solo sujetos jóvenes sanos para el estudio.

**Tabla 6** Distribución de edades y género de los sujetos seleccionados para la nueva base de datos

Sujeto	Edad	Género
1	41	F
2	22	M
3	20	F
4	22	M
5	23	M
6	39	F
7	23	M

La Tabla 6 muestra la información básica de los sujetos seleccionados para la nueva base de datos La edad promedio de los sujetos es de 27 años.

La participación de los sujetos fue completamente voluntaria y no remunerada. Todos los sujetos fueron notificados acerca de los procedimientos experimentales a los que iban a ser sometidos a través de un consentimiento informado. El formato utilizado se puede ver en el anexo 10.1.

### 3.3.5 Protocolo para la adquisición de datos

Se definió un protocolo estandarizado para la recolección de datos en los sujetos participantes. Para poder realizar un análisis de los cambios de la presión arterial en relación con nuestras variables de interés, fue necesario inducir aumentos de presión con el fin de abarcar un rango más amplio en la variación total de la misma. Estos aumentos se lograron a través de la aplicación de una serie de pruebas físicas con incrementos proporcionales de intensidad y tiempo. La prueba física se realizó en una bicicleta estática convencional. La toma de datos se realizó en intervalos cortos de tiempo de descanso entre cada uno de los aumentos mencionados. El tiempo mínimo de espera para la toma de datos entre registros fue de 2 minutos, teniendo en cuenta las recomendaciones internacionales para la toma de la presión arterial de forma no invasiva (Campbell, Chockalingam, Fodo, & McKay, 1990).

Cada uno de los registros adquiridos consta de una onda ECG, una onda de fotopletimografía, un valor de presión sistólica, un valor de presión diastólica y un valor del pulso cardiaco.

. A continuación se presenta una descripción del procedimiento realizado.

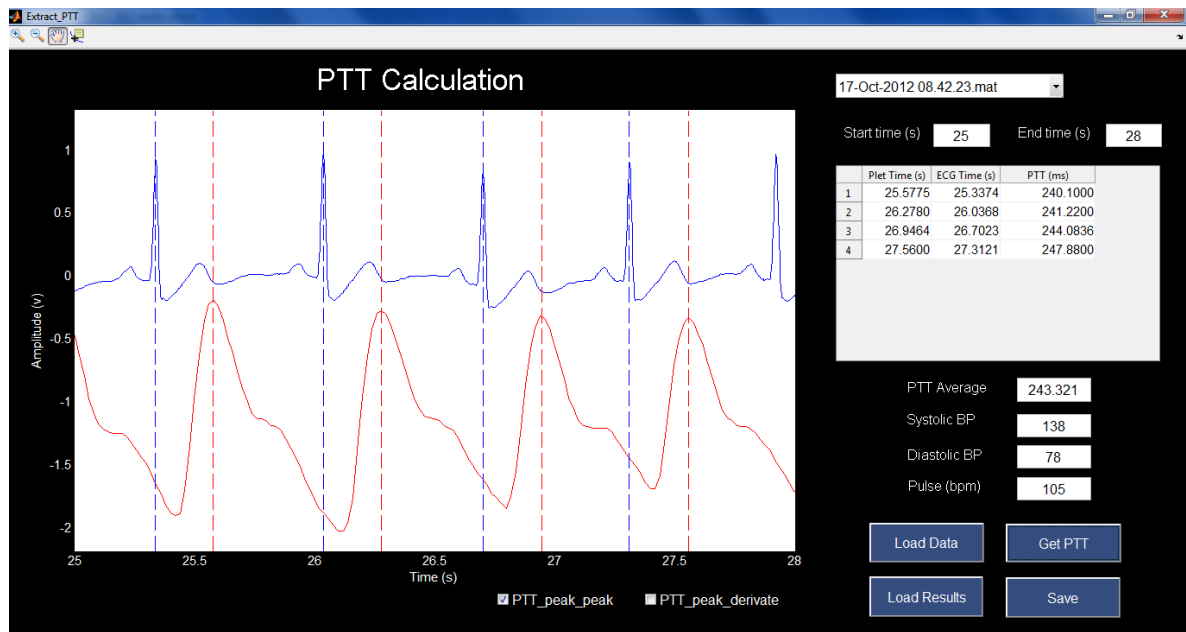
- **Introducción:** El sujeto recibe la información contemplada en el consentimiento informado y se realiza la firma del mismo. Los datos personales del sujeto son almacenados en la interfaz de usuario.
- **Acondicionamiento del sujeto:** 3 electrodos de superficie son colocados en la región torácica en las siguientes posiciones: uno en la región ósea subclavicular derecha, y los otros dos unos centímetros por encima de la región ósea cercana a las crestas iliacas izquierda y derecha. Esta configuración se realiza para medir la derivación II del ECG. La región donde se ubican los electrodos es limpiada previamente con alcohol antiséptico.
- **Montaje de dispositivos:** se procede a realizar la conexión y la verificación del funcionamiento de los dispositivos utilizados para la adquisición (ECG, fotopletimografía y presión arterial).

- Toma del primer registro: Se le solicita al sujeto relajarse durante 5 minutos previos a la toma del primer registro con el fin de alcanzar un estado inicial de reposo. Una vez cumplido este periodo de tiempo se procede a la toma del primer registro.
- Toma de registros de subida: El sujeto es motivado a realizar una actividad física inicial en la bicicleta durante un periodo de 1 min 30 seg. El ejercicio es repetido durante 4 o 5 veces con aumentos de 1 minuto hasta alcanzar una duración máxima no superior a los 6 min. Al finalizar los aumentos de tiempo, el sujeto realiza una prueba de velocidad “Sprint” de un minuto con el fin de alcanzar un valor teórico máximo en el pulso y la presión arterial. La toma de datos se realiza en intervalos de tiempo de descanso entre aumentos, con una duración aproximada de 1 minuto.
- Toma de registros de bajada: el sujeto permanece sentado en una posición recta y de relajación luego de haber finalizado las pruebas físicas anteriormente mencionadas. Se realiza una toma de datos espaciada 2 minutos hasta alcanzar una duración de aproximadamente 10-12 minutos.
- Finalización del experimento: una vez finalizada la captura de datos de bajada se procede a retirar los electrodos del paciente y a la entrega de un refrigerio.

### **3.4 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DISEÑADO A TRAVES DE LA NUEVA BASE DE DATOS ADQUIRIDA**

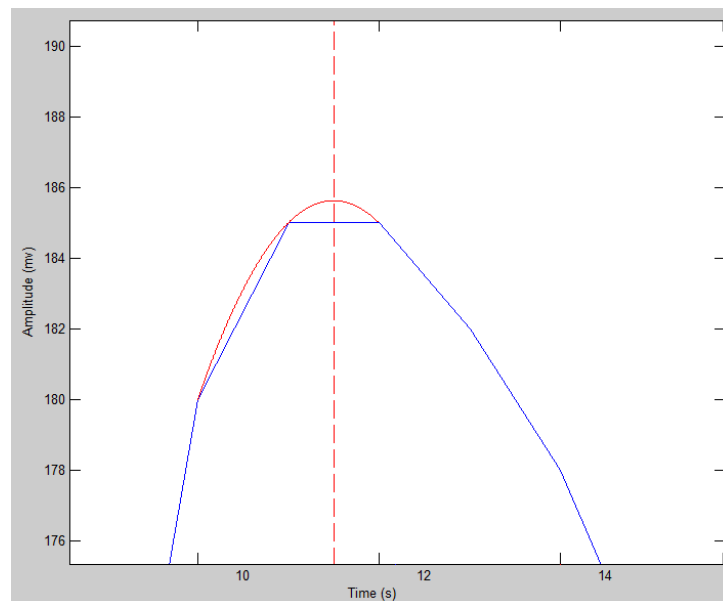
El algoritmo desarrollado para el cálculo del PTT mediante la base datos MIMIC fue implementado en la nueva base de datos adquirida. Debido a que los valores de presión arterial en la nueva base de datos fueron tomados de forma no invasiva, el cálculo del tiempo de tránsito de pulso fue realizado en la porción de las ondas ECG y PPG correspondiente al instante de tiempo en que la presión arterial fue medida. Para la relación entre PTT y la presión arterial se utilizó el mismo modelo de ajuste lineal que en la base de datos MIMIC.

Una nueva interfaz para el cálculo del PTT en los registros de la nueva base de datos fue elaborada (Véase Figura 21). Las mismas técnicas de procesamiento para las ondas ECG y PPG utilizadas para MIMIC fueron también implementadas en esta interfaz. Una ventana de tiempo de 5 segundos fue utilizada para el cálculo del PTT a partir de la referencia temporal de cuando la presión arterial era medida por el monitor. Un promedio de los PTT calculados para esta ventana de tiempo fue utilizado.



**Figura 21** Interfaz para el cálculo del PTT en la nueva base de datos.

Debido a que la onda PPG fue obtenida a una frecuencia de 50Hz, se vio la necesidad de implementar una interpolación cuadrática a partir de los tres puntos que definían el pico de la onda con el fin de mejorar la exactitud en la identificación del mismo (Ver Figura 22).



**Figura 22** Interpolación cuadrática implementada para la identificación de picos PPG.



## 4 RESULTADOS

### 4.1 RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN ARTERIAL Y EL PTT A PARTIR DE LA BASE DE DATOS MIMIC

Los registros obtenidos a través de la base de datos MIMIC para cada uno de los 8 sujetos seleccionados fueron procesados satisfactoriamente. Los PTT fueron encontrados a través de las dos metodologías propuestas y su relación con la presión arterial sistólica, diastólica y media fue encontrada. El análisis de tiempo corto y tiempo largo para la relación presión-PTT fue también realizado y todos los parámetros estadísticos propuestos en la sección 3.2.3 fueron hallados. Los rangos de variación de las presiones sistólica y diastólica para cada sujeto se pueden ver en la Tabla 7.

**Tabla 7** Rango de variación de la presión arterial para cada sujeto de MIMIC.

	<i>Sistólica Min</i>	<i>Sistólica Max</i>	<i>Diastólica Min</i>	<i>Diastólica Max</i>
<b>Sujeto 1</b>	120	207	47	69
<b>Sujeto 2</b>	120	147	63	76
<b>Sujeto 3</b>	132	176	70	120
<b>Sujeto 4</b>	120	189	63	91
<b>Sujeto 5</b>	80	135	36	65
<b>Sujeto 6</b>	112	161	60	68
<b>Sujeto 7</b>	75	121	25	42
<b>Sujeto 8</b>	90	149	54	76

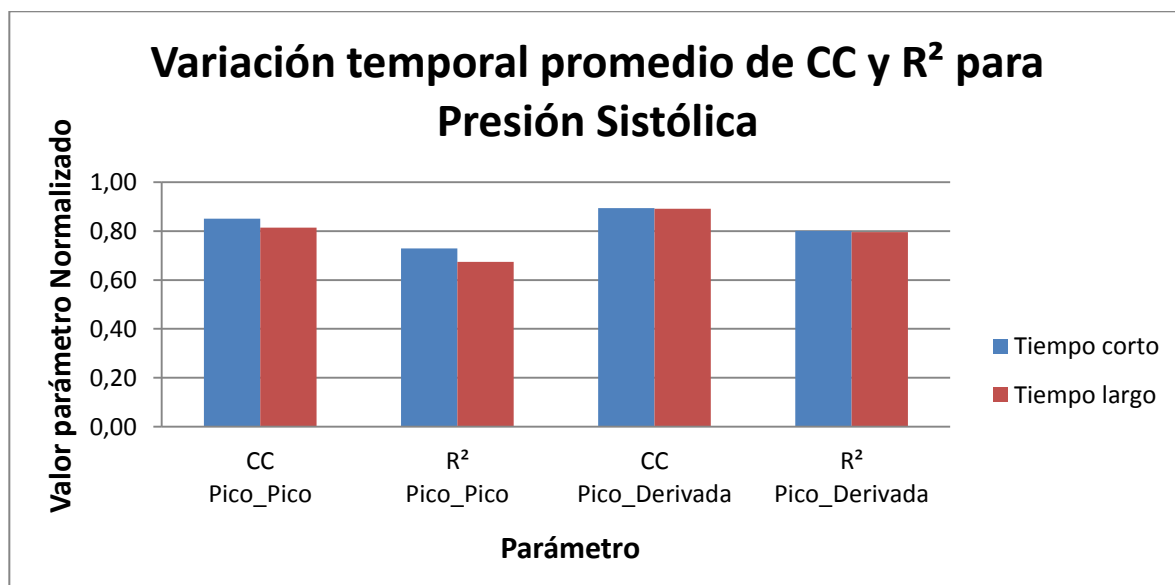
#### 4.1.1 Relación entre la presión arterial sistólica y el PTT

50 pares de datos de PTT y presión arterial sistólica fueron relacionados a través de una regresión lineal. Los rangos de variación para la presión sistólica se muestran en la Tabla 7. Los coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) encontrados para cada paciente son reportados en la Tabla 8. Se puede observar claramente que el signo del coeficiente de correlación es negativo, lo que indica que la relación entre las variables es negativa (aumentos de una representan decrementos de la otra). Así mismo se observa que la variación de estos dos parámetros en tiempos cortos y tiempos largos no es muy grande.

**Tabla 8** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión sistólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.762	58.016	-0.911	83.070	-0.866	74.966	-0.866	74.948
<b>Sujeto 2</b>	-0.722	52.061	-0.794	63.029	-0.567	32.093	-0.893	79.756
<b>Sujeto 3</b>	-0.920	84.613	-0.954	90.923	-0.792	62.711	-0.886	78.494
<b>Sujeto 4</b>	-0.935	87.362	-0.925	85.631	-0.858	73.678	-0.920	84.633
<b>Sujeto 5</b>	-0.923	85.143	-0.925	85.500	-0.877	76.946	-0.908	82.465
<b>Sujeto 6</b>	-0.842	70.845	-0.915	83.789	-0.804	64.576	-0.941	88.496
<b>Sujeto 7</b>	-0.815	66.469	-0.828	68.477	-0.885	78.359	-0.832	69.293
<b>Sujeto 8</b>	-0.890	79.172	-0.895	80.185	-0.868	75.403	-0.887	78.668
<b>Promedio</b>	<b>-0.851</b>	<b>72.960</b>	<b>-0.893</b>	<b>80.076</b>	<b>-0.815</b>	<b>67.341</b>	<b>-0.892</b>	<b>79.594</b>

La Figura 23 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión sistólica. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%. En la gráfica no se observan diferencias significativas en relación al tiempo para pico\_derivada, pero una pequeña disminución de los parámetros de puede ver para pico\_pico.

