

Método fotopleletismográfico para la medición incruenta de la presión arterial sistólica a nivel de la arteria digital.

J.C. Bello-Robles¹, B. Becerra-Luna², R. Bautista¹, R. Martínez-Memije², O. Infante².

¹Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, IPN, México D.F., México

²Departamento de Instrumentación Electromecánica, Instituto Nacional de Cardiología, México D.F., México

Resumen— El presente trabajo propone el diseño y construcción de un dispositivo capaz de realizar la medición de la presión sistólica en la arteria digital (PSAD) basado en la aparición de la señal de fotopleletismografía (PPG, por sus siglas en inglés) al ocluir y desobstruir esta arteria, dicho dispositivo está integrado por un sensor de pulso fotopleletismográfico y un transductor de presión, capaz de obtener la señal pulsátil de PPG a nivel de la arteria digital cuando se le aplica presión por medio de un brazal neonatal colocado en el dedo. Para el contraste de nuestra medición se utiliza el equipo de registro Finometer (de la compañía Finapres Medical Systems). Se registraron de manera simultánea las señales de PPG, de presión en el dedal entregadas por nuestro dispositivo y de presión continua latido a latido en la arteria digital obtenida del Finometer en 18 sujetos, donde posteriormente se compararon los valores de la PSAD entregados por ambos equipos, obteniendo un coeficiente de determinación en R^2 de 0.92 y posteriormente un análisis de estos datos por la gráfica de Bland-Altman, obteniendo una media de las diferencias de $\mu = -5.31$ mmHg y una desviación estándar $\sigma = 4.42$ mmHg, lo que se ajusta a lo recomendado por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica y por la Sociedad Europea de Hipertensión.

Palabras clave— Presión arterial no invasiva, presión sistólica, arteria digital, fotopleletismografía.

I. INTRODUCCIÓN

La presión arterial (PA) es uno de los parámetros fisiológicos más importantes a medir en la clínica, esto debido a la información que nos proporciona sobre el estado de salud del sistema cardiovascular de una persona [1]. En la práctica clínica la PA se mide de manera no invasiva mediante el método auscultatorio [2], el cual se basa en ocluir la arteria braquial mediante la aplicación de una presión superior a la sistólica en el brazo por medio de un brazal y con un estetoscopio escuchar los sonidos de Korotkoff que se producen al desinflar gradualmente el brazal, donde el primer sonido indica la presión arterial sistólica y el quinto la presión arterial diastólica [3], que a pesar de ser el más ampliamente usado para medir la presión arterial de manera no invasiva, presenta ciertas limitaciones: el procedimiento para aplicar presión y descomprimir el brazalete es manual, y se necesita de una persona capacitada para llevar a cabo una lectura confiable [4, 5], aunque en un intento por hacer esta medición automática y objetiva se ha implementado el uso de válvulas y bombas electroneumáticas o cápsulas de gas que aplican

presión y descomprimen los brazaletes de forma automática. También se han usado transductores de presión para registrar las ondas pulsátiles de presión que se producen en el brazalete (método oscilométrico) [6], se han propuesto algoritmos computacionales para este método, los cuales no siempre son los adecuados y solo infieren la PA, lo que se traduce en fuertes imprecisiones en la medición de la misma [7, 8].

En este trabajo se propone el diseño de un dispositivo capaz de realizar la medición de la presión sistólica en la arteria digital (PSAD) mediante un sensor de fotopleletismografía (PPG, por sus siglas en inglés) y un brazal de insuflación neonatal que colocado en el dedo, funge como nuestro dedal insuflable que permite ocluir la arteria digital siguiendo los estándares empleados en el método auscultatorio y oscilométrico en lo que se refiere a la colocación del brazal, así como el inflado y desinflado del mismo, obteniendo la PSAD sin la necesidad de algún algoritmo y basándonos en la aparición del primer pulso de la señal de PPG. Para el contraste de la medición se utiliza el equipo de registro Finometer, que nos entrega la presión en la arteria digital de forma continua y latido a latido y que ha sido validado en diferentes circunstancias [9].

