

INFLADO AUTO-INTELIGENTE PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL POR EL MÉTODO OSCILOMÉTRICO, RESULTADOS PRELIMINARES

Leyva, M. Salazar, A. Ball-Llovera, R. Ruso, L. Badías, I. Millán

Instituto Central de Investigación Digital
202 No. 1704, Siboney, 11600 La Habana, Cuba.
ileyva@icid.cu

RESUMEN

En la actualidad, el desarrollo de equipos automatizados para la medición o el monitoreo ambulatorio de la presión arterial, tiende a disminuir las dificultades en la medición en pacientes hipotensos y obesos, los errores que introducen los artefactos de movimiento del paciente y las molestias causadas por un inflado excesivo. En este trabajo se presenta un algoritmo que permite realizar una estimación de la presión sistólica del paciente durante el inflado del cuff y según el grado de certeza de este cálculo, reajustar la presión máxima a la que debe inflarse el mismo. Con este resultado puede ser disminuido el tiempo en que se encuentra comprimida la extremidad del paciente y la necesidad de efectuar reintentos por mediciones fallidas. Son presentados los resultados preliminares de las pruebas realizadas al algoritmo, utilizando un simulador de presión arterial. Las simulaciones permitieron abarcar diferentes condiciones de pacientes; similares a las que pueden encontrarse en un ambiente real. El algoritmo siempre infló más de 30 mmHg por encima de la presión sistólica, condición necesaria para poder realizar una buena medición y no tener que hacer un posterior reintento, para recuperar las posibles mediciones perdidas. Además infló como promedio 48 mmHg por encima de la presión sistólica simulada, lo que significa no comprimir demasiado la extremidad del paciente, mejorando el confort del mismo durante un estudio ambulatorio.

Palabras claves: *medición de la presión arterial, monitoreo ambulatorio, artefactos de movimiento, inflado excesivo, cuff, algoritmo, simulador.*

ABSTRACT

At the present time, the automated devices development for blood pressure measurement or ambulatory monitoring, tend to reduce: the difficulties in the measurement to obese and hypotensive patients, the motion artifact errors and the discomfort caused by excessive inflate. This paper present an algorithm that let in the inflate process make a systolic pressure estimation of the patient's blood pressure. It can regulate the maximum pressure to inflate taking advantage of the algorithm calculation precision. This result let reduce the time that the patient arm is compressed and necessary retry for fault measurements. The test preliminary algorithm results are presented utilizing a blood pressure simulator. The simulations were selected to let test a wide variety of real patient conditions, similar to the environment of the real life. The algorithm always inflates over 30 mmHg, to the systolic pressure, necessary condition to obtain a good measurement and eliminate the possible retry to recuperate lost values. Beside the algorithm inflates as average 48 mmHg over the simulated systolic pressure. That means a less compressed arm of the patient and a better comfort throughout the ambulatory monitoring.

Keywords: *blood pressure measurement, ambulatory monitoring, motion artefact, excessive inflate, cuff, algorithm, simulator.*

1. INTRODUCCION

La medición de la presión arterial es un elemento imprescindible en la medicina, ya sea para estudios clínicos de determinadas enfermedades, para la evaluación del estado de pacientes hospitalizados o para el control de la hipertensión. Existe una amplia variedad de métodos para medir la presión arterial de forma invasiva y no invasiva, siendo los primeros potencialmente más exactos, pero la complejidad e inconveniencia en su aplicación hacen que los métodos no invasivos sean los más extendidos. [1]

El método oscilométrico es uno de los más ampliamente usados en las técnicas no invasivas de medir automáticamente la presión arterial. En este método es colocada una banda inflable (cuff) alrededor de una extremidad del cuerpo de un paciente, como puede ser la parte superior del brazo. El cuff es inflado hasta una presión superior a la presión sistólica del paciente y se reduce esta presión linealmente o en una serie de pequeños pasos. Un sensor de presión mide la presión del cuff, incluyendo las oscilaciones resultantes del paso de la sangre a través de la arteria. Los datos tomados desde el sensor de presión son usados para calcular la presión sistólica, media y diastólica del paciente. [2, 3, 4].

En los últimos tiempos, ha tomado auge el desarrollo de equipos automatizados para la medición y el monitoreo ambulatorio de la presión arterial (MAPA), durante 24, 48 ó 72 horas. Estos equipos tienden cada vez más a disminuir, las dificultades en la medición de pacientes hipotensos y obesos, los errores que introducen los artefactos de movimiento del paciente y las molestias causadas por un inflado excesivo. [4, 5, 6].