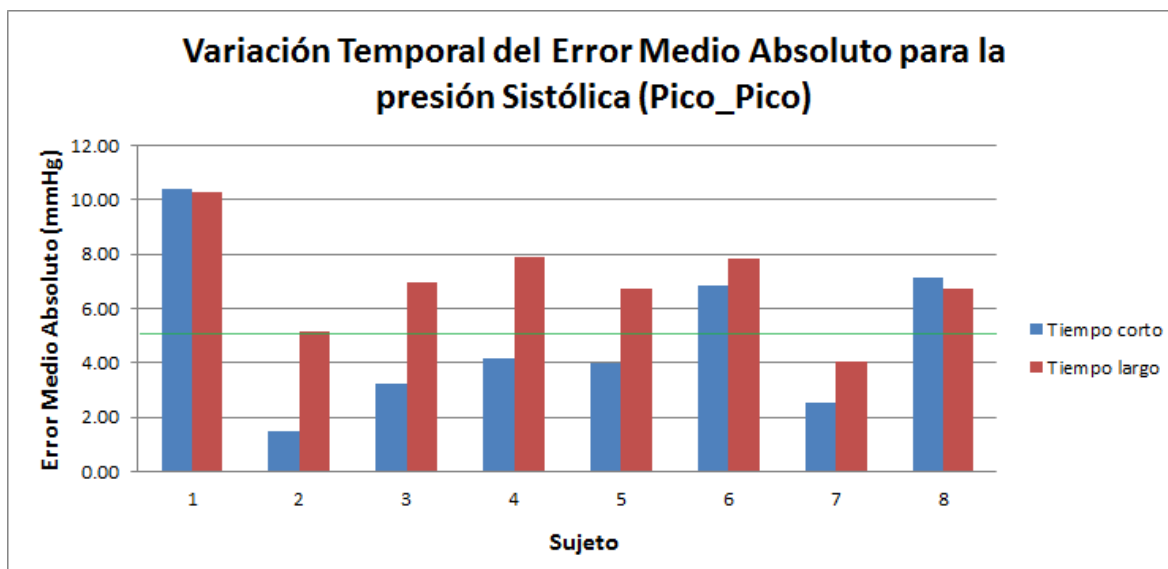


**Figura 23** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión sistólica.

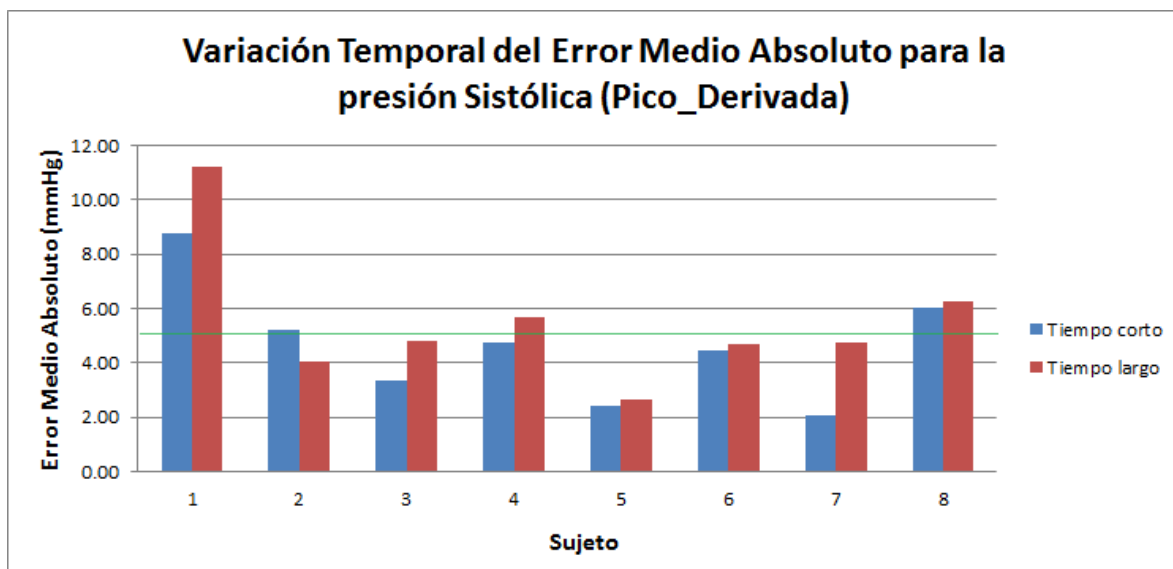
**Tabla 9** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión sistólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	14.546	10.405	10.602	8.747	13.918	10.277	15.948	11.233
<b>Sujeto 2</b>	1.902	1.511	6.347	5.218	6.365	5.184	4.988	4.065
<b>Sujeto 3</b>	4.465	3.248	4.651	3.373	8.358	6.943	6.140	4.794
<b>Sujeto 4</b>	5.335	4.193	5.573	4.733	10.928	7.871	7.490	5.705
<b>Sujeto 5</b>	5.193	4.010	2.972	2.393	8.370	6.714	3.396	2.680
<b>Sujeto 6</b>	8.695	6.849	5.531	4.435	9.307	7.838	6.453	4.706
<b>Sujeto 7</b>	3.372	2.524	2.559	2.070	5.981	4.053	6.079	4.734
<b>Sujeto 8</b>	8.848	7.162	7.673	6.057	9.487	6.754	7.959	6.272

La Tabla 9 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión sistólica realizada para cada sujeto. La Figura 24 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial sistólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 24** Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico\_Pico).

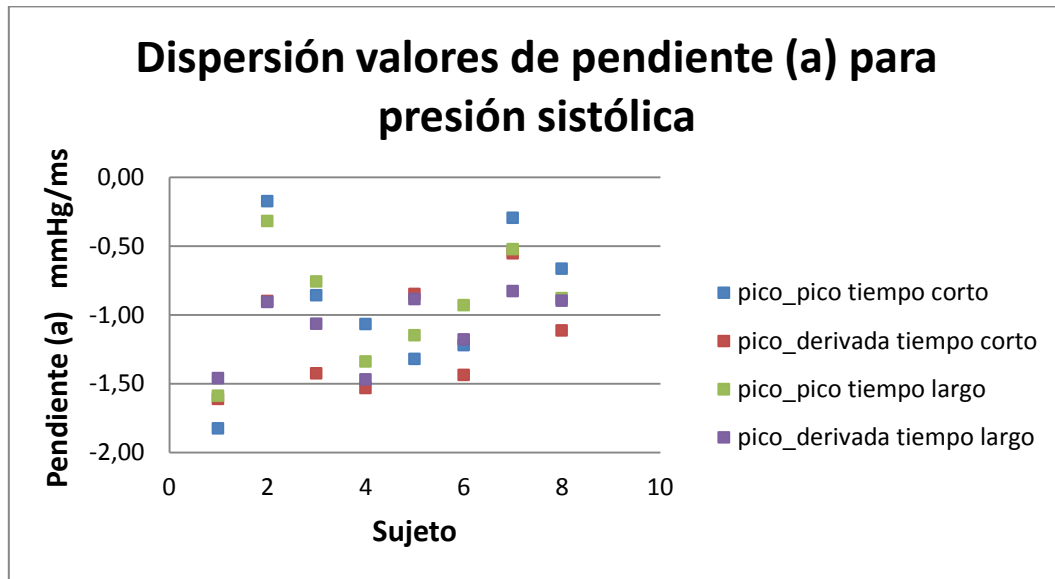


**Figura 25** Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico\_derivada).

La Figura 25 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial sistólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 10 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión sistólica para los 8 sujetos seleccionados a partir de la base de datos MIMIC.

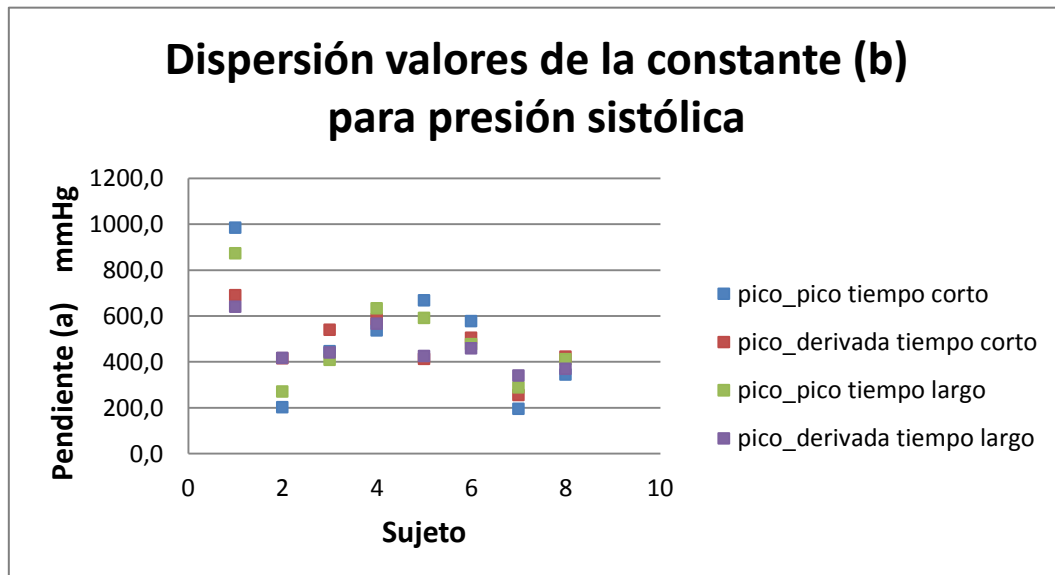
**Tabla 10** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión sistólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	-1.827	983.675	-1.612	689.982	-1.589	872.804	-1.462	640.181
<b>Sujeto 2</b>	-0.176	201.561	-0.902	415.705	-0.320	270.049	-0.909	417.072
<b>Sujeto 3</b>	-0.859	446.497	-1.427	539.933	-0.760	408.263	-1.067	440.347
<b>Sujeto 4</b>	-1.068	536.764	-1.533	585.746	-1.341	633.209	-1.470	565.237
<b>Sujeto 5</b>	-1.322	667.000	-0.851	412.442	-1.151	591.249	-0.888	425.212
<b>Sujeto 6</b>	-1.222	577.461	-1.438	503.994	-0.932	476.606	-1.180	458.986
<b>Sujeto 7</b>	-0.296	195.455	-0.556	254.928	-0.524	288.550	-0.830	339.704
<b>Sujeto 8</b>	-0.667	343.593	-1.114	421.817	-0.880	411.493	-0.900	369.444



**Figura 26** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión sistólica.

La Figura 26 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión sistólica para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 27 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



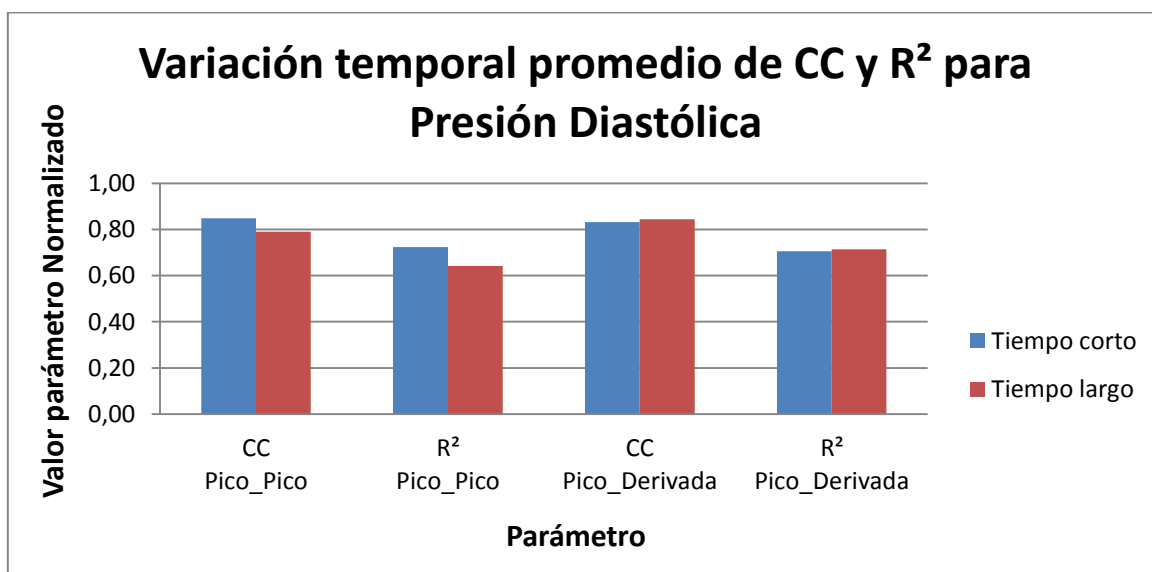
**Figura 27** Dispersión de valores de la constante (b) para presión sistólica.

#### 4.1.2 Relación entre la presión arterial diastólica y el PTT

**Tabla 11** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión diastólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.778	60.520	-0.911	82.928	-0.865	74.897	-0.889	79.097
<b>Sujeto 2</b>	-0.759	57.544	-0.548	30.048	-0.456	20.794	-0.791	62.520
<b>Sujeto 3</b>	-0.910	82.845	-0.930	86.473	-0.834	69.544	-0.889	79.093
<b>Sujeto 4</b>	-0.911	82.927	-0.947	89.745	-0.835	69.696	-0.898	80.556
<b>Sujeto 5</b>	-0.923	85.217	-0.831	69.090	-0.888	78.915	-0.868	75.264
<b>Sujeto 6</b>	-0.881	77.622	-0.918	84.191	-0.722	52.155	-0.840	70.494
<b>Sujeto 7</b>	-0.742	55.015	-0.783	61.333	-0.846	71.490	-0.775	60.137
<b>Sujeto 8</b>	-0.881	77.554	-0.782	61.186	-0.873	76.165	-0.802	64.319
<b>Promedio</b>	<b>-0.848</b>	<b>72.406</b>	<b>-0.831</b>	<b>70.624</b>	<b>-0.790</b>	<b>64.207</b>	<b>-0.844</b>	<b>71.435</b>

La Figura 28 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión diastólica. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%.

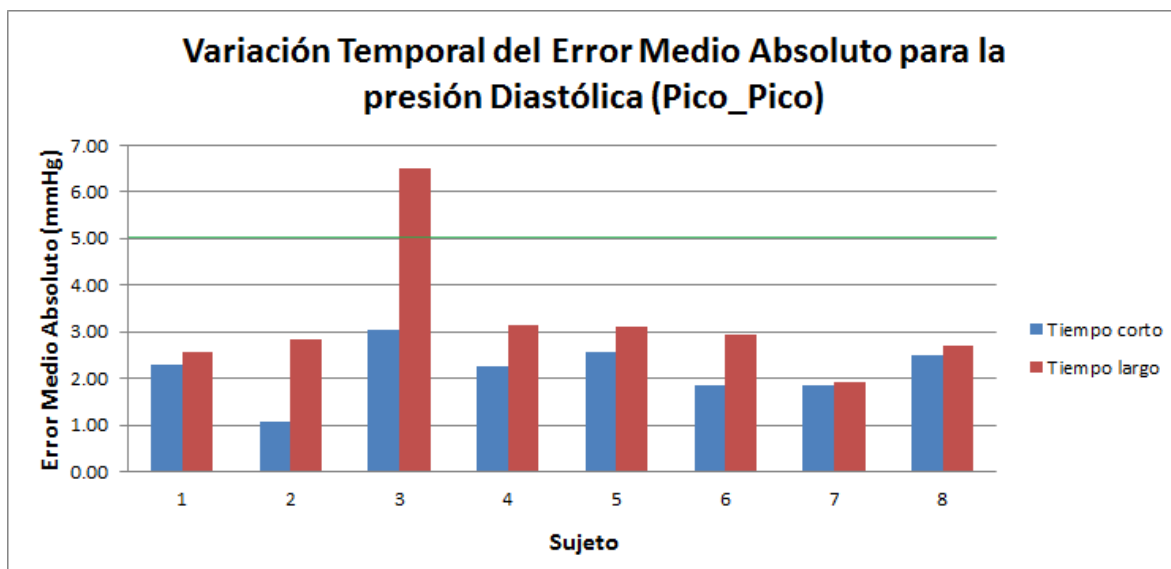


**Figura 28** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión diastólica.

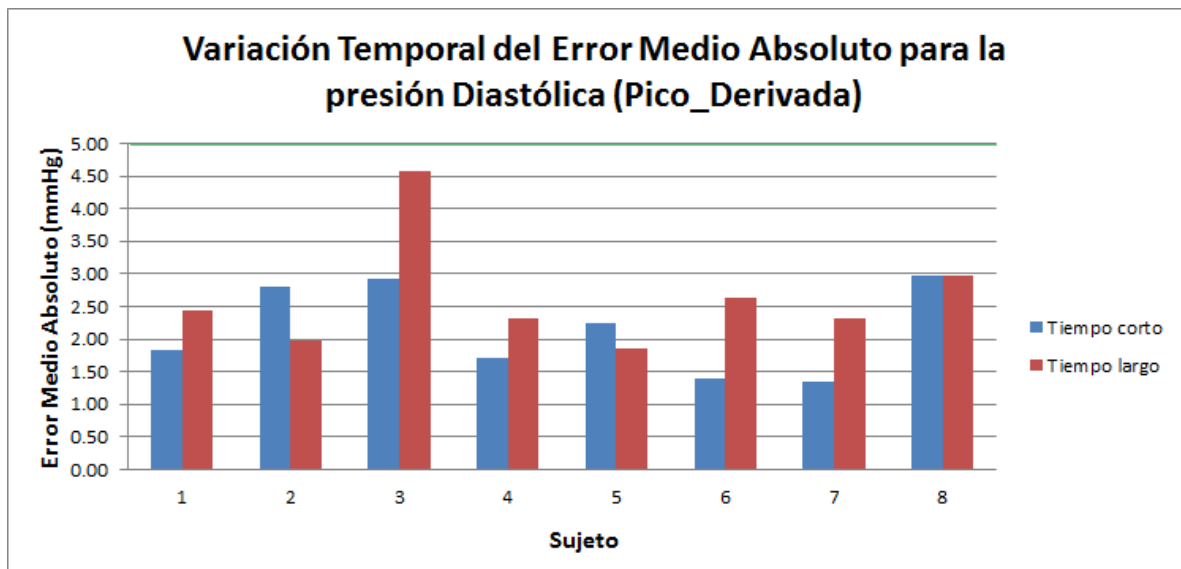
**Tabla 12** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión diastólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	3.206	2.291	2.313	1.828	3.588	2.565	3.532	2.433
<b>Sujeto 2</b>	1.407	1.080	3.457	2.807	3.307	2.840	2.620	1.987
<b>Sujeto 3</b>	3.666	3.036	3.679	2.934	7.643	6.498	5.838	4.571
<b>Sujeto 4</b>	3.039	2.256	2.071	1.704	4.282	3.130	3.064	2.313
<b>Sujeto 5</b>	3.283	2.563	3.082	2.241	4.361	3.102	2.345	1.854
<b>Sujeto 6</b>	2.450	1.848	1.740	1.386	3.585	2.954	3.541	2.634
<b>Sujeto 7</b>	2.242	1.839	1.658	1.350	2.509	1.907	3.309	2.323
<b>Sujeto 8</b>	3.156	2.513	4.183	2.961	3.606	2.690	3.741	2.971

La Tabla 12 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión diastólica realizada para cada sujeto. La Figura 29 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial diastólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 29** Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico\_Pico).



