

Título: Nuevo método de medición automatizada de la presión arterial empleando la imagen tiempo latido de la señal oscilométrica.

Autores: Sergio de Jesús Rodríguez Arias¹ (sergior@uclv.edu.cu), Alberto Taboada Crispí¹, Ángel Regueiro Gómez², Carlos Ferrer Riesgo¹.

¹ Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas. UCLV.

² Dpto. de Bioingeniería. Facultad de Ing. Eléctrica. Instituto Superior Politécnico José A. Echeverría. ISPJAE.

Palabras claves: presión arterial, medición, oscilometría, imagen tiempo latido

Introducción

La medición de la Presión Sanguínea Arterial (PSA), a pesar de ser desde hace más de 100 años parte de la rutina médica, mantiene el interés investigativo para mejorar los métodos de su medición confiable [1, 2]. En la actualidad existe un gran auge de los equipos automatizados para la medición no invasiva de PSA siendo el método oscilométrico, que se muestra en la Figura 1, el más empleado en los mismos [3, 4].

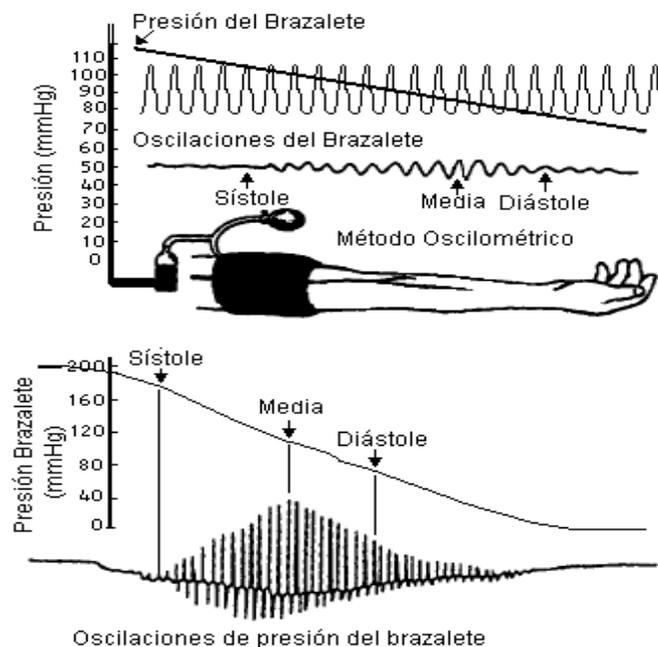


Figura 1 Ilustración del método oscilométrico para la medición de presión sanguínea arterial.

Sin embargo, este método presenta problemas en su precisión y fiabilidad en presencia de artefactos de movimiento por cuanto, al alterarse la envolvente de las oscilaciones del brazalete debido a los artefactos, se altera el valor de la presión media, sistólica y diastólica [5, 6].

Para atenuar los efectos de los artefactos de movimiento se emplean diferentes métodos entre los que se encuentran:

1. El pre-procesamiento durante la medición para la detección de la existencia de artefactos y la adquisición de los pulsos de oscilometría por escalones de presión del brazalete que garanticen la ausencia de artefactos en al menos dos pulsos consecutivos.
2. El filtrado digital de la señal oscilométrica posterior a su adquisición para la atenuación de los artefactos de movimiento contenidos en ella.

En el primer caso puede suceder que la medición se prolongue a valores de tiempos no permisibles provocando que sea abortada la medición antes de llegar a un resultado.

En el segundo caso los métodos hasta ahora empleados emplean procedimientos de filtrado unidimensional en el dominio del tiempo que no siempre garantizan el adecuado rechazo a los artefactos y con ello se afecta la precisión y fiabilidad de la medición de la presión sanguínea arterial.

En el presente trabajo se brinda un nuevo método y su evaluación para la atenuación de artefactos de movimiento mediante el filtrado digital a partir de la obtener la Imagen Tiempo Latido de la señal Oscilométrica (ITLO) utilizada para la medición de la presión sistólica y diastólica.

Desarrollo

1. Método para la medición de Presión Sanguínea Arterial empleando la Imagen Tiempo Latido de la señal Oscilométrica.

El método propuesto para la determinación de la presión sistólica y diastólica presenta la ventaja de ser robusto ante artefactos de movimientos y el mismo se describe en los siguientes pasos[7, 8]:

1. Adquisición de la señal de oscilometría y la presión del brazalete.
2. Detección de marcas fiduciales para obtener las posiciones de los latidos en la señal oscilométrica.
3. Obtención de la imagen tiempo-latido de la señal oscilométrica (ITLO).
4. Filtrado digital bidimensional de la ITLO.
5. Determinación de la presión sistólica y diastólica mediante el método de contorno de la imagen tiempo latido oscilométrico (CITLO).

