

MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL UTILIZANDO EL RETARDO EN EL PULSO DISTAL

O. Infante-Vázquez¹, G. Sánchez-Torres², R. Martínez-Memije¹,
P. Flores-Chávez¹, G. Pastelín-Hernández³ y M. Sánchez-Miranda¹

RESUMEN -- Durante la compresión arterial en la esfigmomanometría (EM) auscultatoria (EMA) ocurre un retardo en la aparición del pulso sanguíneo distal (PSD), lo que se expresa en el intervalo Q-pP (Onda Q del ECG - pie de ascenso del PSD). Para determinar este lapso, hemos desarrollado un equipo que automáticamente mide y registra la variabilidad de los intervalos Q-Q y Q-pP, aplicándolo a la medición de la presión arterial (PA) sistólica (PS) y diastólica (PD). El aparato toma la derivación aVR del ECG, el PSD de un dedo de la mano (tomado de la luz reflejada desde dos fuentes de diferente longitud de onda) y la presión del brazal durante la EM. Cada señal se capturó a 250 muestras por segundo durante 70 a 100 seg. Se compararon la EMA y nuestro nuevo método de obtención de la PA (NMEM) en 262 casos (129 normotensos y 133 hipertensos). Para las mediciones se aplicaron las reglas estándar de la EM y los siguientes criterios: las clásicas primera y quinta fase de Korotkoff para la PS y la PD respectivamente en la EMA, y para el NMEM el primer PSD para la PS y la desaparición del retardo en el Q-pP para la PD. La PS medida por EMA o por NMEM correlacionan significativamente ($r = 0.94$, $p > 0.001$), pero esta relación es menor en la PD ($r = 0.80$, $p < 0.005$). El NMEM es un procedimiento fácil de realizar que mide objetivamente la PA y que puede tener interesantes usos clínicos.

Palabras-clave: Esfigmomanometría, Medición de la Presión Arterial, Hipertensión.

INTRODUCCIÓN

A casi un siglo del descubrimiento de los ruidos de Korotkoff (Korotkoff, 1905), parteaguas en el desarrollo de la medición de la presión arterial (PA), persiste la investigación tendiente a obtener mejores métodos exploratorios para el acceso a este parámetro. Esto es debido a que la esfigmomanometría auscultatoria (EMA) no deja de tener ciertas limitaciones, especialmente en la cuantificación de la PA diastólica; en efecto, el medir la presión sanguínea por la aparición de ruidos en una arteria parcialmente ocluida, se dificulta en situaciones en las que estas

¹ Investigador del Departamento de Instrumentación Electromecánica

² Jefe de la División de Atención Médico Quirúrgica

³ Jefe del Departamento de Farmacología

Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, Juan Badiano # 1, Col Sección XVI, C.P. 14080, México D.F., MÉXICO, E-mail: infante@cenids.ssa.gob.mx

manifestaciones acústicas no son fácilmente perceptibles (Laher y O'Brien, 1982), se presentan fuera del rango tensional sístolo-diastólico (Armitage y Rose, 1966) o en su secuencia se suscitan periodos silentes que llevan a engaño. Además, la subjetividad del método introduce variaciones ínter e intraobservador que se reflejan en un bajo grado de correlación entre la estimación por auscultación de la PA y las cifras obtenidas intrarterialmente (Sánchez-Torres *et alii*, 1977).

Recientemente se ha demostrado la utilidad de conocer los cambios circadianos del nivel de la PA en el diagnóstico y manejo de varios estados patológicos (White *et alii*, 1993), lo que ha estimulado la creación de nuevos procedimientos no invasivos como son, entre otros: la impedancia eléctrica, el ultrasonido, la fonoarteriografía y la oscilometría (Gómez, 1993). Este último procedimiento se utiliza en un gran número de dispositivos de uso comercial para la estimación repetitiva de la presión arterial y se fundamenta en la detección de las oscilaciones creadas por el paso de las ondas sanguíneas que se transmiten al brazal neumático durante la esfigmomanometría; los indicadores de las presiones sistólica (PS) y diastólica (PD) se identifican empleando una relación con la amplitud de los ciclos oscilométricos que con frecuencia coteja pobremente con la onda de presión, por lo que carece de fidelidad, además de ser instrumentos muy sensibles a los artefactos (Papadopoulos *et alii*, 1994). A pesar de estos esfuerzos, aun no se cuenta con un método exacto, simple y práctico para su aplicación clínica (Sociedade Brasileira de Cardiologia, 1993).