Durante un MAPA el paciente está sometido a mediciones periódicas, en las que son utilizados normalmente los intervalos de 15 ó 20 minutos, durante el día y 30 minutos durante la noche. Esto implica tener la extremidad del paciente comprimida durante varios segundos por cada medición. Además, en ocasiones, con el objetivo de no perder el valor de la presión arterial del intervalo donde falló la medición, los equipos reintentan medir a los 3 minutos después de ocurrido el error. Si la extremidad del paciente es sometida a inflados excesivos o demasiados reinflados durante el estudio, pueden ser maltratados sus tejidos musculares o causarle molestias y rechazo al equipo. Adicionalmente la Norma ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003 "Manual, electronic or automated sphygmomanometers", regula que la extremidad comprimida del paciente para efectuar la medición de la presión arterial, debe estar en una

circulación sanguínea normal en no más de 60 segundos. Por todo esto, resulta imprescindible que estos equipos puedan reconocer la presión sistólica del paciente e inflar solamente los mmHg necesarios sobre dicha presión, para no perder la medición y comprimir la extremidad del paciente lo menos posible. [4, 5, 6].

En este trabajo se presenta un algoritmo que permite realizar una estimación de la presión sistólica del paciente durante el inflado del cuff y según el grado de certeza de este cálculo, reajustar la presión máxima a la que debe inflarse el mismo. Con este resultado puede ser disminuido el tiempo que se encuentra comprimida la extremidad del paciente y la necesidad de reintentos por mediciones fallidas. Obteniéndose además un ahorro de la energía de las baterías del equipo.

2. METODOLOGÍA

Existen simuladores comerciales de presión arterial no invasiva, que generan la señal oscilométrica similar a la existente en los seres humanos. Estos simulan las formas de onda de un amplio rango de mediciones de presión arterial y tipos de pulsos. Permiten monitorear una amplia variedad de condiciones similares a las que pueden ser encontradas en las prácticas clínicas. Entre estas pueden estar las de señales pertenecientes a personas obesas o de constitución delgada, con diferentes patologías respiratorias, cardíacas, además de personas normales, todas con diferentes valores de la presión arterial. [7, 8].

El simulador también introduce artefactos de movimientos, similares a los que son encontrados en la vida real cuando es realizado un MAPA. Esto permite tener un ambiente de prueba, donde pueden ser observadas simulaciones de la mayor parte de las situaciones que presentan los equipos en un estudio. [7, 8].

Para la prueba del algoritmo fue escogido el simulador BPPUMP BIO-TEK H018543, que es uno de los más utilizados en el mundo y permite simular todas las situaciones anteriormente expuestas. Se escogieron diferentes rangos de presiones, patologías y niveles de artefactos. Los rangos de presión arterial estuvieron entre 60/30 mmHg y 200/150 mmHg y frecuencias cardíacas desde 45 lpm hasta 200 lpm. Se seleccionaron artefactos, con diferentes rangos de temblores y movimientos, además de simulaciones de pacientes con patologías cardíacas y respiratorias. [7, 8].

Se utilizó para probar el algoritmo, el Monitor Ambulatorio de Presión Arterial HIPERMAX, producido por COMBIOMED y un cuff con

dimensiones para adulto. Estos fueron conectados como muestra la Figura 1 Fig. 1. Registros de las señales tomadas al simulador BPPUMP.

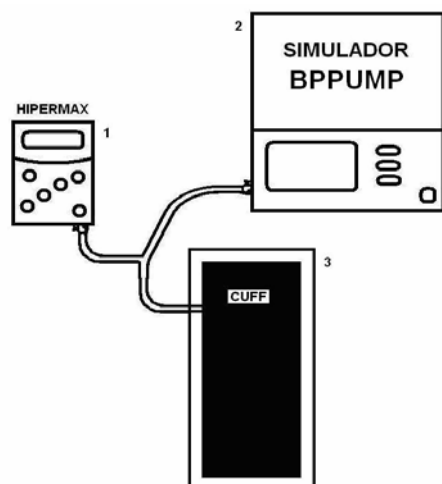


Fig. 1. Registros de las señales tomadas al simulador BPPUMP

Se tomaron 3 mediciones por simulación y fueron registradas para cada medición: el valor de la presión sistólica simulada (PSS), el promedio de los 3 valores de presión a los que se infló el cuff (PIC) y se calculó la diferencia entre el promedio y la PSS ($DP = PIC - PSS$), para cada registro. Esta diferencia, refleja la habilidad del algoritmo de ajustar la presión de inflado del cuff, para la presión sistólica previa. Las simulaciones realizadas son mostradas en la Tabla I.