La adquisición de las señales se realiza mediante un sistema multicanal, el cual permitió adquirir las señales de presión del brazalete y la señal oscilométrica, a una razón de 500 muestras/s y 12 bits de resolución [9].

Una vez disponible de forma digital la señal oscilométrica se determina el vector de posición de los latidos según el esquema mostrado en la Figura 2.

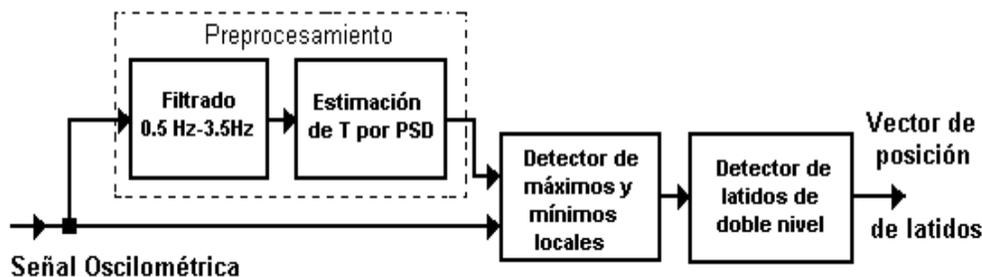


Figura 2 Diagrama para determinar la posición de los latidos en la señal oscilométrica

La ITLO se obtiene a partir del vector de posiciones. Para obtener la componente XZ de la imagen, correspondiente a tiempo-amplitud, se hacen coincidir las posiciones de dichos latidos con el centro de la ventana (centrado de los pulsos), siendo X los instantes de tiempo del pulso centrado y Z su amplitud correspondiente. La dimensión Y de la imagen, correspondiente al número de latidos, se logra organizando todas las ventanas una a continuación de la otra, en el orden de aparición de cada pulso (número de latido).

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra un ejemplo de la imagen tiempo latido de la señal oscilométrica normalizada en amplitud entre -1 y 1.

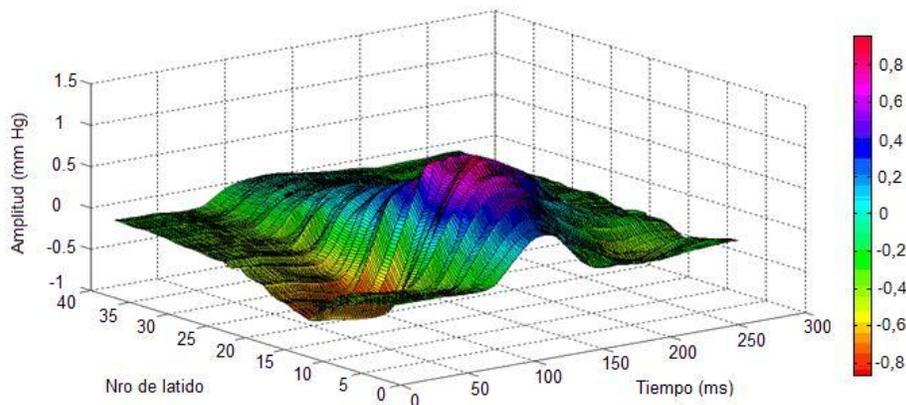


Figura 3 Imagen tiempo latido obtenida de la señal oscilométrica de un sujeto.

Se consideró adecuado tomar un tamaño de ventana constante de tiempo de 256 muestras, teniendo en cuenta que para un sujeto con frecuencia cardiaca 1Hz (60 pulsaciones/s), ello representa alrededor de 0,5s con frecuencia de muestreo 500 muestras/s, lo que resulta un valor representativo del pulso, incluso si la frecuencia cardiaca variara entre los valores máximos y mínimos estadísticamente reconocidos de 0,5 a 3,5 s [10].

La ITLO puede contener afectaciones en la morfología de algunos de los latidos debido a la influencia de artefactos de movimiento o el efecto de modulación de la respiración que puede tener un efecto degradante para la medición de la presión sistólica y diastólica. Por lo anterior, y con el objetivo de atenuar su efecto, se hace necesario el filtrado digital, que en este caso es bidimensional. Considerando que las alteraciones en la señal oscilométrica producidas por los artefactos son impulsivas, se consideró diseñar un filtro no lineal bidimensional basado en la mediana y el promediado móvil.