En 1928 Kornes describió el retardo que sufre la onda del pulso al pasar por una arteria comprimida (Geddes, 1970), lo que es muy evidente durante la fase de descompresión arterial en la EMA. El retardo es proporcional al grado de estrechez arterial, de tal manera que es máximo en la primera onda de pulso registrada y desaparece cuando la presión intrabrazal desciende por debajo de la presión arterial diastólica (Geddes, 1970). Hasta donde se logró investigar, este fenómeno no ha sido empleado en la medición de la presión sistémica, con excepción de uno de nosotros, quién en 1973 lo aplicó en la medición esfigmográfica de la presión arterial sistémica (Sánchez-Torres, 1995). En ese entonces se consideró a la aparición de la primera onda de presión, registrada mediante una aguja de Cournaud colocada intravascularmente en la arteria braquial (previa instalación de un brazal compresivo en el brazo), como signo de la presión sistólica; la desaparición del retardo de la misma onda (en relación a la onda Q del electrocardiograma) se tomó como indicador de la presión arterial mínima. Este signo tuvo una mejor correlación con la PD intrarterial ($r = 0.79$) que la desaparición de los ruidos de Korotkoff (5ª fase) auscultados simultáneamente en el brazo contralateral ($r = 0.59$). Aunque el método se aplicó de manera incruenta en la clínica -a partir de la detección simultánea del electrocardiograma (ECG) y de un pulso radial o de un pulso digital obtenido con un sensor de luz infrarroja-, el estado de la tecnología biomédica del momento no permitió avanzar más en el tema. No obstante, recientemente en nuestro departamento se creó un instrumento que utiliza una computadora personal para registrar pulso a pulso los intervalos Q-Q del ECG y Q-pP (intervalo entre la onda Q y el pie de ascenso del pulso sanguíneo distal relacionado con la contracción miocárdica correspondiente) (Infante-Vázquez *et alii*, 1994). La facilidad de identificar el retardo de la onda del pulso a través del estudio de este último intervalo, propició aplicar el sistema (al que denominaremos fotoesfigmomanometría) en la medición de la PA. El propósito de este trabajo es presentar los resultados de esta experiencia aplicada en 262 casos.

MATERIAL Y MÉTODO

Población

Se estudiaron 262 personas asistentes a la clínica de hipertensión arterial. Esta población estuvo formada por 129 individuos normotensos (PA inferior a 140/90 mmHg) y por 133 sujetos con hipertensión arterial esencial (86 sin recibir fármacos antihipertensivo por cuando menos 2 semanas y 47 tratados con medicamentos antihipertensivos). Se siguieron los criterios establecidos en la propia clínica para identificar la normalidad y el estado hipertensivo de cada caso. Se excluyeron enfermos con arritmias cardiacas, con insuficiencias cardiorrespiratorias o arteriales. En toda la población se practicó simultáneamente una determinación de la PA mediante el nuevo método y la EMA. El estudio contó con la aprobación de los pacientes y del comité de ética de nuestra institución.

Descripción del equipo

El sistema (figura 1) lo integra una computadora personal a la que se le agregó una tarjeta convertidora de analógico a digital (C A/D) para capturar el ECG en su derivación aVR, dos pulsos fotopleletismográficos (PFP) y dos señales de la presión en un brazal esfigmomanométrico (PB): una para cuantificar la presión misma y otra para obtener sólo los pulsos oscilométricos. La tarjeta C A/D, modificada a partir de un diseño previo (Rodríguez *et alii*, 1988), consta de ocho canales, cada uno con 10 bits de resolución en amplitud y 30 microsegundos de tiempo de conversión por canal.