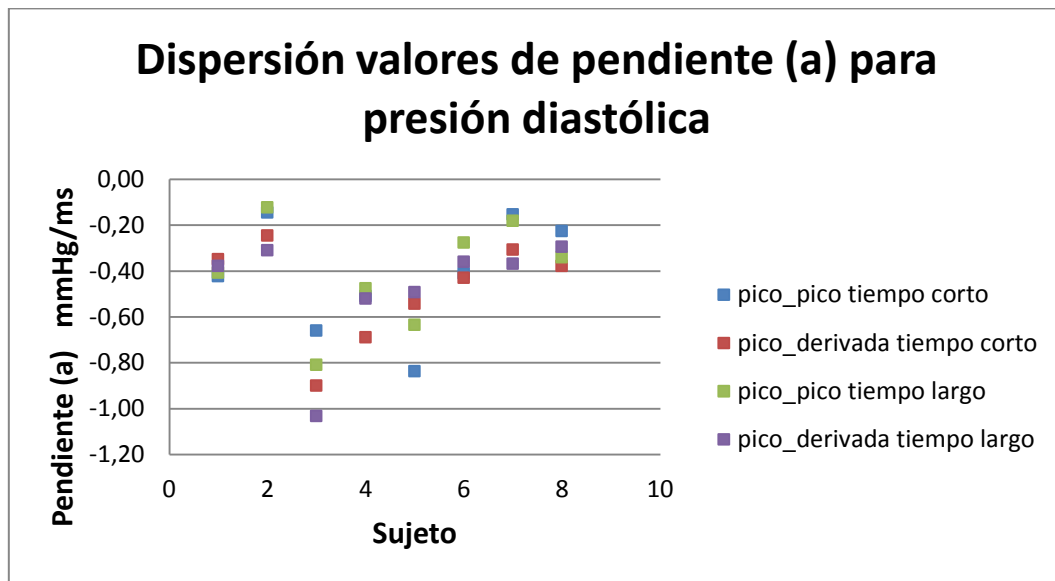
**Figura 30** Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico\_Derivada).

La Figura 30 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial diastólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 13 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión diastólica para los 8 sujetos seleccionados a partir de la base de datos MIMIC.

**Tabla 13** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión diastólica.

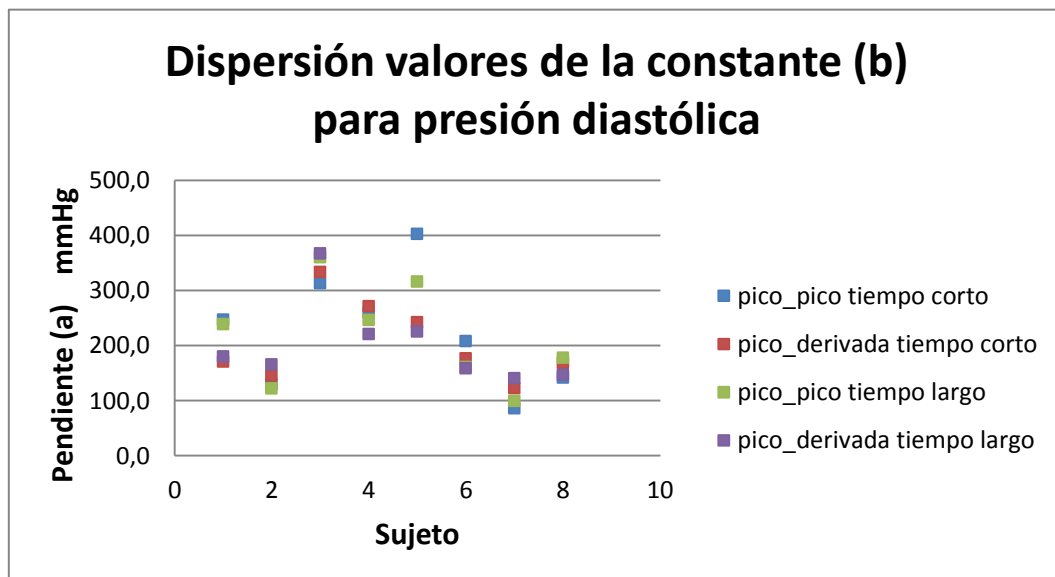
	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.424	246.795	-0.350	170.610	-0.409	238.750	-0.378	180.085
<b>Sujeto 2</b>	-0.145	129.629	-0.247	145.354	-0.124	121.613	-0.311	165.262
<b>Sujeto 3</b>	-0.661	313.255	-0.901	333.108	-0.810	360.320	-1.033	366.796
<b>Sujeto 4</b>	-0.510	259.355	-0.691	270.985	-0.476	246.488	-0.522	220.411
<b>Sujeto 5</b>	-0.838	402.618	-0.543	242.109	-0.635	315.875	-0.493	225.296
<b>Sujeto 6</b>	-0.411	207.800	-0.430	176.643	-0.278	160.687	-0.361	158.232
<b>Sujeto 7</b>	-0.154	85.659	-0.308	122.334	-0.183	99.163	-0.369	140.603
<b>Sujeto 8</b>	-0.227	141.500	-0.379	168.404	-0.342	177.876	-0.296	146.836





**Figura 31** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión diastólica.

La Figura 31 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión diastólica para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 32 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



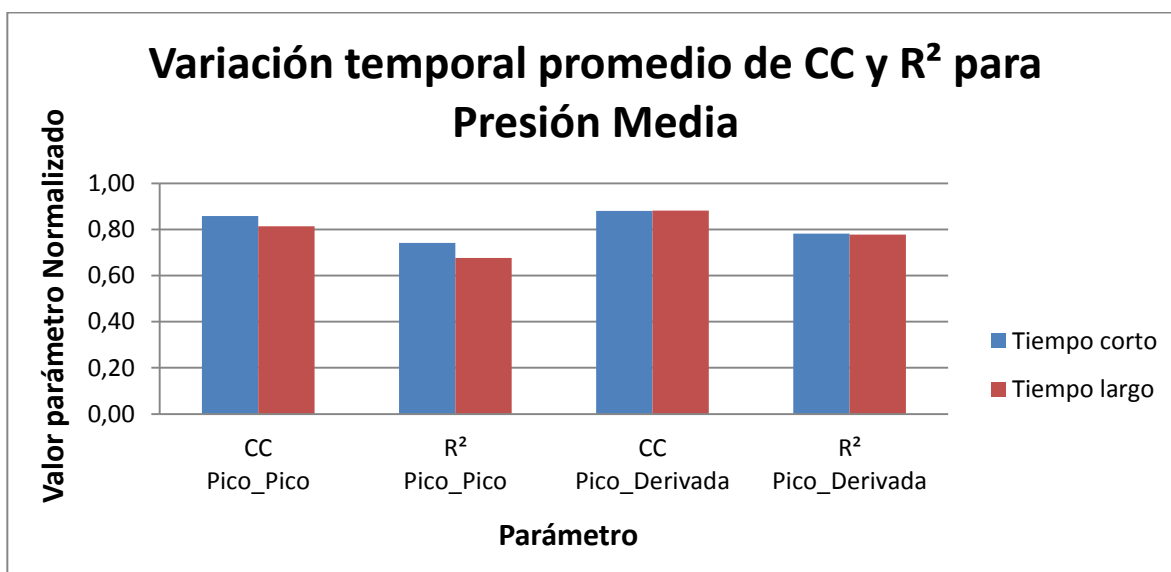
**Figura 32** Dispersión de valores de la constante (b) para presión diastólica.

### 4.1.3 Relación entre la presión arterial media y el PTT

**Tabla 14** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión media.

	Tiempo Corto				Tiempo Largo			
	Pico_Pico		Pico_derivada		Pico_Pico		Pico_derivada	
	CC	$R^2$	CC	$R^2$	CC	$R^2$	CC	$R^2$
<b>Sujeto 1</b>	-0.768	59.026	-0.914	83.470	-0.869	75.527	-0.878	77.133
<b>Sujeto 2</b>	-0.752	56.520	-0.705	49.771	-0.526	27.656	-0.859	73.832
<b>Sujeto 3</b>	-0.937	87.754	-0.968	93.684	-0.830	68.871	-0.901	81.133
<b>Sujeto 4</b>	-0.936	87.681	-0.947	89.589	-0.855	73.024	-0.918	84.339
<b>Sujeto 5</b>	-0.925	85.627	-0.889	79.054	-0.886	78.451	-0.891	79.474
<b>Sujeto 6</b>	-0.861	74.096	-0.920	84.649	-0.782	61.186	-0.910	82.805
<b>Sujeto 7</b>	-0.788	62.145	-0.823	67.699	-0.893	79.682	-0.830	68.875
<b>Sujeto 8</b>	-0.895	80.047	-0.880	77.358	-0.876	76.724	-0.861	74.153
<b>Promedio</b>	<b>-0.858</b>	<b>74.112</b>	<b>-0.881</b>	<b>78.159</b>	<b>-0.814</b>	<b>67.640</b>	<b>-0.881</b>	<b>77.718</b>

La Figura 33 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión media. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%.

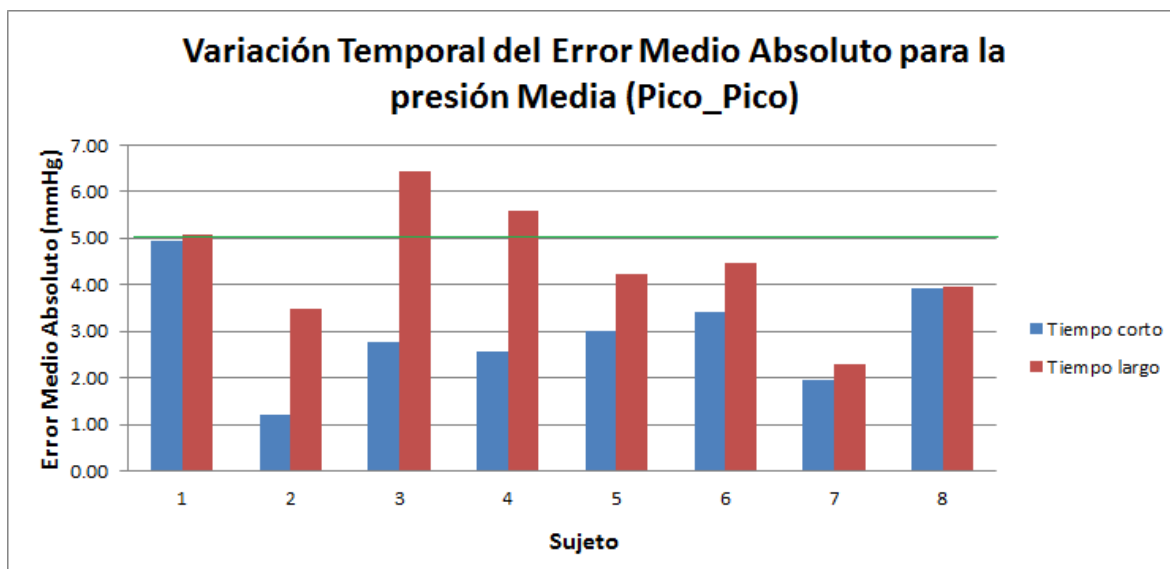


**Figura 33** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión media.

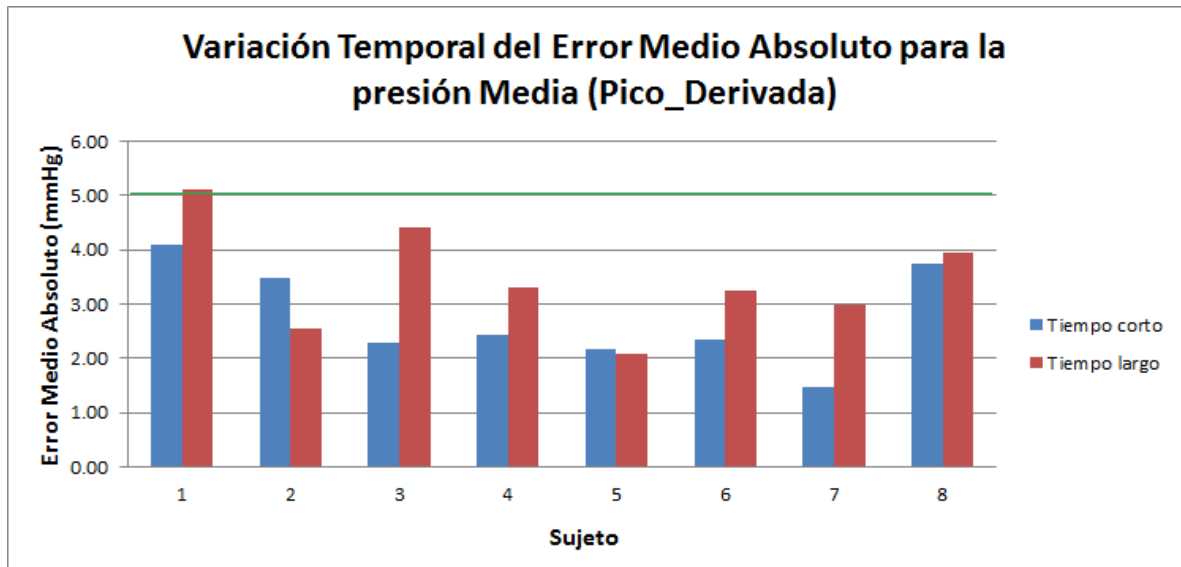
**Tabla 15** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión media.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	6.954	4.942	4.996	4.102	6.922	5.074	7.312	5.119
<b>Sujeto 2</b>	1.537	1.192	4.292	3.493	4.186	3.468	3.308	2.543
<b>Sujeto 3</b>	3.310	2.757	2.884	2.299	7.606	6.444	5.536	4.413
<b>Sujeto 4</b>	3.426	2.573	2.938	2.444	7.082	5.589	4.316	3.305
<b>Sujeto 5</b>	3.851	3.000	2.819	2.177	5.619	4.229	2.633	2.080
<b>Sujeto 6</b>	4.470	3.421	2.925	2.335	5.324	4.478	4.381	3.236
<b>Sujeto 7</b>	2.526	1.945	1.830	1.485	3.253	2.288	3.868	2.984
<b>Sujeto 8</b>	4.824	3.936	4.677	3.742	5.417	3.952	4.985	3.950

La Tabla 15 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión media realizada para cada sujeto. La Figura 34 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial media. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 34** Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico\_Pico).

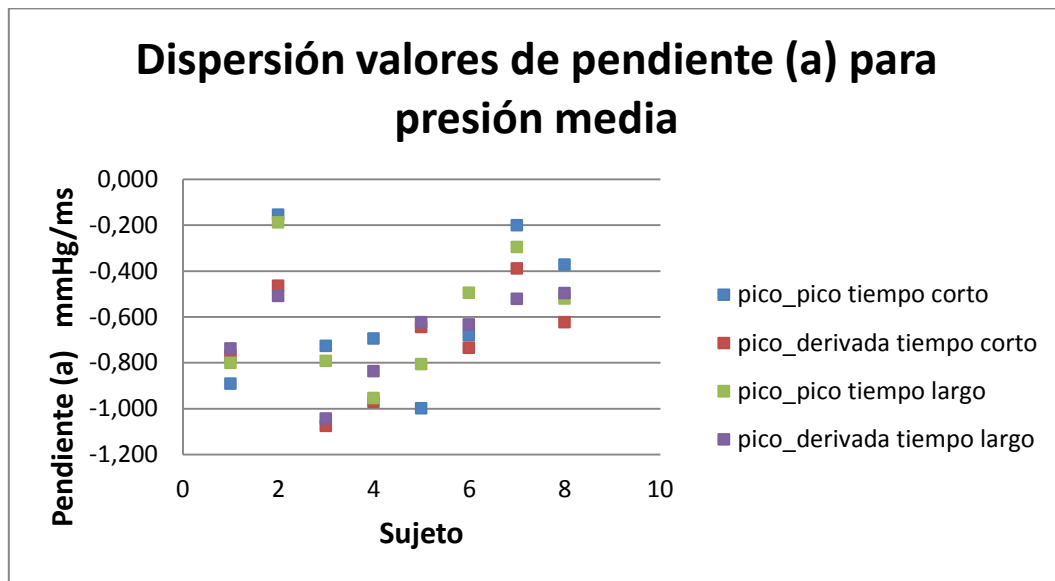


**Figura 35** Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico\_Derivada).

La Figura 35 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial media. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 16 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión media para los 8 sujetos seleccionados a partir de la base de datos MIMIC.