Una vez lograda la ITLO normalizada, se pueden localizar las marcas de referencia temporal sistólica y diastólica, hallando las ubicaciones en tiempo y orden del latido para las cuales se obtienen los indicadores sistólico y diastólico a partir de los cuales se estima la presión sistólica y diastólica.

Los indicadores sistólicos y diastólicos fueron hallados, a partir de la determinación de contornos de la imagen tiempo latido, realizando en la matriz ITLO cortes a niveles de amplitud constante. En la Ecuación 1 se brinda la

expresión del vector $[C_k]$ que agrupa el conjunto de puntos que forman el contorno para un plano de amplitud $Z=k$

$$[C_k(x, y)] = \left[\begin{array}{c} N, M \\ ITLO(x, y, z) \Big|_{z=k} \\ x=1, y=1 \end{array} \right]$$

Donde C_k = Arreglo de valores de la matriz $ITLO(x,y,z)$, que poseen una amplitud “ $Z=k$ ”, para todos los valores de “ x ” e “ y ”.

$ITLO(x,y,z)$ = Matriz de la señal oscilométrica normalizada en amplitud para valores entre -1 y 1.

N = Valor máximo de la ventana de tiempo de cada latido (valor implícito 256).

M = Valor máximo de número de latidos.

La Figura 4 muestra una vista en el plano XY (tiempo vs. Nro de latido) de diferentes contornos de la imagen $ITLO(x,y,z)$ para los niveles de amplitud desde -1 a 1 con pasos de 0,25.

A partir de la obtención de contornos de la matriz $ITLO(x, y, z)$ normalizada para amplitud constante, se establecieron tres indicadores, para la determinación de la Presión Arterial Sanguínea sistólica y diastólica. Estos indicadores se describen a continuación, siendo dos de ellos totalmente nuevos, no descritos anteriormente en la literatura científica.

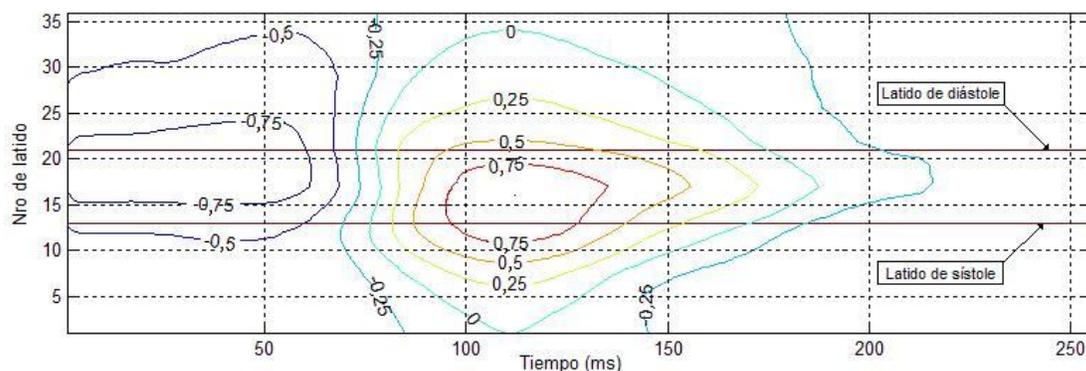


Figura 4 Vista de diferentes niveles de contorno de la ITLO en el plano XY

Los indicadores empleados para la determinación de la presión arterial obtenidos a partir del contorno de la imagen tiempo-latido son los siguientes:

1. Indicadores de coeficiente de razón de tiempo: Se basa en obtener dos funciones a partir del contorno de la imagen tiempo latido a un nivel dado y a partir de la resta de tales funciones hallar una razón de tiempo para la cual se logra el instante de sístole y diástole. En la Figura 5 se ofrece el gráfico para la determinación de este indicador.