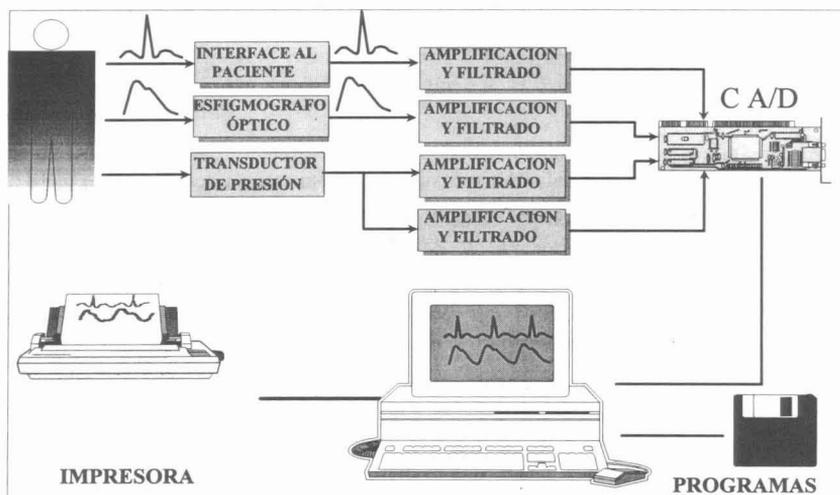


Figura 1. Diagrama a bloques. Sistema diseñado para obtener, automáticamente y latido a latido, el tiempo entre las ondas Q del electrocardiograma y el retardo entre la Q y el pie del pulso distal generado por la contracción miocárdica correspondiente.

Los circuitos para el ECG, adaptados de los descritos en otra parte (Infante-Vázquez *et alii*, 1988), cuentan con una red de Wilson que pasa la señal a un amplificador de instrumentación con rechazo a modo común de 86 dB a 60 Hz y ganancia de 25; de aquí se envía la señal a un filtro pasa altas con frecuencia de corte a 0.5 Hz, de donde va a un filtro pasa bajas de frecuencia de corte a 45 Hz y por último se amplifica por 20. Los dos PFP se obtienen de la luz reflejada por la piel iluminada con dos diodos emisores de luz: uno de longitud de onda centrada a 665 nm y el otro a 940 nm, esto a fin de compensar los cambios en la luz reflejada debidos a las variaciones en la oxigenación de la hemoglobina (Horecker, 1943); la luz reflejada se recoge en un fototransistor cuya salida en el colector se pasa a una etapa de filtrado y amplificación de características similares a las descritas para el ECG. La PB se toma de un transductor de presión Motorola MPX2052, cuya salida por un lado sólo se amplifica para cuantificar la presión, mientras que por otro además se filtra para dejar a la señal en un ancho de banda de 1.5 a 30 Hz, lo que permite obtener los pulsos generados por el golpeteo y el paso de la sangre en el brazal. Las señales se presentan en el monitor de la computadora mientras se efectúa la captura, la cual se realiza a 250 muestras por segundo y por canal durante 70 a 100 segundos, continuos o con una pausa intermedia durante el inflado del brazal. Con estos datos se mide automáticamente el intervalo Q-Q y el Q-pP y se registran gráficamente las variaciones de estos parámetros latido a latido (tacogramas) como se muestra en la figura 2, esta última tomada de una pantalla del sistema con estas gráficas; en esta misma etapa se obtienen el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación de los intervalos en toda la señal (línea con PrG, s y CV en la figura) además de los mismos índices en los primeros 15 latidos (línea con PrI en la figura 2) y en los quince últimos latidos (línea PrF, s y CV), tanto para el intervalo Q-Q como para el Q-pP. Una vez en memoria, los datos también pueden ser revisados a diferente base de tiempo o amplificación, operados aritméticamente, medidos o filtrados.

Para identificar la onda Q del ECG se emplea un algoritmo (modificado a partir del reportado en Infante *et alii*, 1992) que primero obtiene la segunda derivada del ECG - estimada mediante mínimos cuadrados a dos puntos a cada lado del de interés - para luego rectificarla y equipararla en seguida con un umbral; cuando se identifica una onda Q, se reinicia la búsqueda a 240 ms después del lugar con la presunta Q, evitándose así los puntos de la onda ya identificada.