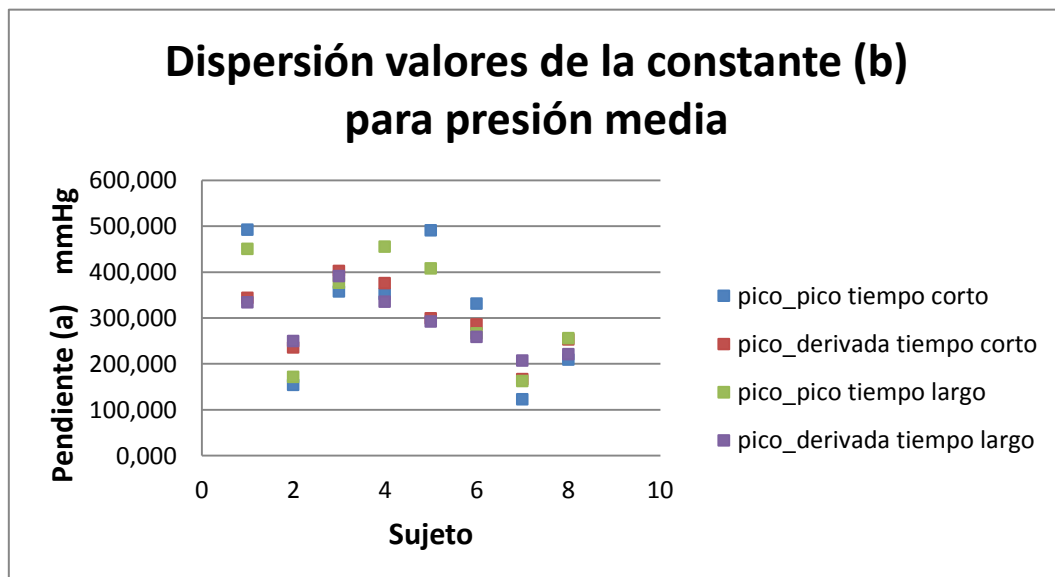
**Tabla 16** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión media.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.892	492.421	-0.771	343.734	-0.802	450.102	-0.740	333.450
<b>Sujeto 2</b>	-0.156	153.606	-0.465	235.471	-0.189	171.092	-0.510	249.199
<b>Sujeto 3</b>	-0.727	357.669	-1.076	402.050	-0.793	376.301	-1.044	391.313
<b>Sujeto 4</b>	-0.696	351.824	-0.971	375.906	-0.955	455.028	-0.838	335.353
<b>Sujeto 5</b>	-1.000	490.745	-0.646	298.887	-0.807	407.666	-0.625	291.934
<b>Sujeto 6</b>	-0.681	331.020	-0.736	285.760	-0.496	265.993	-0.634	258.483
<b>Sujeto 7</b>	-0.201	122.258	-0.390	166.532	-0.297	162.292	-0.523	206.970
<b>Sujeto 8</b>	-0.374	208.865	-0.624	252.875	-0.521	255.748	-0.497	221.039



**Figura 36** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión media.

La Figura 36 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión media para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 37 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



**Figura 37** Dispersión de valores de la constante (b) para presión media.

## 4.2 RELACIÓN ENTRE LA PRESIÓN ARTERIAL Y EL PTT A PARTIR DE UNA NUEVA BASE DE DATOS

Los mismos procedimientos que fueron realizados para el análisis de la base de datos MIMIC fueron implementados para el análisis de la nueva base de datos. Los PTT fueron encontrados a través de las dos metodologías propuestas y su relación con la presión arterial sistólica, diastólica y media fue encontrada. El análisis de tiempo corto y tiempo largo para la relación presión-PTT fue también realizado y todos los parámetros estadísticos propuestos en la sección 3.2.3 fueron hallados. Un promedio de 10 pares de datos de PTT y presión arterial fueron relacionados a través de una regresión lineal para los tiempos largos, mientras que entre 4 y 5 pares fueron utilizados para el tiempo corto. Los rangos de variación de las presiones sistólica y diastólica para cada sujeto se pueden ver en la Tabla 17. Un completo análisis de los resultados obtenidos se plantea en la sección 5, donde se propone además una comparación entre los resultados de la base de datos MIMIC y los que se muestran a continuación.

**Tabla 17** Rango de variación de la presión arterial para cada sujeto de la nueva base de datos.

	<i>Sistólica Min</i>	<i>Sistólica Max</i>	<i>Diastólica Min</i>	<i>Diastólica Max</i>
<i>Sujeto 1</i>	97	145	63	75
<i>Sujeto 2</i>	115	151	78	92
<i>Sujeto 3</i>	105	127	62	72
<i>Sujeto 4</i>	101	154	60	81
<i>Sujeto 5</i>	106	187	67	89
<i>Sujeto 6</i>	109	155	79	101
<i>Sujeto 7</i>	95	153	49	70

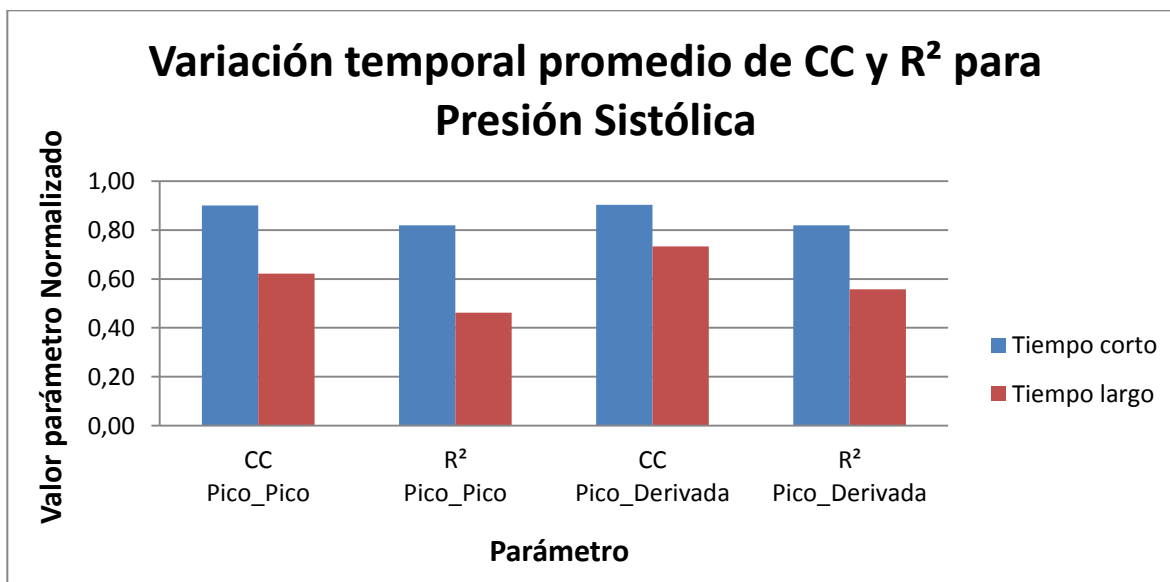
### 4.2.1 Relación entre la presión arterial sistólica y el PTT

Los rangos de variación para la presión sistólica se muestran en la Tabla 17. Los coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) encontrados para cada paciente son reportados en la Tabla 18. Se puede observar claramente que el signo del coeficiente de correlación es negativo al igual que el encontrado para la base de datos MIMIC, lo que indica que la relación entre las variables es también negativa.

**Tabla 18** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión sistólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.989	97.903	-0.980	96.030	-0.632	39.954	-0.706	49.807
<b>Sujeto 2</b>	-0.883	78.036	-0.856	73.219	-0.507	25.669	-0.446	19.921
<b>Sujeto 3</b>	-0.934	87.284	-0.974	94.798	-0.842	70.945	-0.843	71.063
<b>Sujeto 4</b>	-0.930	86.551	-0.876	76.743	-0.705	49.682	-0.672	45.197
<b>Sujeto 5</b>	-0.952	90.663	-0.957	91.565	-0.938	88.006	-0.940	88.335
<b>Sujeto 6</b>	-0.678	45.978	-0.805	64.754	-0.026	0.066	-0.781	60.986
<b>Sujeto 7</b>	-0.935	87.394	-0.874	76.392	-0.699	48.864	-0.742	55.129
<b>Promedio</b>	<b>-0.900</b>	<b>81.973</b>	<b>-0.903</b>	<b>81.929</b>	<b>-0.621</b>	<b>46.169</b>	<b>-0.733</b>	<b>55.777</b>

La Figura 38 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión sistólica. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%.

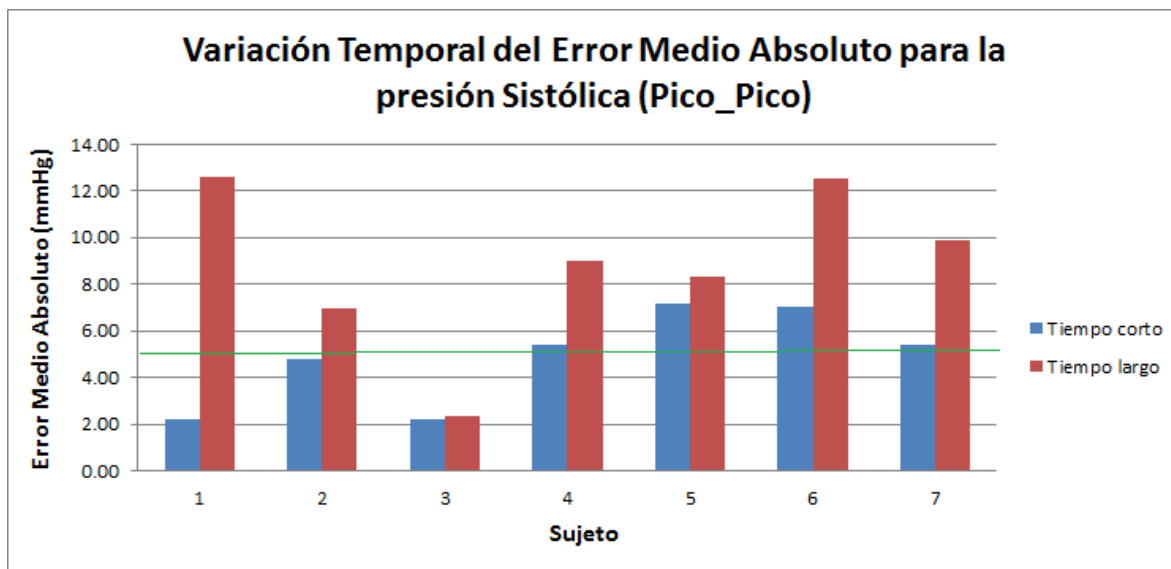


**Figura 38** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión sistólica.

**Tabla 19** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión sistólica.

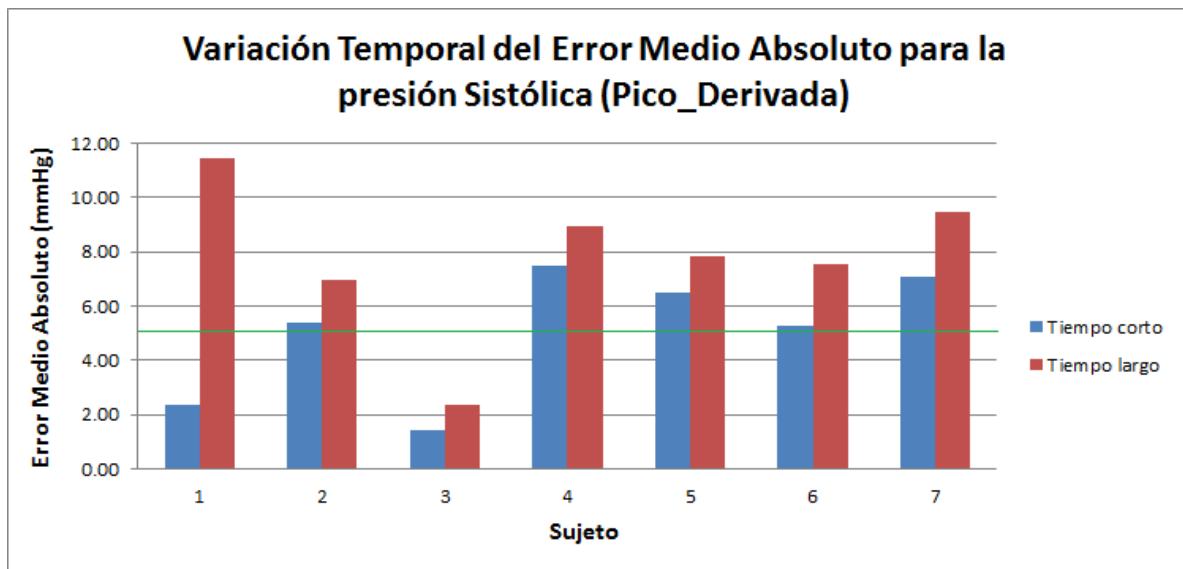
	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	3.152	2.234	4.337	2.341	14.819	12.580	13.549	11.416
<b>Sujeto 2</b>	8.012	4.777	8.847	5.371	9.718	6.936	10.087	6.964
<b>Sujeto 3</b>	3.756	2.215	2.402	1.445	4.143	2.331	4.135	2.355
<b>Sujeto 4</b>	9.371	5.385	12.324	7.483	13.097	8.980	13.668	8.965
<b>Sujeto 5</b>	9.481	7.144	9.012	6.487	9.900	8.334	9.763	7.824
<b>Sujeto 6</b>	10.388	7.057	8.390	5.268	16.726	12.559	10.451	7.555
<b>Sujeto 7</b>	8.414	5.389	11.515	7.094	13.913	9.883	13.033	9.484

La Tabla 19 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión sistólica realizada para cada sujeto. La Figura 39 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial sistólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 39** Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico\_Pico).



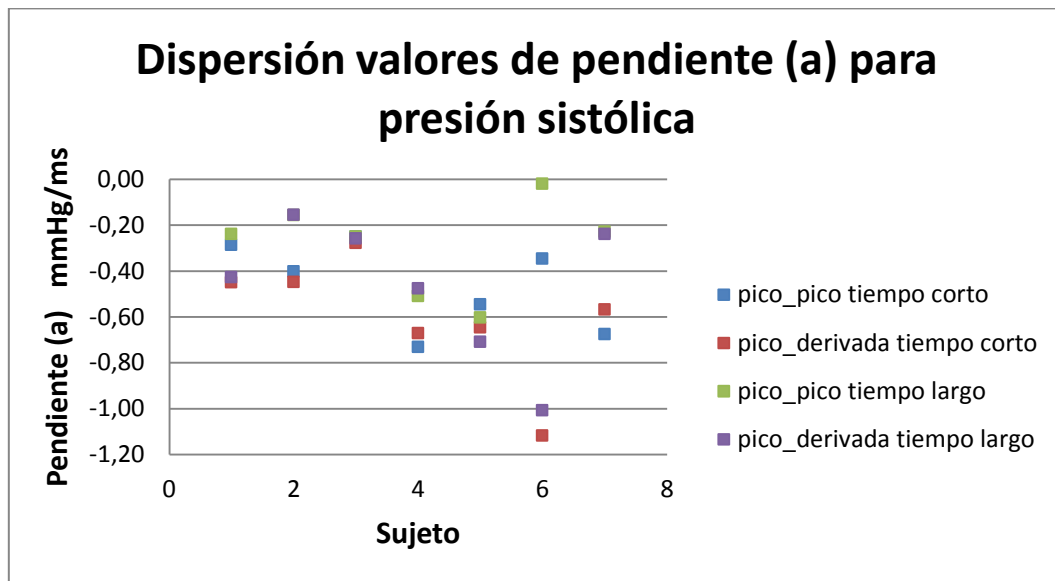


**Figura 40** Variación temporal del error medio absoluto para la presión sistólica (Pico\_Derivada).

La Figura 40 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial sistólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 20 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión sistólica para los 7 sujetos pertenecientes a la nueva base de datos.