Tabla I

Resumen de los valores de presiones simuladas

No	Condición del Paciente	Sist	Diast	FC
1.	Saludable	120	80	45
2.	Saludable (estándar)	60	30	80
3.	Saludable (estándar)	80	50	80
4.	Saludable (estándar)	100	65	80
5.	Saludable (estándar)	120	80	80
6.	Saludable (estándar)	150	100	80
7.	Saludable (estándar)	200	150	80
8.	Pulso Débil	110	80	95
9.	Ejercicio ligero	140	90	120
10.	Ejercicio Extremo	140	90	162
11.	Obeso	120	80	90
12.	Geriátrico	150	110	95
13.	Fibrilación Auricular y pulso variable	139	92	91
14.	Respiración espontanea	138	65	104
15.	Respiración controlada	132	44	98

De izquierda a derecha las columnas contienen el número de simulación, condición del paciente, presión sistólica, diastólica y la frecuencia cardíaca.

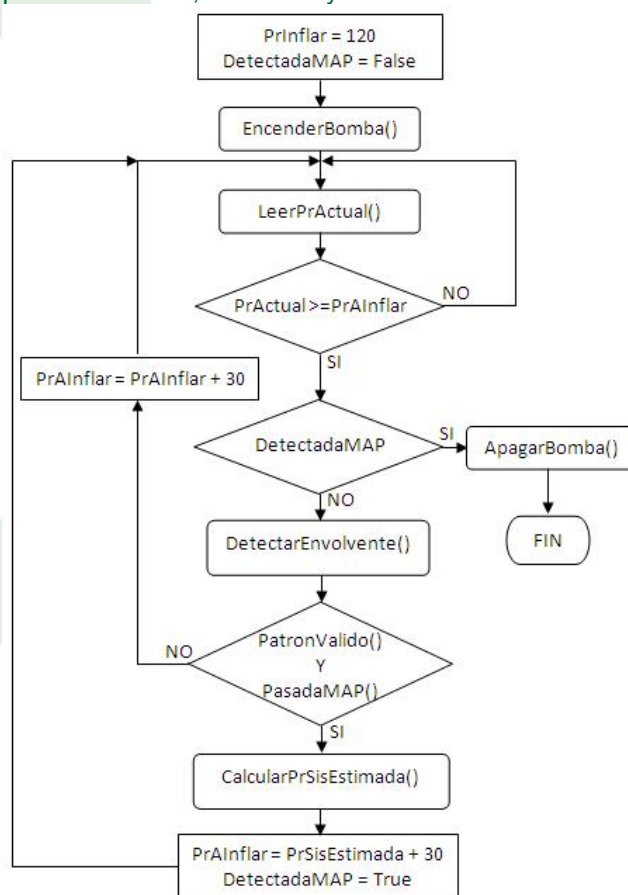


Fig. 2. Algoritmo de inflado auto inteligente.

El algoritmo se comporta de forma general como es mostrado en la Figura 2. La bomba de inflado es encendida para subir la presión del cuff y es apagada solo cuando la presión del mismo excede al menos 30 mmHg a la presión sistólica estimada o cuando alcanza una presión máxima fijada con anterioridad. Esta estimación es realizada buscando un patrón valido de la Curva Envolvente de la señal oscilométrica y eliminando gran parte de los errores introducidos por artefactos. Cuando es encontrado un patrón con un grado de exactitud deseado, que sobrepase la presión media (Mean Arterial Pressure, MAP) en la Figura 3, se estima la presión sistólica y se infla hasta 30 mmHg por encima de ésta. Si la misma no se encuentra, el equipo detiene el inflado cuando se alcanza la presión máxima fijada. Este análisis comienza a partir de haber alcanzado una presión de inflado mayor que 120 mmHg, presión que no causa muchas molestias a la extremidad de un paciente adulto y sobrepasa en la mayoría de los casos la MAP del paciente.