Para localizar el pie del pulso distal -también con un algoritmo desarrollado por nosotros- primero se calcula la derivada de la señal esfigmográfica mediante mínimos cuadrados, considerando siete puntos a cada lado del de interés. Esta derivada se compara luego con dos umbrales: uno bajo, utilizado para evaluar si la derivada es cercana a cero, y otro alto que se coteja con la suma de seis puntos después del de interés; si ésta es mayor al umbral alto, el punto tiene derivada cercana a cero y la derivada sigue en ascenso seis puntos después del evaluado, se considera que se ha encontrado un pie de pulso (pP) y se desplaza entonces la nueva búsqueda a 240 ms, evitando con esto tomar más puntos de la onda identificada o el pulso dicrótico de la misma. Los puntos en los que se ha identificado un pP se utilizan en seguida para calcular el tiempo entre una onda Q del ECG y su pP asociado para obtener las gráficas como se describió arriba y se ilustra en la figura 2.

Protocolo

La determinación de la PA se efectuó entre las 8 y las 13 hrs. del día. Se explicó al paciente la secuencia de la exploración y se le indicó permanecer inmóvil durante la realización de la misma. La toma de la presión se efectuó en posición clinostática.

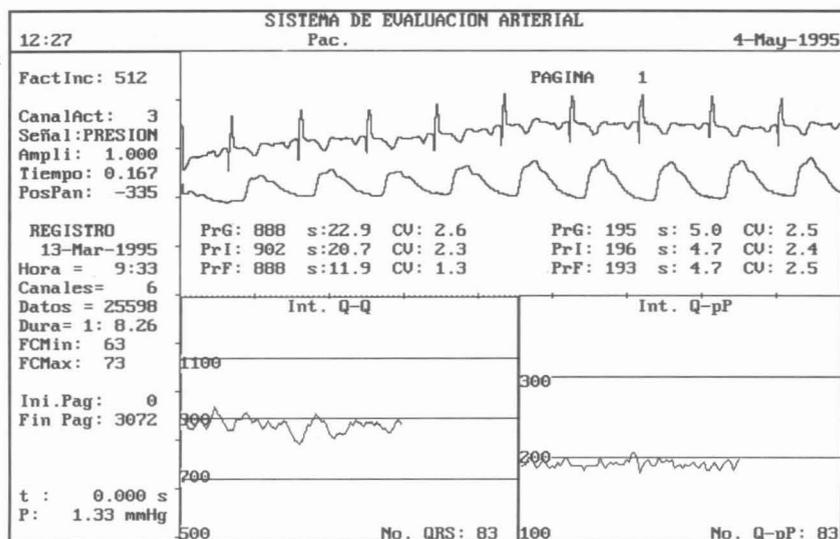


Figura 2. Pantalla del equipo con el ECG, los pulsos fotoesfigmográficos y las gráficas de los intervalos Q-Q (Int. Q-Q) y Q-pP (Int. Q-pP). El eje de las abscisas indica el número de pulso y el de las ordenadas el intervalo en milisegundos. Arriba de las gráficas se anotan el promedio, desviación estándar y coeficiente de variación de los intervalos en todo el trazo (PrG, s y CV) y de los primeros (PrI) y de los últimos (PrF) 15 latidos del trazo.

El sujeto se conectó al electrocardiógrafo para obtener la derivación aVR. El sensor del pulso se colocó en la cara ventral del artejo distal de los dedos 2° o 3° de la mano derecha mediante una agarradera (especialmente diseñada para este objetivo) asida por el sujeto explorado. El brazal de hule del esfigmomanómetro se ajustó al brazo y se conectó al transductor de presión.

Después de haber registrado cuando menos 20 ciclos cardiocirculatorios de buena calidad se estableció una pausa. Acto seguido el explorador se situó al lado del paciente e infló el brazal a 40 mmHg por arriba del nivel de desaparición del pulso radial previamente palpado durante la maniobra. Se procedió a desinflar el adminículo a 2 mmHg/seg. al mismo tiempo que se reanudó el registro de los tacogramas, lo cual se llevó a cabo hasta detectar cuando menos 15 latidos después del desinflado total del manguito. En esta fase se obtuvo la PA mediante la auscultación de los ruidos de Korotkoff en la fosa cubital del mismo brazo explorado.