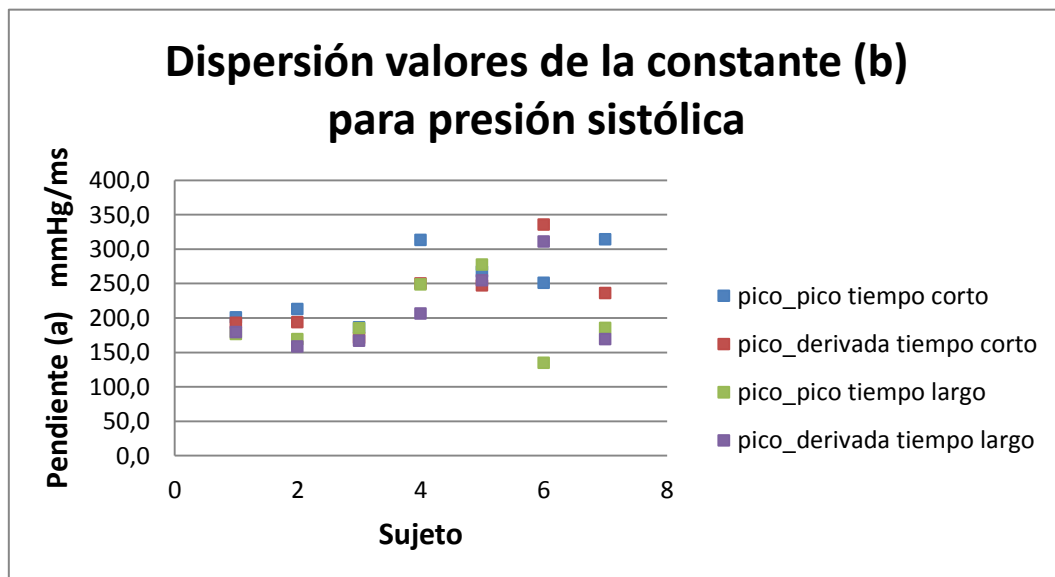
**Tabla 20** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión sistólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.287	200.850	-0.450	192.767	-0.240	176.725	-0.428	179.133
<b>Sujeto 2</b>	-0.403	212.729	-0.449	193.789	-0.158	168.866	-0.157	158.425
<b>Sujeto 3</b>	-0.250	186.217	-0.278	170.828	-0.251	185.068	-0.260	166.587
<b>Sujeto 4</b>	-0.732	313.136	-0.672	249.888	-0.510	248.680	-0.477	206.132
<b>Sujeto 5</b>	-0.546	266.978	-0.647	247.345	-0.603	277.341	-0.710	254.808
<b>Sujeto 6</b>	-0.346	250.978	-1.118	335.401	-0.020	134.626	-1.009	310.840
<b>Sujeto 7</b>	-0.676	313.977	-0.569	236.188	-0.229	185.319	-0.239	169.221



**Figura 41** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión sistólica.

La Figura 41 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión sistólica para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 42 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



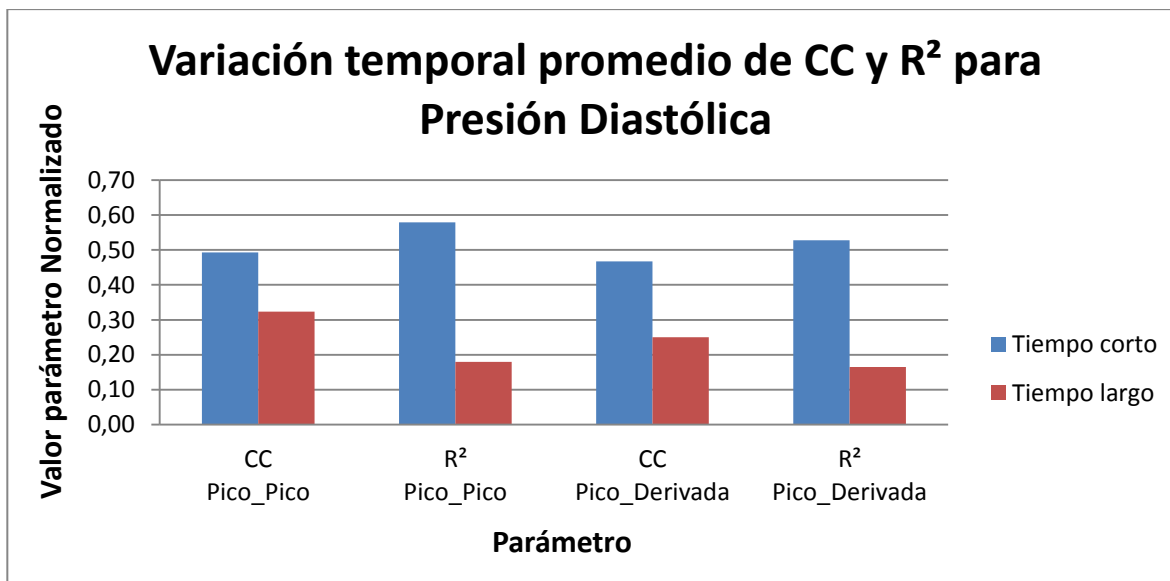
**Figura 42** Dispersión de valores de la constante (b) para presión sistólica.

#### 4.2.2 Relación entre la presión arterial diastólica y el PTT

**Tabla 21** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión diastólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<b>Sujeto 1</b>	0.093	0.871	-0.007	0.005	0.122	1.487	0.002	0.000
<b>Sujeto 2</b>	-0.802	64.276	-0.861	74.103	-0.412	17.007	-0.399	15.942
<b>Sujeto 3</b>	-0.673	45.360	-0.601	36.073	-0.507	25.736	-0.313	9.825
<b>Sujeto 4</b>	-0.983	96.556	-0.953	90.756	-0.355	12.612	-0.350	12.237
<b>Sujeto 5</b>	-0.812	65.940	-0.802	64.278	-0.787	61.988	-0.760	57.690
<b>Sujeto 6</b>	-0.938	88.065	-0.747	55.771	-0.068	0.464	-0.280	7.837
<b>Sujeto 7</b>	0.664	44.105	0.698	48.681	-0.255	6.525	0.347	12.062
<b>Promedio</b>	<b>-0.493</b>	<b>57.882</b>	<b>-0.467</b>	<b>52.810</b>	<b>-0.323</b>	<b>17.974</b>	<b>-0.250</b>	<b>16.514</b>

La Figura 43 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión diastólica. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%.

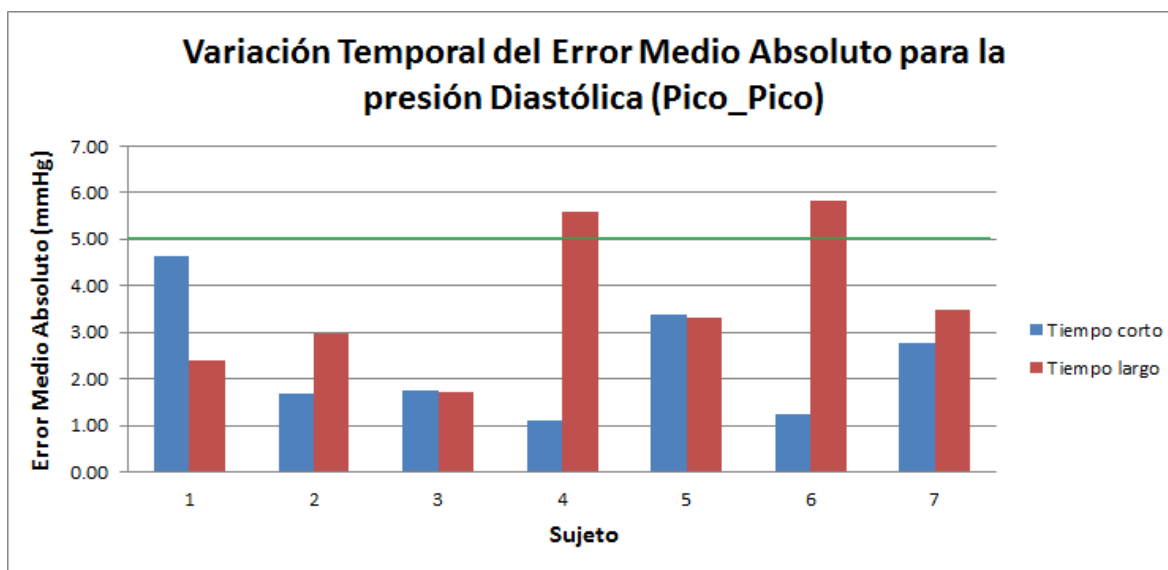


**Figura 43** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión diastólica.

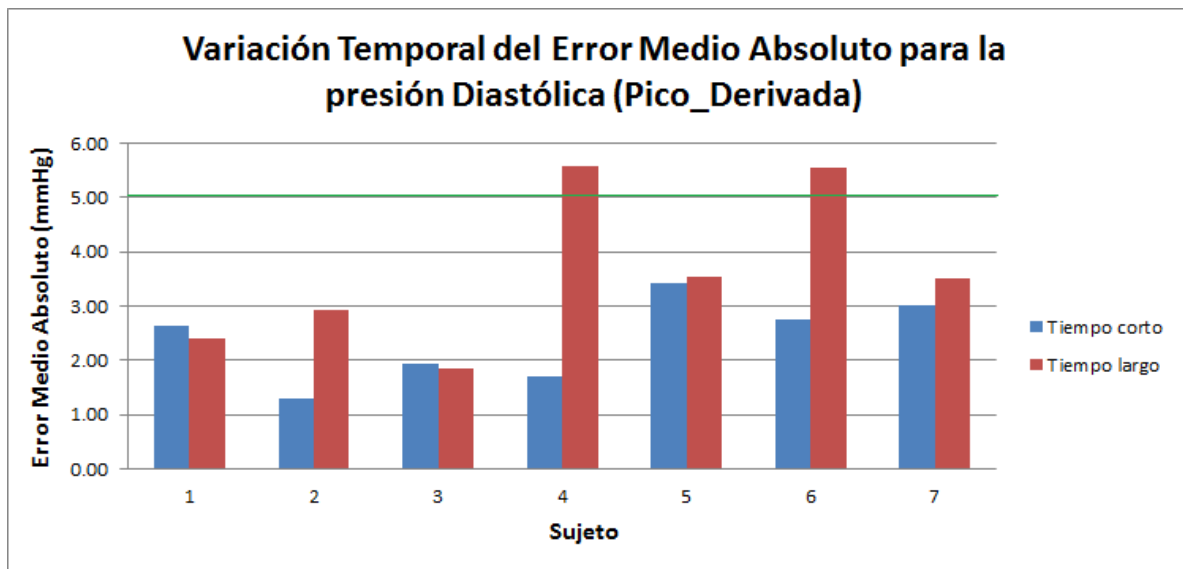
**Tabla 22** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión diastólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	74.643	4.628	4.647	2.641	3.680	2.390	3.708	2.395
<b>Sujeto 2</b>	2.517	1.677	2.143	1.303	4.200	2.970	4.226	2.933
<b>Sujeto 3</b>	2.528	1.742	2.723	1.940	2.500	1.717	2.754	1.863
<b>Sujeto 4</b>	1.869	1.110	3.061	1.696	7.013	5.579	7.028	5.572
<b>Sujeto 5</b>	5.044	3.369	5.166	3.427	4.410	3.299	4.653	3.532
<b>Sujeto 6</b>	2.034	1.238	3.916	2.746	8.136	5.842	7.829	5.533
<b>Sujeto 7</b>	4.861	2.767	4.657	3.029	5.659	3.495	5.489	3.521

La Tabla 22 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión diastólica realizada para cada sujeto. La Figura 44 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial diastólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 44** Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico\_Pico).

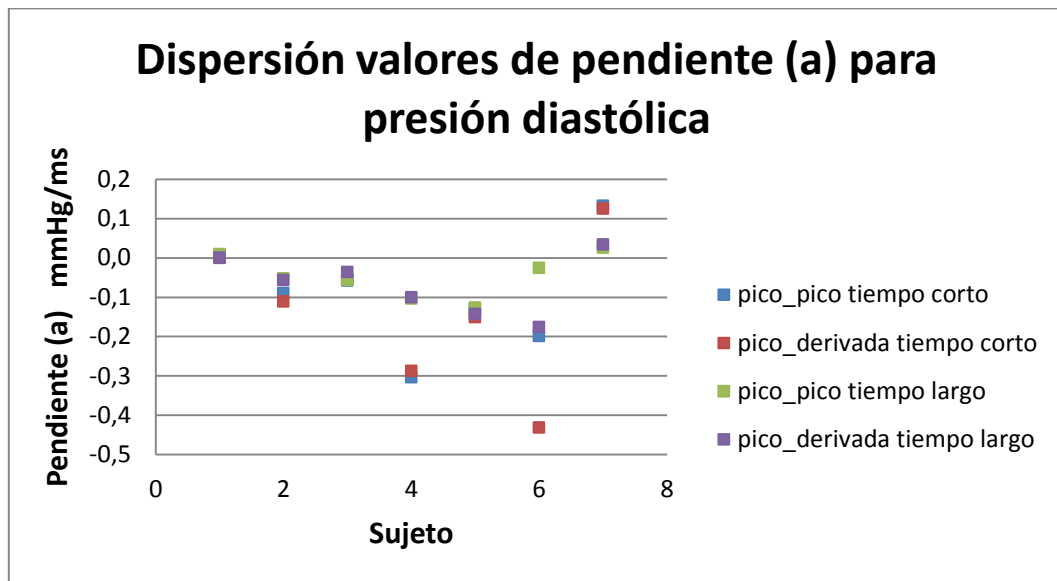


**Figura 45** Variación temporal del error medio absoluto para la presión diastólica (Pico\_Derivada).

La Figura 45 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial diastólica. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 23 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión diastólica para los 7 sujetos pertenecientes a la nueva base de datos.

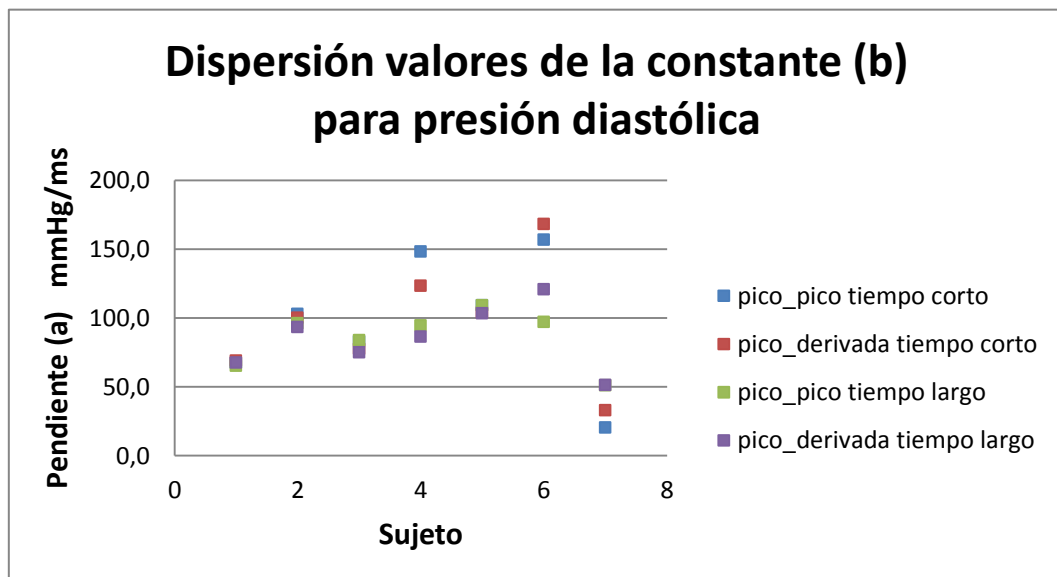
**Tabla 23** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión diastólica.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	0.006	67.240	-0.001	68.912	0.009	65.193	0.000	67.522
<b>Sujeto 2</b>	-0.090	102.821	-0.111	100.018	-0.053	96.107	-0.057	93.387
<b>Sujeto 3</b>	-0.058	82.982	-0.055	77.577	-0.057	83.763	-0.036	75.096
<b>Sujeto 4</b>	-0.305	148.300	-0.288	123.405	-0.104	94.488	-0.101	86.304
<b>Sujeto 5</b>	-0.130	109.222	-0.151	104.130	-0.127	109.085	-0.144	103.428
<b>Sujeto 6</b>	-0.200	156.910	-0.432	168.168	-0.026	97.049	-0.176	120.687
<b>Sujeto 7</b>	0.132	20.321	0.125	32.844	0.025	51.134	0.034	51.281



**Figura 46** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión diastólica.

La Figura 46 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión diastólica para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 47 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



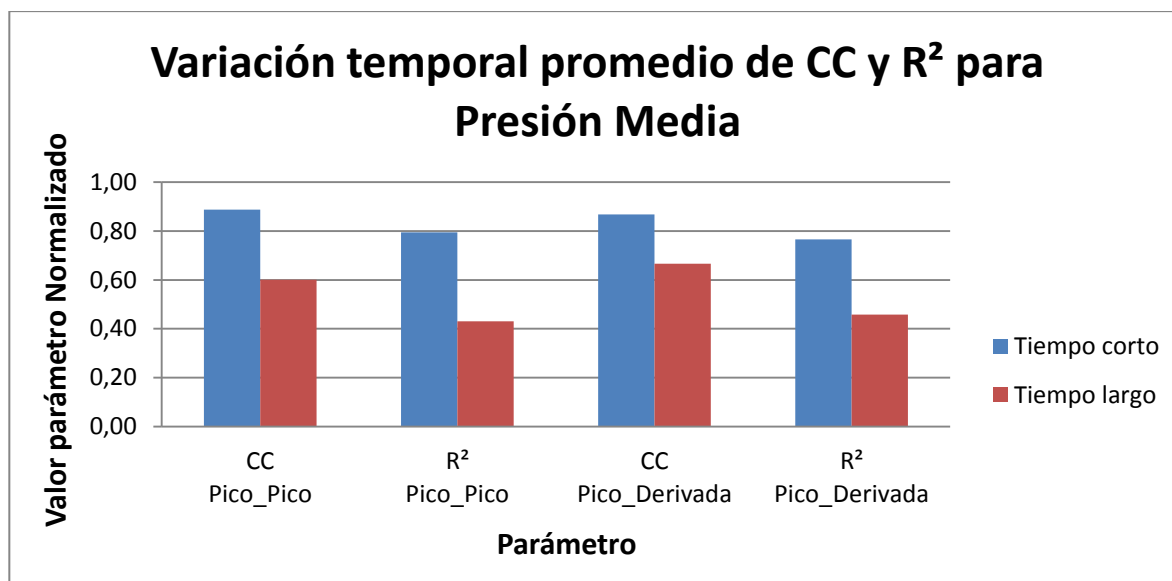
**Figura 47** Dispersión de valores de la constante (b) para presión diastólica.