II. METODOLOGÍA

A. Descripción de equipo.

Se diseñó y construyó un dispositivo integrado por un módulo de PPG y otro de medición de la presión en el dedal insuflable. El módulo de PPG consta de dos LEDs con distintas longitudes de onda (uno rojo centrado en 665 nm y otro infrarrojo centrado en 940 nm) y un fototransistor, estos en arreglo tipo reflectancia, la salida analógica del fototransistor es filtrada por un pasa banda con frecuencias de corte inferior de 0.5 Hz y superior de 20 Hz ya que para este trabajo el punto de interés es la señal pulsátil de la señal de PPG, y posteriormente amplificada por una ganancia de 5000 (V/V) para tener una amplitud de la señal adecuada para su registro. El módulo de medición de la presión en el dedal insuflable, se realiza con el transductor piezo-resistivo de presión Motorola MPXV5050, el cual posee un rango de entrada de 0 a 350 mmHg que genera una salida lineal de 0.2 V a 4.7 V, la salida del sensor es filtrada por un pasa bajas con frecuencia de corte en 20 Hz, para que esta señal esté en fase con la de PPG (ver Fig.1).

El equipo contra el que se compararon los valores obtenidos de la PSAD por nuestro dispositivo es el Finometer

(fabricado por Finapres Medical Systems) el cual emplea el método de Peñaz para la medición continua de la presión en la arteria digital [9]. Este equipo ha sido validado por diferentes grupos de investigación, de manera que en general se acepta que se corresponde bien con la presión de la arteria digital [10, 11].



Fig. 1. Diagrama a bloques del dispositivo diseñado, en rojo el módulo de fotopletoisografía y en azul el módulo de medición de la presión.

B. Descripción de sujetos de estudio.

Se tomó una población abierta sin criterios de exclusión para tener un mayor rango de presiones arteriales en la cual esta técnica sea capaz de llevar a cabo una medición, es decir participaron sujetos normotensos, hipotensos e hipertensos. Se estudiaron 18 sujetos (9 mujeres y 9 hombres) de 21 a 63 años (33.3 ± 15.48 años, media \pm desviación estándar) entre 52 a 87 Kg de peso corporal (68.4 ± 10.94 Kg) y de 156 a 182cm de altura (164.3 ± 7.99 cm) con la indicación de presentarse al estudio con la ingesta de un desayuno ligero, sin haber tomado café o alguna otra sustancia estimulante, sin haber fumado y sin haber tomado medicamentos por al menos 12 horas antes de la toma de datos.

C. Toma de registros.

Previo al estudio, se le explicó el procedimiento del mismo al participante, y una vez aceptado se le pidió firmar una carta de consentimiento informado, después se registró su: edad, talla, sexo y peso. Se inició el estudio pidiéndole al sujeto que esté en posición sedente, indicándole reposar 2 minutos para estabilización de las variables hemodinámicas antes de proceder con la medición. Posteriormente, se toma la presión arterial por el método auscultatorio colocando el brazalete del equipo Finometer en el brazo izquierdo, el cual descansa sobre una mesa a nivel del corazón, se toma el registro siguiendo los parámetros establecidos por norma para una correcta toma de presión arterial braquial [12]. Se continuó colocando sobre la muñeca el control para el dedal del Finometer, después se colocó el dedal del Finometer en el dedo medio y en el dedo índice de la misma mano se puso el sensor de PPG a nivel de la falange media cubriéndolo con un dedal insuflable (6 a 11 cm) para medir la presión en esta zona como se muestra en la Fig. 2.



Fig. 2. Colocación del dispositivo diseñado y del Finometer en un sujeto.

Se registró la salida de estos dispositivos por medio de una tarjeta de adquisición USB1208FS de la compañía Measurement Computing conectada a la PC mediante el protocolo de comunicación USB y el software Tracer DAQ tomando los datos a una frecuencia de muestreo de 100 muestras por segundo; se registró al sujeto por un tiempo de 5 minutos.

D. Análisis de datos.

Se importaron los datos registrados por la tarjeta de adquisición USB1208FS al software Matlab R2013b, donde se obtiene la PSAD del dispositivo diseñado (DD) registrando el instante de tiempo donde aparece el primer pulso de la señal de PPG, y midiendo la presión en el dedal insuflable en ese mismo instante, como se muestra en la Fig. 3. Se obtiene la PSAD del Finometer con el promedio de los 5 valores en el pico máximo de la señal de presión arterial (que corresponden a la presión sistólica) dos antes y dos después del instante de tiempo donde aparece el primer pulso de la señal de PPG.