Criterios

Se aplicaron los siguientes criterios en la medición de la presión arterial:

1. En relación a la esfigmomanometría auscultatoria se consideraron las clásicas 1ª y 5ª fases de la secuencia de los ruidos de Korotkoff para la identificación de las presiones arteriales sistólica y diastólica, respectivamente (Anónimo, 1993).

2. Para el método aquí propuesto se tomó a la aparición del pie de ascenso del primer pulso sanguíneo distal como índice de la presión arterial sistólica (índice de PS en la figura 3), mientras que se consideró a la desaparición del retardo en el Q-pP (tomando en consideración la variabilidad en este parámetro) como indicador de la presión arterial diastólica (índice de PD en la figura 3), todo ello durante la fase de desinflado del brazal. Aunque en nuestro departamento se está desarrollando un algoritmo para la estimación automatizada de la PA mediante el retardo en el Q-pP durante la esfigmomanometría, para este trabajo las mediciones fueron realizadas por los autores desplegando los trazos en la pantalla y midiendo los intervalos asistidos por el uso de un cursor electrónico para identificar el último latido en que ocurre el retraso del intervalo Q-pP; para estas mediciones se utilizaron las marcas generadas por la detección automática del pP y de la onda Q del ECG. La aparición en el monitor de la línea de presión intrabrazal facilitó la determinación.

Se compararon la EMA y nuestro nuevo método de obtención de la presión sanguínea mediante el coeficiente de correlación de Pearson y la prueba de t para datos pareados.

RESULTADOS

Las presiones sistólica y diastólica se midieron en 262 casos (129 no hipertensos y 133 hipertensos; 172 femeninos y 90 masculinos, con edades en la población de entre 4 a 87 años bajo un promedio de 48 años y una desviación estándar de 17), tanto por esfigmomanometría auscultatoria como por el nuevo método aquí propuesto.

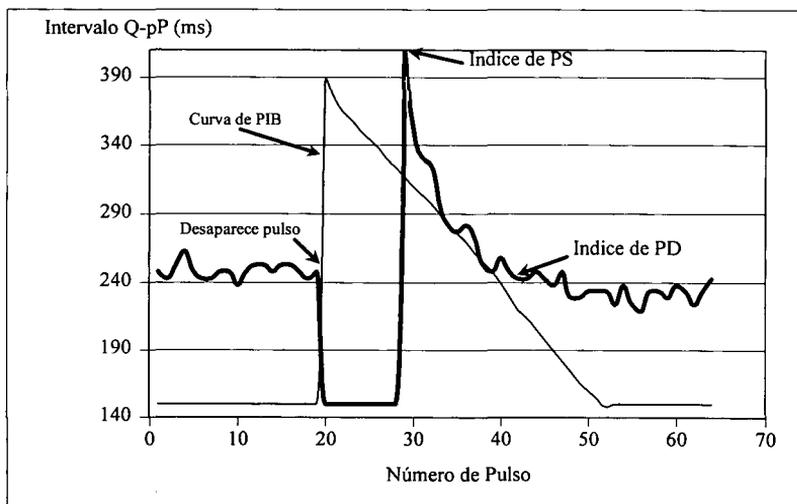


Figura 3. Cambios del Q-pP latido a latido al incrementarse la presión intrabrazal (curva PIB). Se muestran el intervalo Q-pP considerado para el índice de la presión sistólica (índice de PS) y el considerado para la presión diastólica (índice de PD).

En la tabla 1 se da la descripción estadística de los datos obtenidos. Se observa que las presiones sistólicas auscultatorias variaron en un rango que va de 92 a 238 mmHg, valores similares a los encontrados por la fotoesfigmomanometría (PS NMEM en la tabla 1) en donde se encontró un mínimo de 86 mmHg y un máximo de 230 mmHg. El promedio de la PS medida por EMA fue de 141 mmHg (desviación estándar o D.E. = 29.1 mmHg) mientras que con el nuevo método éste fue de 136 mmHg (D.E. = 28.4 mmHg). La presión diastólica estimada por esfigmomanometría auscultatoria (PD EMA en la tabla 1) tuvo un rango de 58 a 158 mmHg; estos mismo datos fueron de 42 mmHg para el valor mínimo y de 126 mmHg para el máximo al medir la PD por el método alternativo (PD NMEM en la tabla 1). El promedio de la PD auscultatoria fue de 87 mmHg (D.E. = 16.6 mmHg), mientras que el promedio para la PD con el otro procedimiento fue de 85 mmHg (D.E. = 17.7 mmHg).