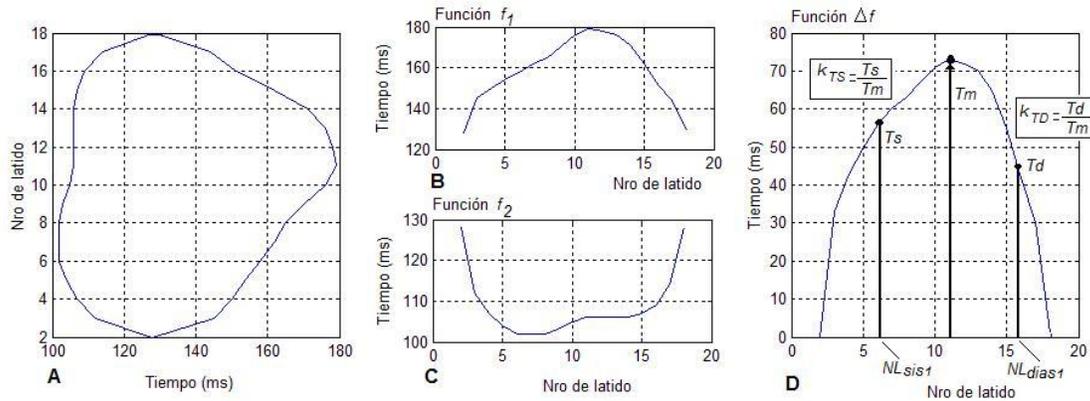


Figura 5 Secuencia de obtención de los indicadores de razón de tiempo

2. Indicadores de máxima razón de cambio del tiempo: Se basa en una vez obtenida la función Δf descrita en el punto anterior obtener el instante de tiempo para el cual existe la máxima razón de cambio. En la Figura 6 se muestra el gráfico para la obtención de estos indicadores.

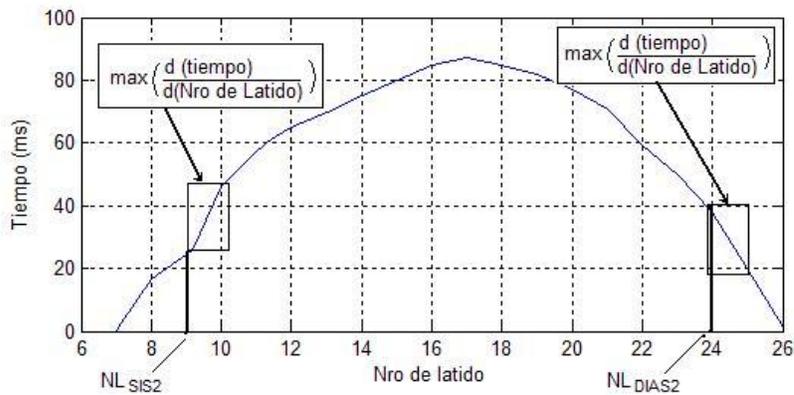


Figura 6 Posición de los indicadores de máxima razón de cambio en el tiempo.

3. Indicador del método parámetro de identificación de puntos (PIP) modificado: basado en obtener la envolvente de los puntos de máxima amplitud y a partir del mismo hallar una razón de amplitud para la diástole

y la sístole. En la figura 7 se muestra la determinación de tales indicadores.

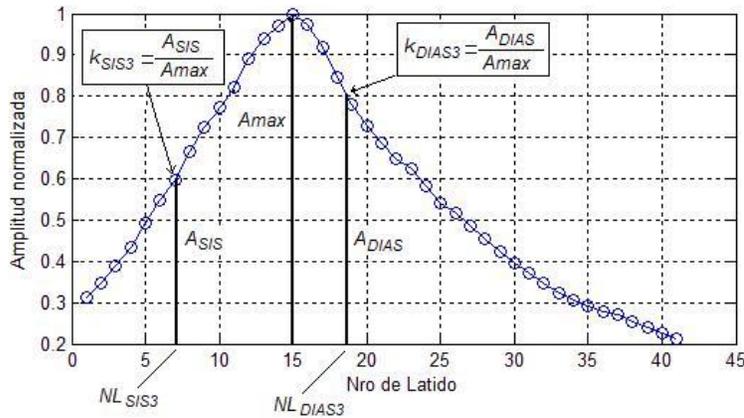


Figura 7 Representación gráfica del método PIP de razón de amplitud.

Una vez obtenidas las posiciones de los indicadores sistólicos, la presión sistólica y diastólica, se determina como la presión del brazalete en los instantes (latidos) definidos por los indicadores. El valor final de P_s y P_d se halla como el promedio de presiones para cada indicador.

Resultados y discusión

Para la evaluación del método se adquirió una base de señales a 36 niños con edades entre 9 y 12 años [11]. En esta investigación se ha considerado realizar la evaluación del desempeño del método empleando las recomendaciones del protocolo europeo para la validación de equipos de medición de presión empleando una base de 108 señales (tres mediciones a 36 niños) adquirida y descrita anteriormente.