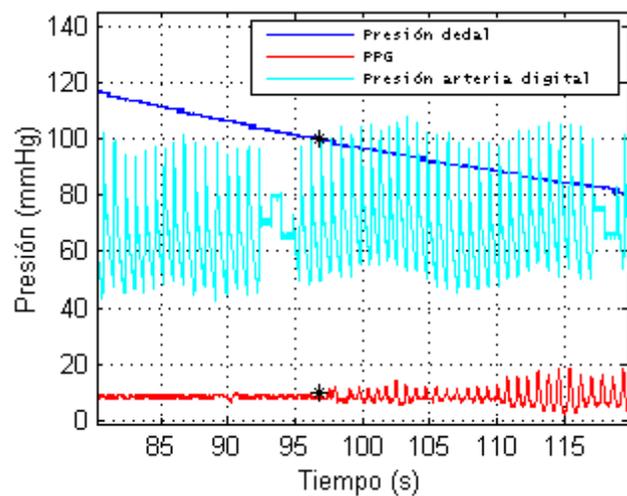


Fig. 3. Registro de la presión en el dedal insuflable (mmHg), señal de PPG (unidades arbitrarias) y del pulso de la presión en la arteria digital (mmHg) en un sujeto por un lapso de 40 s

La comparación entre ambas mediciones se efectuó por medio de la gráfica de Bland-Altman, la cual nos permite examinar el grado de concordancia entre un nuevo dispositivo de medición con uno ya existente y validado. Para realizar esta gráfica se coloca el promedio de las mediciones en las abscisas y la diferencia entre estas en las ordenadas [13].

III. RESULTADOS

De la muestra de sujetos estudiados se obtuvieron las siguientes mediciones de la presión sistólica en la arteria digital (PSAD).

TABLA I

MEDICIONES DE LA PRESIÓN SISTÓLICA EN LA ARTERIA DIGITAL (PSAD) EN NUESTRO DISPOSITIVO DISEÑADO (DD) Y FINOMETER

Sujeto	PSAD DD (mmHg)	PSAD Finometer (mmHg)
1	89.37	92.64
2	97.51	100.66
3	117.00	114.80
4	108.90	113.83
5	99.95	110.63
6	95.07	96.17
7	119.50	128.00
8	99.13	110.60
9	102.40	105.16
10	99.95	99.36
11	126.00	132.43
12	97.51	103.53
13	99.95	101.60
14	126.80	129.50
15	92.62	100.35
16	108.10	113.16
17	93.43	101.29
18	140.70	155.83

Haciendo una regresión lineal entre estas mediciones se obtiene una recta con un coeficiente de determinación R^2 de 0.92 como se ve en la Fig. 3, y una ecuación de regresión con pendiente de 0.856 y una ordenada al origen de 10.76 mmHg.

Realizando el método de Bland-Altman con las mediciones de la PSAD entregadas por nuestro dispositivo diseñado (DD) y las del Finometer (FM) se obtiene la gráfica de la Fig. 5 con una media de las diferencias de -5.31 mmHg y

con una desviación estandar de 4.42 mmHg y sin tendencias en el rango de mediciones.

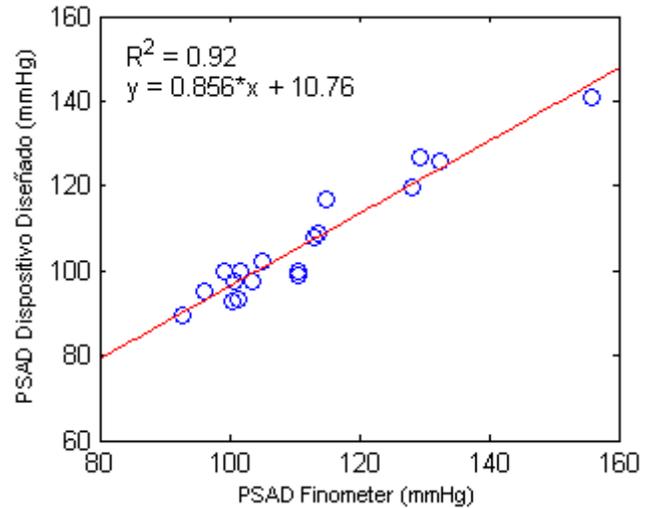


Fig. 4. Regresión lineal entre las mediciones de la presión sistólica en la arteria digital (PSAD) medidas por nuestro dispositivo diseñado y el Finometer.

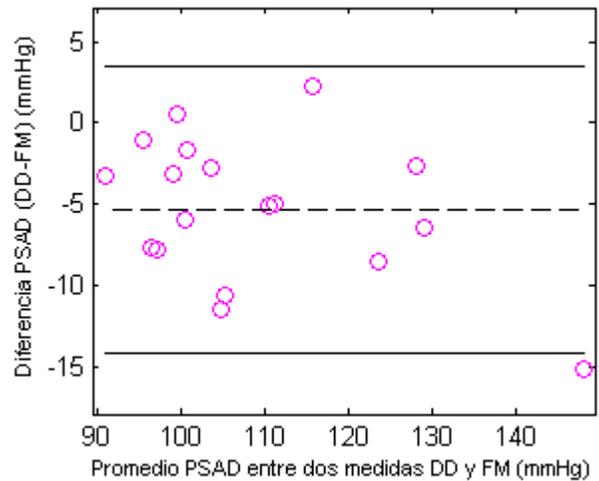


Fig. 5. Gráfica de Bland-Altman entre las mediciones de presión sistólica en la arteria digital (PSAD) por nuestro dispositivo diseñado (DD) y el Finometer (FM).