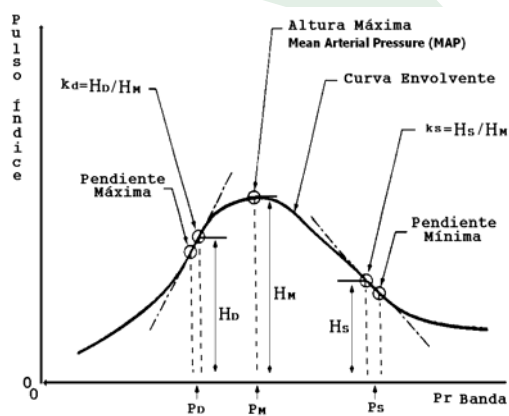


Fig. 3. Patrón de la Curva Envolvente de la señal.

3. RESULTADOS

En la Tabla II son mostrados los resultados de los valores promediados de las presiones a los que fue inflado el cuff para cada paciente simulado. Estos se calcularon utilizando el algoritmo de inflado. Además se muestra la diferencia entre la presión calculada y la presión sistólica simulada, lo que muestra la habilidad del algoritmo de adaptar la presión de inflado a la presión sistólica del paciente. El promedio de diferencias fue de 48.33 mmHg, lo que significa que como promedio se infló este valor por encima de las presiones simuladas.

Tabla II

Resultados de las mediciones y su diferencia

No	Condición del Paciente Simulado	PSS	PIC	DP
1.	Saludable	120	158	38
2.	Saludable (estándar)	60	121	61
3.	Saludable (estándar)	80	123	43
4.	Saludable (estándar)	100	142	42
5.	Saludable (estándar)	120	154	34
6.	Saludable (estándar)	150	197	47
7.	Saludable (estándar)	200	252	52
8.	Pulso Débil	110	167	57
9.	Ejercicio ligero	140	178	58
10.	Ejercicio Extremo	140	204	64
11.	Obeso	120	178	58
12.	Geriátrico	150	204	54
13.	Fibrilación Auricular y pulso variable	139	191	52
14.	Respiración espontanea	138	187	49
15.	Respiración controlada	132	168	36
Promedio de las Diferencias:				48.33

De izquierda a derecha las columnas contienen el número de la simulación, condición del paciente simulado, la presión sistólica simulada (PSS), el promedio de las presiones a las que fue inflado el cuff para esa simulación (PIC) y la diferencia entre estos valores $DP = PIC - PSS$.

4. DISCUSIÓN

La Tabla II Resultados de las mediciones y su diferencia y el histograma de la Figura 4, muestran que solamente en 2 simulaciones el algoritmo infló más de 60 mmHg sobre la presión sistólica simulada. Estos valores correspondieron a una medición de 60/30 mmHg (No. 2 en la Tabla II), que como fue mostrado en la Figura 2, el algoritmo empieza su análisis a partir de 120 mmHg y manda a detener la bomba a los 121 mmHg, presión que no causa muchas molestias al brazo de un paciente adulto. La otra medición que infló por encima de lo esperado, fue la correspondiente a un paciente que se encuentra realizando ejercicio extremo (No. 10 en la Tabla II). Los demás resultados tuvieron un máximo de valores agrupados en el intervalo de 51 mmHg a 60 mmHg y la mayoría de estos por debajo de 50 mmHg, con acumulación en el intervalo de 34 mmHg a 43 mmHg, como se muestra en la Figura 5.

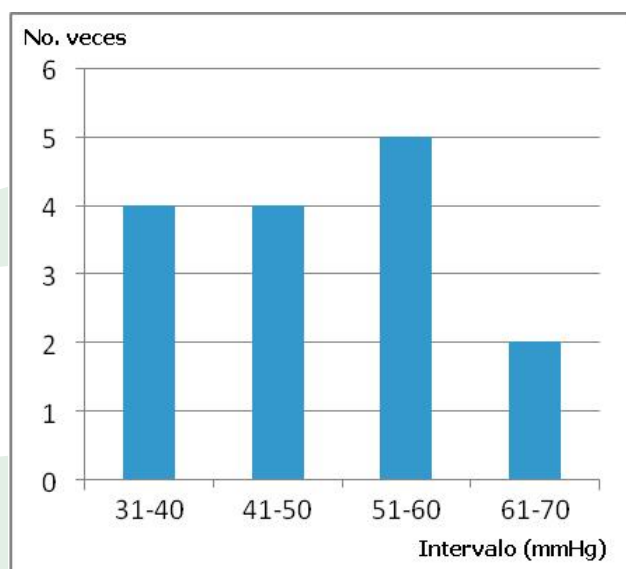


Fig. 4. Histograma de ocurrencias en intervalos de 10 mmHg.