#### 4.2.3 Relación entre la presión arterial media y el PTT

**Tabla 24** Coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) para la regresión PTT- presión media.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>	<i>CC</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.861	74.079	-0.891	79.399	-0.501	25.060	-0.604	36.421
<b>Sujeto 2</b>	-0.972	94.564	-0.974	94.775	-0.602	36.191	-0.551	30.354
<b>Sujeto 3</b>	-0.940	88.304	-0.934	87.306	-0.859	73.723	-0.757	57.242
<b>Sujeto 4</b>	-0.961	92.270	-0.917	84.028	-0.600	35.992	-0.578	33.368
<b>Sujeto 5</b>	-0.931	86.694	-0.930	86.569	-0.925	85.523	-0.916	83.970
<b>Sujeto 6</b>	-0.829	68.699	-0.810	65.624	-0.053	0.278	-0.603	36.371
<b>Sujeto 7</b>	-0.717	51.376	-0.617	38.091	-0.668	44.609	-0.653	42.698
<b>Promedio</b>	<b>-0.887</b>	<b>79.426</b>	<b>-0.868</b>	<b>76.542</b>	<b>-0.601</b>	<b>43.054</b>	<b>-0.666</b>	<b>45.775</b>

La Figura 48 muestra la variación promedio de los CC y  $R^2$  encontrados para cada sujeto luego de haber realizado las regresiones lineales entre PTT y la presión media. En el eje (y) se muestra el valor normalizado para cada uno de los parámetros mencionados, de modo que para  $R^2$  la unidad representa un valor del 100%.

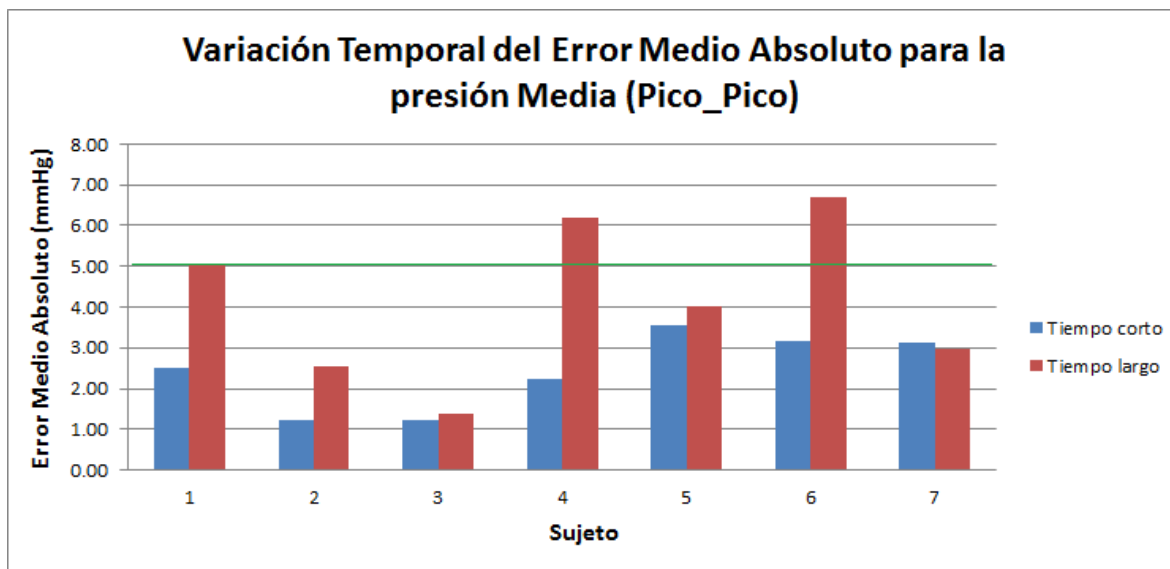


**Figura 48** Variación temporal promedio de CC y  $R^2$  para presión media.

**Tabla 25** Desviación estándar (SD) y error medio absoluto (EMA) para la regresión PTT-presión media.

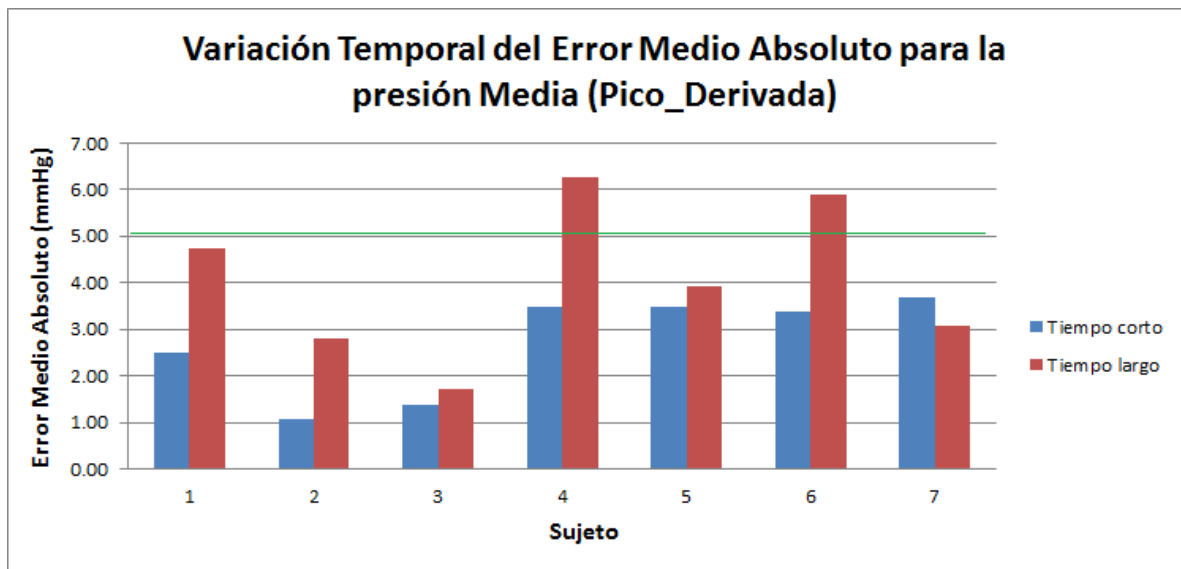
	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>	<i>SD</i>	<i>EMA</i>
<b>Sujeto 1</b>	4.075	2.495	3.633	2.499	6.447	5.074	5.938	4.727
<b>Sujeto 2</b>	1.747	1.235	1.712	1.088	4.211	2.527	4.399	2.810
<b>Sujeto 3</b>	1.750	1.235	1.823	1.378	1.874	1.397	2.391	1.725
<b>Sujeto 4</b>	4.203	2.239	6.041	3.466	8.154	6.188	8.319	6.275
<b>Sujeto 5</b>	5.691	3.535	5.718	3.467	5.222	4.019	5.495	3.909
<b>Sujeto 6</b>	4.643	3.159	4.865	3.381	9.732	6.693	7.774	5.887
<b>Sujeto 7</b>	4.384	3.109	4.947	3.703	3.941	2.972	4.008	3.065

La Tabla 15 muestra los resultados correspondientes a la desviación estándar (SD) y el error medio absoluto (EMA) para la regresión lineal entre PTT y la presión media realizada para cada sujeto. La Figura 49 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_pico y la presión arterial media. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg.



**Figura 49** Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico\_Pico).



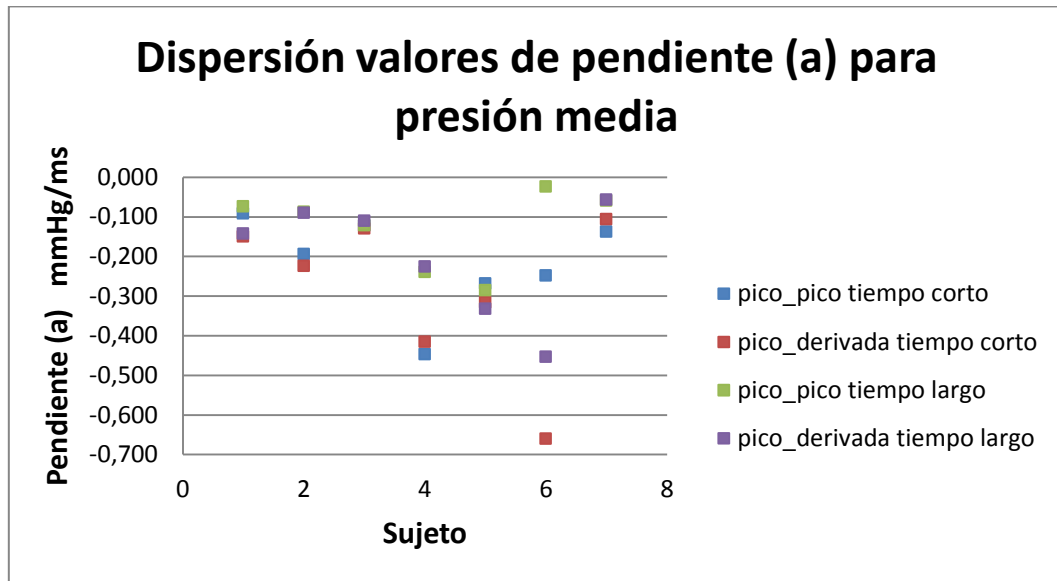


**Figura 50** Variación temporal del error medio absoluto para la presión media (Pico\_Derivada).

La Figura 50 muestra la variación temporal del error medio absoluto para la regresión entre PTT\_pico\_derivada y la presión arterial media. La línea verde horizontal permite visualizar los valores que superan los 5mmHg. La Tabla 26 muestra los valores de la pendiente (a) y la constante (b) para la regresión lineal entre el PTT y la presión media para los 7 sujetos pertenecientes a la nueva base de datos.

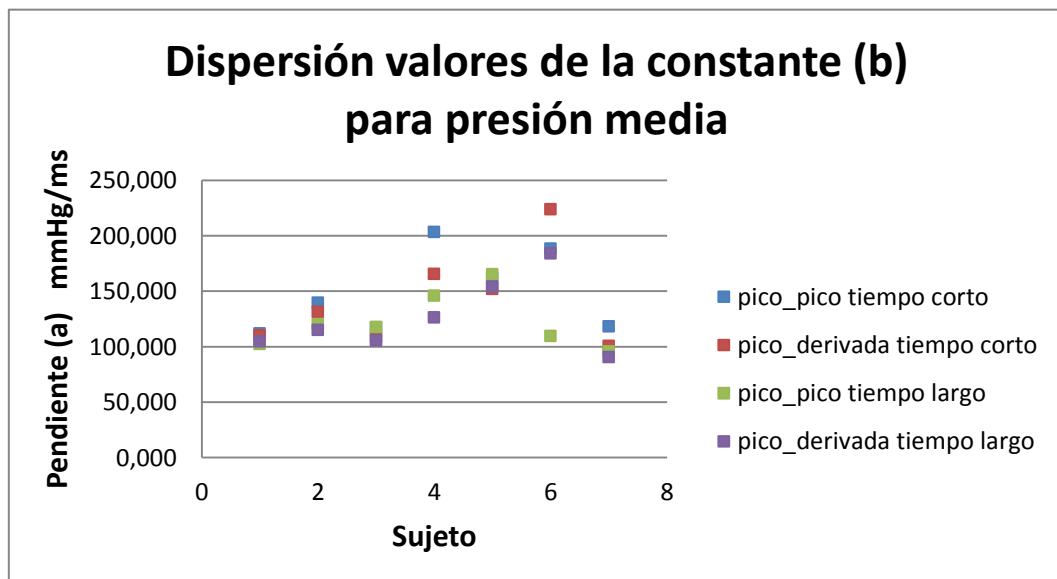
**Tabla 26** Pendiente (a) y constante (b) para la regresión PTT-presión media.

	<i>Tiempo Corto</i>				<i>Tiempo Largo</i>			
	<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>		<i>Pico_Pico</i>		<i>Pico_derivada</i>	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
<b>Sujeto 1</b>	-0.092	111.777	-0.150	110.197	-0.074	102.370	-0.143	104.726
<b>Sujeto 2</b>	-0.194	139.457	-0.224	131.275	-0.088	120.360	-0.090	115.066
<b>Sujeto 3</b>	-0.122	117.394	-0.130	108.661	-0.122	117.531	-0.111	105.593
<b>Sujeto 4</b>	-0.447	203.245	-0.416	165.566	-0.240	145.885	-0.226	126.247
<b>Sujeto 5</b>	-0.269	161.808	-0.316	151.868	-0.286	165.170	-0.332	153.888
<b>Sujeto 6</b>	-0.249	188.266	-0.661	223.913	-0.024	109.574	-0.454	184.071
<b>Sujeto 7</b>	-0.138	118.206	-0.107	100.625	-0.060	95.862	-0.057	90.594



**Figura 51** Dispersión de valores de pendiente (a) para presión media.

La Figura 51 muestra la dispersión de los valores de pendiente (a) encontrados a través de la regresión lineal entre PTT y la presión media para cada sujeto. Entre tanto, la Figura 52 muestra la dispersión de los valores de la constante (b) hallados para cada sujeto.



**Figura 52** Dispersión de valores de la constante (b) para presión media.

## 5 DISCUSIÓN

Un análisis detenido de los resultados encontrados, tanto en la base de datos MIMIC como en la nueva base de datos adquirida, permiten identificar ciertas tendencias remarcables de la relación PTT-presión arterial. A continuación se propone una discusión de los resultados desde varios puntos de vista, a través de los cuales es posible hacer un análisis detallado de las metodologías implementadas para el cálculo del PTT, la variación temporal e inter-sujeto de la relación PTT-presión arterial, así como una comparación de los resultados entre ambas bases de datos.

### 5.1 Metodologías para el cálculo de PTT

Las 2 metodologías para el cálculo del PTT (`pico_pico` y `pico_derivada`) fueron utilizadas de manera satisfactoria en los sujetos de ambas bases de datos. En términos generales se encontró un mejor desempeño del tiempo de tránsito de pulso `pico_derivada`, calculado como el lapso de tiempo entre la onda R del electrocardiograma y el punto de máxima pendiente de subida de la onda fotopletoislográfica.