Comparando los resultados de la tabla se observa que los valores mínimos, máximos y promedios de las presiones sistólica y diastólica son menores cuando se obtienen por el nuevo método que cuando se miden por esfigmomanometría auscultatoria, aunque bajo una prueba estadística utilizando la 't' pareada, estas diferencias no son significativas ($p > 0.50$).

Tabla 1. Resumen estadístico de las presiones sistólica (PS) y diastólica (PD) medidas por esfigmomanometría auscultatoria (EMA) y por el nuevo método fotoesfigmomanométrico (NMEM) (D.E. = desviación estándar).

	Rango (mmHg)	Promedio (mmHg)	D. E. (mmHg)
PS NMEM	86 - 230	136	29.1
PS EMA	92 - 238	141	28.4
PD NMEM	42 - 126	83	17.7
PD EMA	58 - 158	87	16.8

Al comparar la concomitancia entre los valores de la presión sistólica medidos por esfigmomanometría auscultatoria *versus* la aparición del primer pulso, se obtuvo un índice de correlación de 0.94 ($r = 0.94$ en la figura 4, $p < 0.001$). Hubo 12 casos (4.6% del total) en los que no se logró obtener la PS por alguno de los métodos (sonidos de Korotkoff muy atenuados o registros del ECG o fotopulso ruidosos) y que se excluyeron de la correlación. En la parte inferior de la figura 4 se indican, además de los datos ya señalados en la tabla 1 (mínimo, máximo, promedio y desviación estándar) la cantidad de casos sobre los que se realizó la correlación ($n = 250$) y los valores obtenidos al efectuarse la regresión lineal por mínimos cuadrados ($a =$ ordenada al origen, $b =$ pendiente de la recta ajustada) los cuales son cercanos a los parámetros en la función identidad.

En lo que respecta a la comparación de las presiones diastólicas obtenidas por EMA en relación a las tomadas por el retardo en el Q-pP (figura 5) se encontró un índice de correlación de $r = 0.80$ ($p < 0.005$) el cual, aunque significativo, resultó menor al obtenido para la presión sistólica. Hubo 18 casos (6.9%) en los que se dificultó la medición de la PD con cualquiera de los métodos y que no fueron contabilizados. En la figura 5 se muestran el número de datos en los que se pudo obtener la PD por ambos métodos ($n = 244$), los valores ya indicados en la tabla 1 (mínimo,

máximo, promedio y desviación estándar) para la PD y los índices extraídos de la regresión lineal; estos parámetros ya no son tan cercanos a la identidad como en el caso de la PS, además de que la dispersión en la gráfica de la figura 5 es mayor que la que se observa en la figura 4.

Finalmente, en 18 casos (6.5%) la auscultación de los ruidos de Korotkoff fue pobre e impidió estimar correctamente las presiones arteriales sistólica o diastólica.

DISCUSIÓN

En este trabajo se demuestra que el retardo transesfigmomanométrico del pulso arterial digital puede emplearse como un método alternativo al procedimiento auscultatorio para medir indirectamente y con objetividad las presiones arteriales sistólica y diastólica. En efecto, los índices de correlación entre los dos métodos fueron aceptables. No debe llamar la atención que la correlación entre las presiones sistólicas fuese superior a la de las diastólicas, lo que es evidente cuando se comparan los métodos intrarterial y auscultatorio entre sí (Sánchez-Torres *et alii*, 1977). De hecho la determinación indirecta del parámetro sistólico se basa en el signo de Vierordt-Von Bash (de Micheli, 1986) que considera al primer fenómeno pulsátil que ocurre durante el desinflado del brazal, desde una presión supramaximal, como un indicador de la tensión sistólica intrarterial. Entre más fidedigno es la detección del primer pulso, mayor exactitud tendrá el índice referido.