Para garantizar una adecuada precisión en la detección de la presión sistólica y diastólica en el estándar de referencia se elevó el número de observadores-expertos que miden la presión empleando un programa Tensoexpert desarrollado con este fin [12].

Con el conocimiento de los valores de presión sistólica y diastólica de referencia, dado por los dos expertos en el momento de la medición y los calculados por el programa del método CITLO, se realizó una comparación del comportamiento

estadístico de los resultados con el método auscultatorio manual tomado como referencia.

Una forma gráfica de mostrar los resultados puede hacerse empleando gráficos de concordancia. En la Figura 8, se muestran las relaciones de concordancia para los valores de presión sistólica y diastólica, determinados por CITLO y la medida según el método auscultatorio empleado de referencia. En la figura puede observarse el alto grado de concordancia entre el método de referencia y el método bajo evaluación.

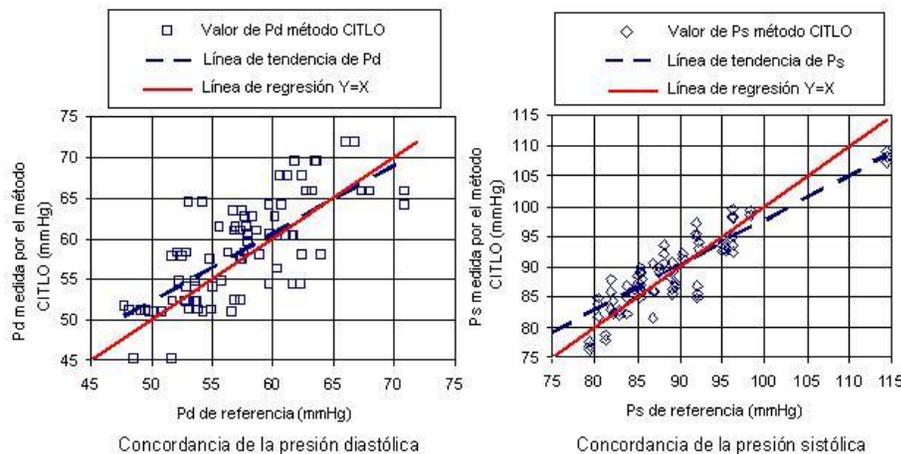


Figura 8 Gráficos de concordancia para la presión sistólica y diastólica

Por ultimo, en la evaluación del método CITLO fue determinada la clase del método de medición, de acuerdo a los criterios del protocolo europeo para la validación de equipos de medición de presión [13]. En este protocolo, la clase de la medición se determina en función del por ciento de mediciones que clasifican con un error determinado. En la Tabla 2, se muestran las exigencias para los equipos de clase A.

Tabla 1 Exigencias del protocolo europeo para medición de presión arterial para equipos clase A.

Parámetros	Mediciones con error ≤ 5 mmHg	Mediciones con error ≤ 10 mmHg	Mediciones con error ≤ 15 mmHg
Exigencias del protocolo europeo para la medición de presión sanguínea arterial para equipos clase A	$\geq 60\%$	$\geq 85\%$	$\geq 95\%$

En la Figura 9, se muestra el gráfico comparativo del método CITLO atendiendo al comportamiento en % de mediciones de presión diastólica y sistólica, con errores menores de 5, 10 y 15 mmHg, respecto al método de referencia.

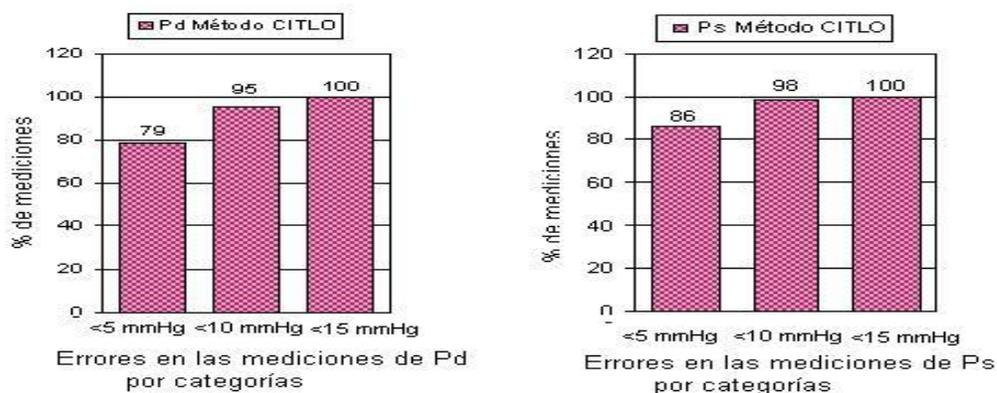


Figura 9 Cumplimiento de los requerimientos de Clase A del método CITLO.