La línea de tendencia de las diferencias de presiones con el aumento de la presión sistólica, se mantiene constante alrededor del valor de 48 mmHg, como puede observarse en la Figura. 5.

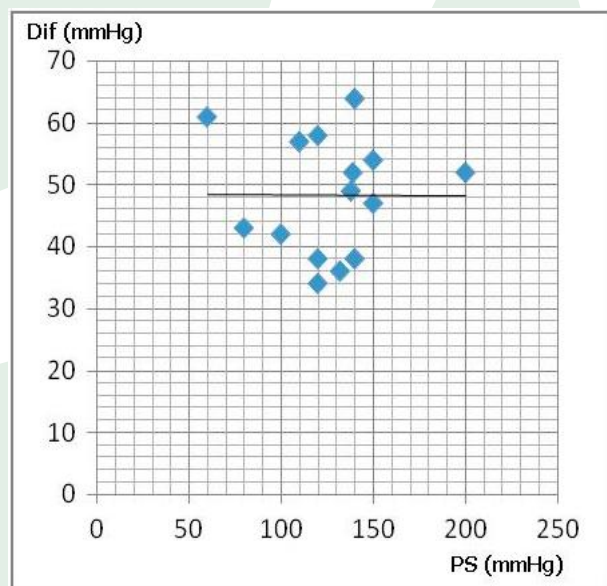


Fig. 5. Tendencia de la diferencia con el aumento de la presión.

5. CONCLUSIONES

Los resultados preliminares del algoritmo desarrollado mostrados en este trabajo confirman que éste permite adaptarse a la presión sistólica del paciente que es monitoreado. Durante los ensayos el algoritmo nunca infló menos de 30 mmHg por encima de la presión sistólica, condición que demuestra que no produce fallos de medición, por no sobrepasar lo suficiente a esta presión, valor necesario para que se obtenga una adecuada medición de la presión sistólica de los pacientes. Esto permite evitar los posibles reintentos de mediciones y nuevas compresiones del brazo del paciente. Los valores inflados sobrepasaron como promedio 48 mmHg a la presión sistólica, lo que implicaría no comprimir demasiado la extremidad del paciente monitoreado y lograr el cumplimiento de las regulaciones establecidas en la Norma ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003 Manual, electronic or automated sphygmomanometers.

Estos resultados son preliminares y deben ser enriquecidos con nuevos estudios en simuladores y personas, en futuros ensayos que se realicen.

REFERENCIAS

- [1] R. Roca, "Temas de Medicina Interna", Ciudad de la Habana: Editorial Ciencias Medicas, 4ta Ed, pp. 327-329, 2002.
- [2] L. A. Geddes, "Handbook of Blood Pressure Measurement", Human Press Inc., pp.51-110, 1991.
- [3] A. Sapinski, "Standard Algorithm of Blood-Pressure Measurement by the Oscillometric Method", Medical & Biological Engineering & Computing, Sep. 1994.
- [4] ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003 "Manual, electronic or automated sphygmomanometers". Arlington, VA: American National Standard Institute, Association for the Advancement of Medical Instrumentation; 2003.
- [5] Marchiando RJ, Elston MP. Automated ambulatory blood pressure monitoring: Clinical Utility in the family practice setting. American Family Physician 2003;67(11):2343-2350.
- [6] González-Juanatey JR, Mazón P, Soria F, Barrios V, Rodríguez L, Bertomeu V. Actualización (2003) de las Guías de Práctica Clínica de la Sociedad Española de Cardiología en hipertensión arterial. Rev Esp Cardiol 2003;56(5):487-97.
- [7] Davis PD, Dennis JL, Railton R. Evaluation of the A&D UA-767 and Welch Allyn Spot Vital Signs

noninvasive blood pressure monitors using a blood pressure simulator. *Journal of Human Hypertension* 2005;19(3):197-203.

[8] Amoores J, Lemesre Y, Murray I, Vacher E, Mieke S, King ST, et al. Validation of oscillometric noninvasive blood pressure measurement devices using simulators. The 2006 European Society of Hypertension Madrid Proceedings. *Blood Pressure Monitoring* 2007;12(4):251-253.