Para la relación lineal entre PTT y la presión sistólica a través de la base de datos MIMIC, se encontró una variación significativa de los coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ) promedio en relación con las dos formas de cálculo para el PTT (véase Figura 23). Mediante la metodología `pico_derivada` en el análisis de tiempo corto se encontró un  $CC=-0.89$  y  $R^2=80\%$ , mientras que con la metodología `pico_pico` un  $CC=-0.85$  y  $R^2=73\%$ , lo que demuestra una evidente una disminución de ambos parámetros en la metodología `pico_pico`. Esta disminución fue observada también en el análisis de tiempo largo para la presión arterial sistólica, en el cual un decremento del 8% para CC y del 12% para  $R^2$  fueron encontrados. De manera similar, la presión diastólica mostro una disminución de estos parámetros en el tiempo largo (5% para CC y 7% para  $R^2$ ), mientras que no hubo una diferencia significativa en el tiempo corto (véase Figura 28). En cuanto a la presión media se puede decir que la misma tendencia de disminución se mantuvo ( $CC=2\%$  y  $R^2=4\%$  en tiempo corto,  $CC=8\%$  y  $R^2=10\%$  en tiempo largo).

En cuanto a los resultados encontrados a través de la nueva base de datos, no se evidenció una tendencia similar a la encontrada a partir de la base de datos MIMIC. En los resultados correspondientes a la presión sistólica para el tiempo corto, CC y  $R^2$  promedio no presentaron variación alguna mediante el uso de las dos metodologías de cálculo del PTT. Sin embargo, en el tiempo largo se observó un mejor desempeño de `pico_derivada` ( $CC=-0.73$ ,  $R^2=58\%$ ) en comparación con `pico_pico` ( $CC=-0.62$ ,  $R^2=46\%$ ) (Véase Figura 38). En cuanto a la presión diastólica, el método `pico_pico` presentó mejor

desempeño tanto en tiempo corto como en tiempo largo, aunque la diferencia no fue muy significativa (disminución  $CC=11\%$ ,  $R^2=5\%$  en tiempo corto y  $CC=7\%$ ,  $R^2=2\%$  en tiempo largo) (véase Figura 43). Para la presión media los resultados son repartidos, habiendo un mejor desempeño del método `pico_pico` en el tiempo corto, mientras que para tiempo largo el método `pico_derivada` evidenció mejores resultados (véase Figura 48). Sin embargo, estas variaciones no fueron muy significativas y se puede considerar que el desempeño de ambas fue muy parecido.

Todavía no hay un consenso generalizado dentro las investigaciones relacionadas con el PTT y la presión arterial acerca de cual de estas metodologías presenta un mejor desempeño. Muchos autores han reportado el cálculo del PTT a través de la metodología `pico_pico` y han observado buenos resultados (Zhang, 2010), (Espina, Falck, & Jens, 2006), mientras que otros en cambio han reportado relaciones significativas entre el PTT y la presión arterial mediante usando la metodología `pico_derivada` (Hyun, Ko Keun, Jung, & Boreom, 2010), (Heiko, Detlef, Gert, & Andreas, 2011), (Cattivelli & Garudadri, 2009), (Masé, Mattei, Cucino, Faes, & Nollo, 2010), (Youngzoon, & Jung H., & Gilwon, 2009). Los resultados obtenidos muestran que a la hora de elegir una de las anteriores metodologías, es recomendable hacerlo por el cálculo `pico_derivada`. En términos fisiológicos, el pico de la onda de fotopletografía representa el instante de tiempo en el que se registró el mayor volumen de sangre en el dedo en el correspondiente ciclo cardiaco. Entre tanto, el punto de máxima pendiente representa el instante de tiempo en el que la variación de este volumen logro su valor más alto. Desde el punto de vista fisiológico no se vislumbra una explicación consistente de porque `pico_derivada` presente mejor desempeño que `pico_pico`, sin embargo, se podría pensar que el tiempo de tránsito de pulso puede ser determinado de mejor forma cuando se tienen en cuenta los deltas de volumen, que en otras palabras son una aproximación de la velocidad de la onda de presión, y que pueden ser un indicador de la llegada de un nuevo pulso.

## 5.2 Variación temporal de la relación ente presión arterial y PTT

Una tendencia muy marcada observada en los resultados obtenidos fue la variación de la relación PTT-presión arterial para tiempos cortos y tiempos largos. En términos generales, las regresiones lineales realizadas para tiempos cortos presentaron coeficientes de correlación y determinación más altos que sus similares para tiempos largos. Así mismo, los errores medios absolutos y las desviaciones estándar para cada uno de los sujetos fueron menores cuando se trabajó con intervalos de tiempo más pequeños. Esta tendencia fue evidencia para cada una de los tres tipos de presión arterial estudiados (sistólica, diastólica y media), tanto en la base de datos MIMIC como en la nueva base de datos.

Varios autores han reportado que la relación entre el PTT y la presión arterial se mantiene estable durante cierto periodo corto de tiempo (20-30 min aproximadamente), y que es necesario realizar un recalibración pasado este lapso de tiempo (Cattivelli & Garudadri, 2009), (Zhang, 2010). Además, esta misma relación ha sido estudiada durante periodos de tiempo a escala mayor (días y meses), donde se ha reportado la viabilidad de utilizar los parámetros de calibración encontrados para un mismo sujeto luego de pasados varios días (Masé, Mattei, Cucino, Faes, & Nollo, 2010), (Mico, Carmen, & Yuan, 2009). Los resultados obtenidos muestran que existe la necesidad de revisar con más detalle los cambios temporales asociados con el tiempo de tránsito de pulso con el fin de determinar las posibles causas de esta variación. Las estrategias planteadas por ciertos autores hablan de la necesidad de recalibrar la línea de regresión cada ciertos periodos cortos de tiempo, pero en la práctica es complicado supervisar el comportamiento de esta relación de forma manual. La estrategia de calibración adaptativa es presentada como una solución parcial al problema temporal aquí mencionado, pero parece ser que una mejor estrategia debe ser desarrollada a través de la identificación misma de los cambios fisiológicos asociados con esta variación.

### **5.3 Variabilidad inter-sujeto de la relación entre el PTT y la presión arterial**

En el presente estudio, un análisis de los valores de la pendiente (a) y la constante (b) fue llevado a cabo para cada una de las regresiones lineales realizadas en los sujetos de ambas bases de datos. La Figura 26 y la Figura 27, muestran la dispersión de los valores a y b encontrados para el ajuste lineal de la presión sistólica en los 8 sujetos de la base de datos MIMIC. Se puede evidenciar que cada uno de estos valores es diferente para cada sujeto y que no hay una tendencia generalizada que los relacione. Si bien este análisis no es muy estricto, los valores encontrados muestran de entrada que la varianza asociada es grande. Fisiológicamente es comúnmente sabido que el sistema vascular va perdiendo sus propiedades elásticas con el paso de los años, y que así mismo la presión de pulso para adultos mayores se ve incrementada.

### **5.4 Comparación entre base de datos MIMIC y nueva base de datos**

Es importante hacer un análisis independiente de los resultados obtenidos a partir de ambas bases de datos y realizar una comparación entre ellos con el fin de identificar características compartidas y diferencias entre las relaciones PTT-presión arterial encontradas. Primero que todo hay que remarcar la forma en la que la presión arterial fue obtenida en cada una de las bases de datos. En MIMIC, registros continuos en el tiempo

de la onda invasiva se encontraban disponibles para cada uno de los 8 sujetos analizados. En la nueva base de datos en cambio, el monitor ihealthBP3® de presión arterial no invasiva fue utilizado para la captura de estos valores, con la diferencia de que la toma de datos no podría ser realizada de forma continua sino más bien en intervalos de tiempo de entre 2 y 3 minutos. Otro parámetro importante que debe ser considerado a la hora de comparar los resultados de ambas bases de datos es el hecho de que la distribución de edades es totalmente diferente. Sujetos jóvenes sanos forman parte de la nueva base de datos con una edad promedio de 27 años, mientras que adultos mayores con una edad promedio de 67 años hacen parte de la base de datos MIMIC.

En términos de los coeficientes de correlación (CC) y determinación ( $R^2$ ), para la presión sistólica, se encontraron valores muy altos en ambas bases de datos y no se observaron diferencias representativas en el tiempo corto (véase Tabla 8 y Tabla 18). Para el tiempo largo, se observaron valores más altos de CC y  $R^2$  en la base de datos MIMIC que en la nueva base de datos. El análisis de estos cambios podría estar relacionado con la forma en que ambas bases de datos fueron elaboradas ya que en MIMIC las señales fueron adquiridas en pacientes que se encontraban en estado de reposo en una entidad hospitalaria, mientras que para la nueva base de datos fue necesario la implementación de un protocolo de ejercicios con el fin de adquirir las ondas de interés bajo un amplio rango de variación de la presión arterial.

La asociación para el desarrollo de la instrumentación médica (AAMI) define que el error medio máximo permitido para la medición de la presión arterial no invasiva, no debe exceder los 5mmHg con una desviación estándar de + ó - 8mmHg. Este requerimiento fue evaluado en la base de datos MIMIC y los resultados muestran que para la presión sistólica y mediante la metodología *pico\_derivada*, 5 de 8 sujetos obtuvieron un error medio absoluto por debajo de 5mmHg tanto para tiempo corto como largo (véase Tabla 9), mientras que la desviación estándar fue inferior a 8mmHg en 7 de los 8 sujetos, también para ambos periodos de tiempo. En la nueva base de datos los resultados muestran un desempeño menor para la presión sistólica mediante el método *pico\_derivada*, en el que solo 2 de 7 sujetos tuvieron un error medio absoluto menor al establecido por la norma internacional en el tiempo corto, mientras que solo uno de ellos lo realizó para el tiempo largo. En cuanto a la desviación estándar, la misma proporción de cumplimiento que en el error medio fue observada. El error medio absoluto y la desviación estándar para las presiones diastólica y media de los demás sujetos de ambas bases de datos obtuvo un buen desempeño en relación con los requerimientos de la AAMI, sin embargo como ya se mencionó anteriormente, el rango de variación de estas presiones fue muy bajo así que era muy probable encontrar errores por debajo de los 5mmHg.

La comparación de los resultados entre ambas bases de datos se complica un poco debido a la incertidumbre y el error asociado a los métodos utilizados para la adquisición de la presión arterial (invasivos para MIMIC y no invasivos para la nueva base de datos). Varios autores han reportado imprecisiones muy marcadas al comparar valores de presión arterial medidos de forma directa e indirecta (Brown, Reiter, Smith, Buddle, Morris, & Whitworth, 1994). No existe hoy en día un acuerdo generalizado en la comunidad científica para comparar entre si estos dos tipos de métodos, sin embargo, se considera que ambos tienen igual validez y significancia a la hora de medir la presión arterial. Nuestros resultados muestran que mejores desempeños fueron obtenidos a partir de la base de datos MIMIC en donde un registro continuo e invasivo de la presión arterial estaba a disposición, lo que en cierta forma demuestra que posiblemente haya menor incertidumbre asociada al cálculo de la presión arterial cuando se trabaja con métodos invasivos.

## 6 CONCLUSIONES

Un sistema para la medición de la presión arterial de forma continua no invasiva sin brazaletes fue diseñado e implementado en el presente trabajo de grado. El tiempo de tránsito de pulso (PTT) fue utilizado como base para la estimación de los valores de presión arterial para sujetos de dos bases de datos diferentes.

De las dos metodologías de cálculo para el tiempo de tránsito de pulso, se puede decir que el PTT pico\_derivada presenta un mejor desempeño en comparación con el PTT pico\_pico. Los resultados obtenidos hablan de un mejor desempeño en términos del error medio absoluto, la desviación estándar y los coeficientes de correlación y determinación.

Se puede concluir en base a los resultados obtenidos que la presión arterial sistólica puede ser estimada a partir del tiempo de tránsito de pulso en periodos cortos de tiempo no superiores a 20 minutos. Se requiere investigar más a fondo el comportamiento de la relación PTT-presión arterial para periodos de tiempo más prolongados.

Con respecto a la presión arterial diastólica y media, los resultados muestran que su relación con el PTT no evidenció ser lo suficientemente fuerte como para ser implementada en el sistema para la medición de la presión arterial aquí propuesto. Se requiere evaluar con más detalle la variación de estas presiones en relación con métodos invasivos y no invasivos debido a que resultados muy diferentes fueron encontrados en las dos bases de datos analizadas.

La relación PTT-presión arterial evidenció tener una dependencia significativa inter-sujeto a través del análisis realizado de la pendiente y la constante de la regresión lineal para cada uno de los sujetos. Una calibración personalizada es necesaria con el fin de garantizar la medición de valores confiables de presión arterial, por lo menos en periodos cortos de tiempo.

El sistema para la medición de la presión arterial desarrollado en este trabajo, es una base importante para futuras aplicaciones clínicas relacionadas con la medición de la presión arterial. Muchos de los requerimientos mínimos para la elaboración de un monitor no invasivo de presión arterial fueron abordados, un sistema de adquisición de las señales ECG, PPG y de presión arterial fue implementado, y todo un algoritmo para la estimación de la presión arterial a partir del PTT fue elaborado teniendo cuenta ciertas limitaciones en la exactitud y el error ya mencionadas.



## 7 RECOMENDACIONES

Los dispositivos que son utilizados para la adquisición de las ondas ECG y PPG tienen una alta relevancia para el correcto cálculo del tiempo de tránsito de pulso. El módulo de pulsioximetría que fue utilizado para la adquisición de la onda PPG en la nueva base de datos tenía una frecuencia de muestreo y transmisión de datos de 50 Hz. A pesar de que un algoritmo utilizando interpolación cuadrática fue implementado para la correcta identificación temporal de los picos en la onda PPG, se estima que una proporción considerable de los errores encontrados en la relación PTT-presión arterial está relacionada con la baja frecuencia de muestreo del módulo. Con el fin de aumentar la exactitud en el cálculo del tiempo de tránsito de pulso, se recomienda incrementar la frecuencia de muestreo para la onda PPG a por lo menos 100Hz o un valor mayor en la medida de las posibilidades.

Cuando se trabaja con dispositivos de transmisión inalámbrica hay que tener mucho cuidado con la distancia a la que se encuentran el detector y el receptor para evitar que haya pérdida de información de las ondas adquiridas y por tanto un desalineamiento de las mismas. Los obstáculos entre los dispositivos de transmisión deben ser minimizados con el fin de garantizar un adecuado registro de las ondas. En el presente trabajo de grado la adquisición de las ondas ECG y PPG para la nueva base de datos se realizó en intervalos de tiempo de 2 a 3 minutos entre aumentos de intensidad física con el sujeto en posición de reposo, de acuerdo con el protocolo establecido. Esta estrategia permitió eliminar los posibles ruidos por artefacto de movimiento que se generan cuando se miden ambas ondas durante la actividad física. Se recomienda siempre ubicar al paciente en una posición cómoda y estándar a la hora de tomar el registro de las ondas ECG y PPG.

Para el registro de la presión arterial no invasivo a cada uno de los sujetos de la nueva base de datos se utilizó el monitor ihealthBP3® fabricado por la marca Medisana®. Este dispositivo es muy portable y poco voluminoso, además entrega una medida de la presión arterial muy confiable (véase sección 3.3). Sin embargo, una desventaja importante es que para realizar la medición tarda aproximadamente entre 35 a 40 segundos, una duración muy larga en comparación con otros dispositivos no invasivos automatizados. Debido a que la toma de datos se realizó en intervalos de tiempo entre aumentos de actividad física, al realizar la correspondiente medición el sujeto tuvo mayor tiempo de relajación y por tanto una disminución teórica de la presión arterial. Se recomienda utilizar monitores de presión arterial de mayor capacidad en futuras investigaciones, así como estar muy atento a los tiempos de medición cuando se utiliza un protocolo de actividades físicas para aumentar la presión arterial.

Otro tema importante con respecto a la toma de la presión arterial no invasiva es el posicionamiento del brazalete y su altura relativa con respecto al corazón. En el presente estudio se siguieron todas las recomendaciones internacionales de distancia con respecto al codo y el grado de ajuste al brazo del paciente. Los errores que pudiesen ser cometidos en este procedimiento son catastróficos a la hora de correlacionar la presión arterial con los tiempos de tránsito de pulso. Se recomienda tener mucha precaución cuando se utilizan dispositivos que usan brazaletes y en lo posible se recomienda estar asistido por un profesional en el área de la salud.

Para el correcto cálculo del tiempo de tránsito de pulso se recomienda ser muy riguroso en la identificación de los picos ECG y los puntos característicos de PPG. Señales con excesivo ruido pueden generar cálculos incorrectos del PTT. La automatización de los algoritmos para el cálculo de PTT debe ser supervisada visualmente con el fin de garantizar confiabilidad en los resultados. Se recomienda utilizar algoritmos robustos para la correcta identificación de picos en las ondas de interés, tal y como fue implementado en el presente trabajo a través de la transformada Hilbert-Huang.