Se puede observar que el método cumple satisfactoriamente los requerimientos expresados en la Tabla 1.

Conclusiones

1. Se desarrolló un nuevo método de determinación de la presión arterial automatizada usando la señal oscilométrica que permite atenuar de forma

- efectiva los artefactos de movimiento facilitando una mejor precisión en el cálculo de la presión sistólica y diastólica.
2. Se definieron dos nuevos indicadores para la determinación de la presión diastólica y sistólica que son menos dependientes de la razón de amplitud de la envolvente de la señal oscilométrica, y logran alta robustez ante artefactos de movimiento.
 3. El método CITLO fue validado de forma rigurosa siendo robusto ante artefactos de movimiento.

Bibliografía

- [1] Pérez D, Dueñas A, Alfonso J, Vázquez A, Navarro D, Pozo H, et al. Hipertensión arterial. Guía cubana para la prevención, diagnóstico y tratamiento de la hipertensión arterial. Ciudad de la Habana: MINSAP 2008.
- [2] Chobanian A, Bakris G, Black H, Cushman W, Green L, Izzo J, et al. The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure. *Hypertension*. 2003;42:1206-52.
- [3] Cuckson A, Moran P, Seed P, Reinders A, Shennan A. Clinical evaluation of an automated oscillometric blood pressure wrist device. *Blood Pressure Monitoring*. 2004;9:31-7.
- [4] Pickering T, Phil D, Shimbo D, Haas D. Ambulatory Blood-Pressure Monitoring. *N Engl J Med*. 2006 June 1;354(22):2368-74.
- [5] Takla G, Petre JH, Doyle J, Horibe M, Gopakumaran B. The Problem of Artifacts in Patient Monitor Data During Surgery: A Clinical and Methodological Review. *Anesth Analg*. 2006 November;103(1196 5).
- [6] Koo Y, Kang J, Shin IH, Jung MY, Suh GJ, Kim HC. Preliminary study of motion artifact rejection for NIBP measurement in an ambulance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*; 2007: IEEE; 2007.
- [7] Rodríguez S, Llanes R, Iser K, Taboada A, Ferrer C, inventors; Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, assignee. Equipo y procedimiento para la determinación de la presión sanguínea arterial. Patente Cubana No 23196. Cuba. 2007.
- [8] Rodríguez S, Regueiro A, Taboada A, M.C. L, Luna Y, R. L. Medición automatizada robusta de presión arterial. *IV Simposio internacional de hipertensión arterial*. Centro de Convenciones Bolívar. Santa Clara. : Editorial Feijó. ISBN: 978-959-250-376-2. 2008.
- [9] Rodríguez S, Regueiro A, Llanes MC, Luna Y. Biodat:Sistema para la adquisición de señales relacionadas con la presión arterial. *Revista de Electrónica, Automática y Comunicaciones*. 2007;XXVIII(1):51-7.
- [10] Aboy M, Crespo C, McNames J, Goldstein B. Automatic Detection Algorithm for Physiologic Pressure Signal Components. "Engineering in Medicine

and Biology Society & Biomedical Engineering Society, Proceedings of the 24th International Conference of the IEEE; 2002; 2002. p. 196-7.

[11] Rodríguez S, Luna Y, Llanes MC. Obtención de una base de datos electrónica de señales para el estudio y caracterización de la presión sanguínea arterial. III Simposio Internacional de Hipertensión Arterial HTA2006; 2006 23-25 mayo; Centro de Convenciones Bolívar. Santa Clara. ISBN 959-250-271-4; 2006.

[12] Rodríguez S, Taboada A, Regueiro A, Luna Y, Llanes MC. Sistema para la evaluación de algoritmos de detección de los instantes de sístole y diástole. In: Muller-Karger, editor. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering; 2007; Margarita Island, Venezuela. ISBN 978-3-540-74470-2; 2007.

[13] O'Brien E, Pickering T, Asmarc R, Myersd M, Paratie G, Staessenf J, et al. Working Group on Blood Pressure Monitoring of the European Society of Hypertension International Protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults. Blood Pressure Monitoring. 2002;7:3-17.