IV. DISCUSIÓN

Se observó que es de suma importancia la correcta posición del sensor fotopletoisomográfico y la selección del dedo adecuado para llevar a cabo una medición más precisa, se obtienen los mejores resultados colocando el sensor en la falange media del dedo índice y el dedal de tal manera que al aplicar presión en los costados del dedo se ocluya la arteria digital, se deja a discusión esto ya que se pueden realizar mejoras tanto en el sensor como en el dedal.

Otra variable a considerar es la temperatura de las manos, ya que influye en la detección del pulso, haciéndose difícil el registro de éste cuando las manos están frías, también el efecto de la respiración modifica la amplitud del pulso, donde aparece una señal de baja frecuencia asociada a este efecto. Se descartaron 5 registros por no seguir las observaciones antes discutidas de la posición del sensor y del dedal.

Si bien en este trabajo solo estamos obteniendo la presión sistólica con el método empleado, se puede utilizar el fenómeno oscilométrico tanto en la señal pulsátil de PPG como la de presión en la arteria digital para obtener la presión media y diastólica, así como el empleo de funciones de transferencia para obtener la presión arterial central a partir de la presión en arteria digital, propuesta que se desarrollará en un futuro trabajo.

V. CONCLUSIÓN

Los resultados preliminares muestran que los datos comparados por ambos métodos se encuentran dentro de los umbrales de Bland-Altman además de ser estos clínicamente aceptables, lo que nos indica que las mediciones de la PSAD realizadas por nuestro dispositivo son intercambiables por las entregadas por el Finometer [13], además de obtener una media de las diferencias y desviación estándar dentro de los límites recomendados por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica [14] y por la Sociedad Europea de Hipertensión [15].

BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Sánchez, O. Infante and R. Martínez, "Nueva metodología en el estudio de la hipertensión arterial" en *Hipertensión arterial: Daño, clínica y diagnóstico*. México: Prado, 2006, pp. 199-211.
- [2] J. Webster, *Medical Instrumentation: Application and design*, New York: Wiley, 1998.
- [3] T. G. Pickering, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research", *Hypertension*, vol. 45, pp. 142-61, Jan 2005.
- [4] E. O' Brien, "Replacing the mercury sphygmomanometer", *MBJ*, vol. 320, pp. 815-816, 2000.
- [5] MD. Markando, S. Duneclift and C. Carney, "The mercury sphygmomanometer should be abandoned before is prescribed", *J Human Hypertension*, vol. 14, pp. 31-36, 2000.
- [6] M. Ramsey, 3rd, "Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices," *J Clin Monit*, vol. 7, pp. 56-67, Jan 1991.
- [7] L. A. Geddes, *Handbook of Blood Pressure Measurement*, Humana Press, 1991.
- [8] J.E. Lewis, E. Bayle and L. Magharious, "Evaluation of community-based automatic blood pressure measuring device", *CMAJ*, vol. 166, pp. 1146-48, 2002.
- [9] Finapres Medical Systems 2005 *FinometerTM User's Guide*.
- [10] P. Castiglioni, G. Parati, *et al.*, "Broad-band spectral analysis of 24h continuous finger blood pressure: comparison with intra-arterial recording", *Clin Sci*, vol. 97, pp. 129-139, 1999.

- [11] LWJ. Bogert, JJ. Lieshout, "Non-invasive pulsatile arterial pressure and stroke volume: changes from the human finger", *Exp Physiol*, vol 90, pp. 437-446, 2005.
- [12] Norma Oficial Mexicana NOM-030-SSA"-1999.
- [13] JM. Bland, DG. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *Elsevier*, vol. 47, pp. 931-936, 2010.
- [14] Association for the Advancement of Medical Instrumentation. American National Standard. Manual, electronic or automated sphygmomanometers ANSI/AAMI SP10-2002, Arlington, VA: AAMI; pp.40, 2003.
- [15] E. O'Brien, *et al.*, "European Society of Hypertension International Protocol revision 2010 for the Validation of Blood Pressure Measuring Devices In Adults", *Blood Press Monit*, vol.15, pp. 23-38, 2010.