## 8 TRABAJO FUTURO

Los resultados obtenidos en el presente trabajo de grado presentan un panorama muy alentador acerca de la viabilidad de implementar un sistema de medición de la presión arterial continua y no invasiva sin brazaletes. A su vez, se abre la puerta una serie de retos que deben ser abordados de aquí en adelante con el fin de llevar el sistema a un funcionamiento óptimo. A continuación se presentan algunos de los desafíos que deben ser resueltos en investigaciones futuras. Varios autores reportan avances al respecto, sin embargo, investigaciones más profundas y resultados más concluyentes son requeridos.

De forma general se puede decir que hay una evidencia muy fuerte de que la presión arterial sistólica está relacionada con el tiempo de tránsito de pulso. Sin, embargo, existen evidencias menos contundentes con respecto a la presión diastólica. Para una futura aplicación del sistema para la medición de la presión arterial aquí presentado es necesario crear una estrategia rápida de calibración para cada sujeto. Por cuestiones prácticas y de comodidad para el paciente es imposible realizar una curva completa de calibración para la encontrar la relación PTT-presión arterial. Sin embargo, estrategias de comparación con un método no invasivo deben ser investigadas como parámetro de calibración rápido para la curva de cada paciente. Se debe evaluar la posibilidad de adquirir información acerca la elasticidad de la pared arterial en cada paciente de forma no invasiva o mediante algún otro parámetro que permita ajustar la curva de calibración para cada paciente.

Para que el sistema pueda ser implementado clínicamente hay que garantizar que la exactitud en la medición cumple con los requisitos propuestos por la AAMI en relación al error medio y la desviación estándar permitida. La frecuencia cardiaca ha sido estudiada por algunos autores como parámetro auxiliar para mejorar la relación PTT-presión arterial. Investigaciones al respecto deben ser realizadas para apoyar o refutar la validez de esta iniciativa.

Técnicas para la detección de los picos de la onda R del ECG y de los puntos característicos de la onda PPG deben ser estudiadas con el fin de poder realizar una medición de la presión arterial en tiempo real y de forma continua. La transformada de Hilbert-Huang no parece ser una buena idea para la aplicación en tiempo real debido a que requiere de un tiempo considerablemente alto de procesamiento para la detección de picos.

Un análisis profundo de los resultados obtenidos nos permite interpretar que una de las claves para el correcto cálculo de PTT se encuentra en la identificación de los puntos

característicos de la onda PPG. Un trabajo futuro podría ser propuesto para la caracterización completa de la onda PPG. Un estudio de la señal en reposo y la variación de ciertos intervalos de tiempo dentro de la misma onda podrían servir para identificar que patrones son repetibles en el tiempo y cuales de ellos no están asociados con cambios en la presión arterial. De esta forma sería posible identificar en la onda PPG los cambios temporales que están únicamente relacionados con la presión arterial.

La ampliación de la base de datos adquirida en el presente trabajo de grado es otro tema importante a considerar. Una base de datos más numerosa podría mejorar la confiabilidad en los resultados y permitiría obtener conclusiones más significativas.

## 9 BIBLIOGRAFÍA

- American Heart Association. (2012, Abril 04). *High Blood Pressure*. Retrieved 22 Septiembre, 2012, from [http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/AboutHighBloodPressure/Understanding-Blood-Pressure-Readings\\_UCM\\_301764\\_Article.jsp](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/AboutHighBloodPressure/Understanding-Blood-Pressure-Readings_UCM_301764_Article.jsp)
- Battista, B. (2007). Matlab codes for HTT. University of South Carolina, Department of Geological Sciences, U.S.
- Brown, M., Reiter, L., Smith, B., Buddle, M., Morris, R., & Whitworth, J. (1994). Measuring blood pressure in pregnant women: a comparison of direct and indirect methods. *Am J Obstet Gynecol*, 661-667.
- Campbell, N., Chockalingam, A., Fodo, r. J., & McKay, D. (1990). Accurate, reproducible measurement of blood pressure. *CMAJ*, 19-24.
- Cattivelli, F. S., & Garudadri, H. (2009). Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration. *Body sensor networks IEEE*.
- Deakin, C., & Low, L. (2000). Accuracy of the advanced trauma life support guidelines for predicting systolic blood pressure using carotid, femoral, and radial pulses: observational study. *BMJ*, 321.
- Espina, J., Falck, T., & Jens, M. A. (2006). Wireless Body Sensor Network for Continuous Cuff-less Blood Pressure Monitoring. *Proceedings of the 3rd IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors*. Boston U.S.
- Gazitúa, R. (2007, Seotiembre). *Presión Arterial*. Retrieved Agosto 11, 2012, from Manual de Semiología Universidad Católica de Chile: <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/210PresionArterial.htm>
- Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P., Mark, R., et al. (2000, June 13). *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. Retrieved Agosto 09, 2012, from <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>
- Gribbin, B., Steptoe, A., & Sleight, P. (1976). Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change. *Journal of Psychophysiology*, 13-86.

- Guarín Aristizábal, G. A. (2008, Noviembre 15). *Desarrollo de un sistema para la medición de la presión arterial en forma continua y no invasiva*. Retrieved Agosto 11, 2012, from [Revistaesalud.com: http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/view/249/573](http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/view/249/573)
- Gu-Young, J., Kee-Ho, Y., & Nam-Gyun, K. (2005). Continuous Blood Pressure Monitoring using Pulse Wave Transit Time. *ICCAS*, 2-5.
- (2011). In Guyton, & Hall, *Tratado de Fisiología Médica, 12 Ed* (p. 290). Elsevier Saunders.
- Heiko, G., Detlef, G., Gert, K., & Andreas, P. (2011). Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *European Journal of Neurophysiology*.
- (2005). In N. Huang, *Introduction to the hilbert huang transform and its related mathematical problems*.
- Huang, N., Shen, S., & Long, S. (1999). A new view of nonlinear water waves: the hilbert spectrum. *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 31, 417-457.
- Huang, N., Shen, Z., Long, S., Shin, H., Zheng, Q., & Yen, N. (1998). The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for non-linear and non-stationary time series analysis. *Proceeding of the Royal Society A*, 903-995.
- Hyun, J. B., Ko Keun, K., Jung, S. K., & Boreom, L. (2010). Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors. *Journal of physiological measurement*, 147-157.
- Lass, J., Meigas, K., Karai, D., Kattai, R., Kaik, J., & Rossman, M. (2004). Continuous blood pressure monitoring during exercise using pulse wave transit time measurement. *Proc. of the 26th Annual International*, (pp. 2239 - 2242).
- Masé, M., Mattei, W., Cucino, R., Faes, L., & Nollo, G. (2010). Feasibility of cuff-free measurement of systolic and diastolic arterial blood pressure. *Journal of Electrocardiology*, 202-207.
- Mico, W., Carmen, P., & Yuan, Z. (2009). An Evaluation of the Cuffless Blood Pressure Estimation Based on Pulse Transit Time Technique: a Half Year Study on Normotensive Subjects. *Cardiovascular Engineering*, 32-38.

- Pinzón, R., Orozco, A., & Castellano, G. (2009). Caracterización multicanal no lineal de señales emg con la transformada hilbert-huang. *Scientia et Technica Año XV, No 41*, 36-41.
- Shaltis, P. (2007). A wearable blood pressure sensor using oscillometric photoplethysmography and micro accelerometers. *PhD Thesis, MIT*. Massachusetts, US.
- Sorvoja, H., & Myllyla, R. (2006). NONINVASIVE BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHODS . *Molecular and Quantum Acoustics vol. 27*, 239-261.
- Thakor, N. V., Webster, J. G., & Tompkins, W. J. (1983). Optimal QRS detector. *Medical and Biological Engineering*, 21, 345-350.
- (2009). In G. J. Tortora, & B. H. Derrickson, *PRINCIPIOS DE ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA, 11ª EDICIÓN* (p. 750). Editorial Médica Panamericana.
- (2009). In G. J. Tortora, & B. H. Derrickson, *PRINCIPIOS DE ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA, 11ª EDICIÓN* (p. 758). Editorial Médica Panamericana.
- (2009). In G. J. Tortora, & B. H. Derrickson, *PRINCIPIOS DE ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA, 11ª EDICIÓN* (p. 717). Editorial Médica Panamericana.
- University of Maryland Medical Center. (2011). *Presión arterial Overview*. Retrieved Agosto 11, 2012, from [http://www.umm.edu/esp\\_ency/article/003398.htm](http://www.umm.edu/esp_ency/article/003398.htm)
- (2009). In J. Webster, *Medical Instrumentation: Application And Design, 3Rd Ed* (p. 317). Wiley India Pvt. Limited.
- World Health Organization. (2012, Mayo 16). *Media Centre/New data highlight increases in hypertension, diabetes incidence*. Retrieved Agosto 11, 2012, from [http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2012/world\\_health\\_statistics\\_20120516/en/](http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2012/world_health_statistics_20120516/en/)
- World Health Worganization. (2012, Septiembre). *Media Centre / Cardiovascular diseases (CVDs)*. Retrieved Septiembre 28, 2012, from <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html>
- Youngzoon, Y., & Jung H., C. &, & Gilwon, Y. (2009). Non-constrained Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare. *J Med Syst*, 261-266.

Zhang, Q. (2010). Cuff-free blood pressure estimation using signal processing techniques.  
*Thesis*. University of Saskatchewan.



## 10 ANEXOS

### 10.1 Documento de consentimiento informado



### CONSENTIMIENTO INFORMADO

Documento de consentimiento informado para recolección de datos experimentales asociados con variables fisiológicas no invasivas para el proyecto: *“sistema para la medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes”*.

Este formulario de consentimiento informado va dirigido a los estudiantes y docentes de la Escuela de Ingeniería de Antioquia a los cuales muy formalmente se les invita a participar del estudio en cuestión.

**Investigador Principal:** Robinson Torres Villa.

**Estudiante investigador:** Braiam Escobar Restrepo.

**Organización:** Escuela de Ingeniería de Antioquia (EIA) – Universidad CES.

**Proyecto:** Sistema para la medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazaletes.

Este Documento de Consentimiento Informado tiene dos partes:

- Información (proporciona información sobre el estudio)
- Formulario de Consentimiento (para firmar si esta de acuerdo en participar)

Se le dará una copia del Documento completo de Consentimiento Informado.

#### PARTE I: Información

##### Introducción

La presente investigación esta relacionada con un nuevo método para la medición continua y no invasiva de la presión arterial. Este es un estudio realizado como parte de un trabajo de grado de pregrado.

### **Propósito**

Se pretende obtener información de variables fisiológicas relacionadas con la presión arterial con el fin de desarrollar una metodología no invasiva para la medición de la presión arterial de forma continua.

### **Tipo de Intervención de Investigación**

La investigación se clasifica como una investigación con riesgo mínimo ya que este estudio emplea el registro de datos a través sensores superficiales no invasivos. Se utilizarán 3 electrodos de superficie para la toma del ECG y una pinza comercial para el registro de la onda de pulsioximetría en el dedo. Adicionalmente se utilizará un dispositivo no invasivo para la toma de presión arterial.

### **Participación Voluntaria**

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Usted puede cambiar de idea más tarde y dejar de participar aun cuando haya aceptado antes.

### **Procedimientos y protocolos**

Para empezar se procederá a colocar 3 electrodos en el pecho correspondientes a la derivación II del ECG. Previamente se realizará una limpieza de la zona requerida con alcohol antiséptico. A usted se le pedirá relajarse durante 5 minutos antes de comenzar la toma de datos con el fin de encontrar unos valores mínimos requeridos. Luego se realizará un ejercicio físico guiado durante 6 etapas. La intensidad del ejercicio será incrementada gradualmente. Se realizará un descanso de aproximadamente 2 minutos entre ejercicios que servirá para la recolección de datos donde se utilizarán los 3 sensores ya mencionados. Al final se realizará una toma de datos en estado de relajación durante aproximadamente 10 minutos.

### **Duración**

El protocolo completo de recolección de datos dura aproximadamente 45 minutos.

### **Efectos secundarios**

Es posible que los electrodos de superficie pueden generen una reacción alérgica en su piel. Retirar los electrodos de la piel puede generar algún dolor menor. No se conocen a la fecha más efectos secundarios relacionados con los sensores y procedimientos a realizar.

### **Riesgos**

Es posible que la intensidad del ejercicio a realizar genere alguna reacción adversa si usted no está acostumbrado al ejercicio o es una persona sedentaria. Si esto llegase a suceder, usted tiene todo el derecho de abortar el experimento. Inflar el brazalete para la toma de presión puede resultar molesto pero no hay ningún riesgo asociado.

### **Incentivos**

No hay ningún incentivo económico al participar de esta investigación. Usted recibirá refrigerio al finalizar la sesión.

### **Confidencialidad**

No se compartirá la identidad de aquellos que participen en la investigación. La información recogida en este proyecto de investigación se mantendrá confidencial. La información acerca de usted que se recogerá durante la investigación será puesta fuera de alcance de terceros y nadie, sino los investigadores tendrán acceso a verla.

Si tiene cualquier pregunta puede hacerlas ahora o más tarde, incluso después de haberse iniciado el estudio.

## PARTE II: Formulario de Consentimiento

*He sido invitado a participar en la investigación de un nuevo método para la medición de la presión arterial. Entiendo que realizaré una serie de actividades físicas y usaré 3 sensores no invasivos durante la toma de datos. He sido informado de que los riesgos son mínimos y pueden incluir solo alergias o reacciones adversas relacionadas con el ejercicio de alta intensidad. Sé que puede que no haya beneficios para mi persona y que no se me recompensará económicamente. Se me ha proporcionado el nombre de un investigador que puede ser fácilmente contactado dentro de la institución universitaria.*

*He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera.*

**Nombre del Participante** \_\_\_\_\_

**Firma del Participante** \_\_\_\_\_

**Fecha** \_\_\_\_\_

*He leído con exactitud o he sido testigo de la lectura exacta del documento de consentimiento informado para el potencial participante y el individuo ha tenido la oportunidad de hacer preguntas. Confirmando que el individuo ha dado consentimiento libremente.*

**Nombre del Investigador** \_\_\_\_\_

**Firma del Investigador** \_\_\_\_\_

**Fecha** \_\_\_\_\_

## 10.2 Resultados de la calibración de transductores

A continuación se muestran los resultados para la calibración del módulo de pulsioximetría PEARL 100™ de la marca Medlab® mediante el patrón de calibración Index2® de la marca FlukeBiomedical®.

Frecuencia cardiaca solicitada	Frecuencia cardiaca medida			Promedio	Error	Uexp
	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3			
100	99.8	99.8	100.1	99.90	-0.10	± 0.668
120	120.0	120.1	120.0	120.03	0.03	± 0.753
150	149.9	150.2	150.2	150.10	0.10	± 0.929

- Exactitud del patrón = 1% de la medida (promedio).
- Resolución del patrón = 1 BPM

Como se puede apreciar en los resultados, el módulo de pulsioximetría se encuentra funcionando bajo un rango de exactitud confiable.

A continuación se muestran los resultados para la calibración del electrocardiógrafo utilizado mediante el patrón de calibración MPS450® de la marca FlukeBiomedical®.

Frecuencia cardiaca solicitada	Frecuencia cardiaca medida			Promedio	Error	Uexp
	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3			
100	100.3	100.3	100.3	100.30	0.30	± 0.645
120	120.5	120.4	120.5	120.47	0.47	± 0.753
150	150.1	150.3	150.0	150.13	0.13	± 0.925

- Exactitud del patrón = 1% de la medida (promedio).
- Resolución del patrón = 1 BPM

Como se puede apreciar en los resultados, el electrocardiógrafo también se encuentra funcionando bajo un rango de exactitud confiable.



ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA

ACTA DE EVALUACIÓN FINAL DE TRABAJO DE GRADO

Fecha: (dd/mm/aa)	23 / 11 / 2012	
Nombre del proyecto:	Medición de la presión arterial continua no invasiva sin brazalete	
Director del proyecto:	Róbinson Torres Villa	
Nombre del estudiante	Braiam Yesid Escobar Restrepo	Programa académico
		Ingeniería Biomédica
Nombre del Jurado:		
<b>Evaluación del proyecto: Espacio exclusivo para jurado</b>		
<input type="checkbox"/> No aprobado <input type="checkbox"/> Aprobado sin mención <input type="checkbox"/> con Mención Pública <input checked="" type="checkbox"/> con Mención honorífica <input type="checkbox"/> Trabajo laureado		
<p><b>Justificación del reconocimiento:</b> (Artículo 28 del Acuerdo 11: "El director del Programa presentará el acta final de evaluación al Consejo Académico, donde consta la solicitud de mención especial debidamente justificada y el Consejo determinará si se otorga o no"). <u>La justificación debe tener mínimo 500 palabras.</u></p>		

*[Handwritten Signature]*  
 DIRECTOR DEL PROGRAMA

*[Handwritten Signature]*  
 DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO

*[Handwritten Signature]*  
 JURADO (Si lo hubo)

*[Handwritten Signature]*