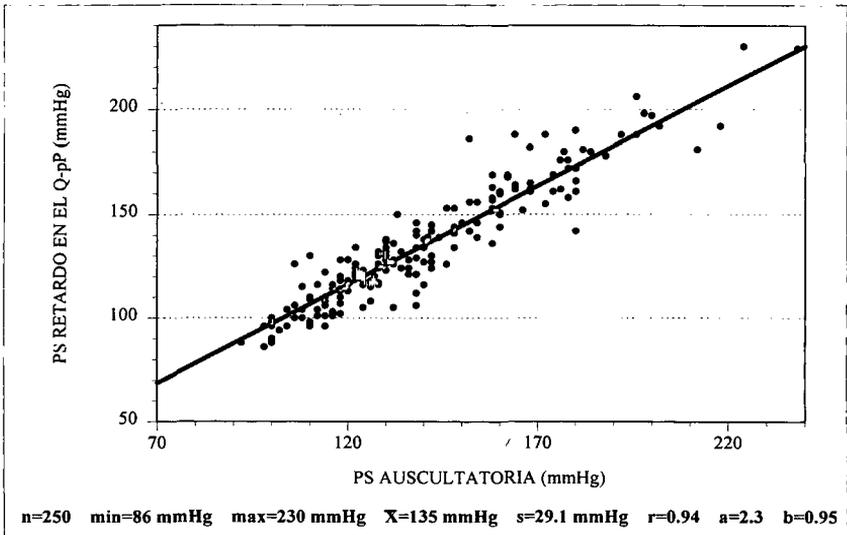


Figura 4. Relación entre la presión sistólica medida auscultatoriamente y por reaparición del pulso. Bajo la gráfica se dan el número de datos para la correlación (n), el mínimo (min), máximo (max), promedio (\bar{X}), desviación estándar (s), índice de correlación (r) y los parámetros de la regresión (a = ordenada al origen, b = pendiente de la recta de mejor ajuste).

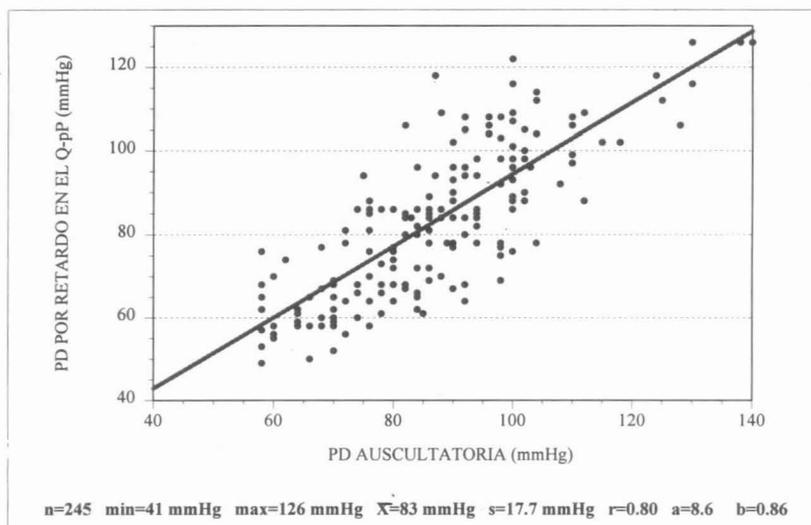


Figura 5. Relación entre la presión diastólica auscultatoria y por el retardo en el Q-pP. Bajo la gráfica se indica el número de datos para la correlación (n), el mínimo (min), máximo (max), promedio (\bar{X}), desviación estándar (s), índice de correlación (r) y los parámetros obtenidos de la regresión lineal (a = ordenada al origen, b = pendiente de la recta de mejor ajuste).

El registro electrónico favorece la captación del signo y determina con exactitud y objetividad el nivel de la presión intrabrazal en el que aparece la primera manifestación circulatoria, independientemente de la generación de ruidos arteriales.

La detección del nivel diastólico de la PA ha sido un tema controversial de la EMA. En efecto, desde su aparición a principios de siglo, se planteó la disyuntiva de si era la 4ª o la 5ª fase el signo más fidedigno para identificar este nivel, situación que todavía no se ha aclarado (Anónimo, 1993). El problema emana del hecho de que los ruidos de Korotkoff auscultados durante el rango de compresión arterial sístolo-diastólico son clínicamente indistinguibles de los ruidos que se producen espontáneamente o a niveles infradiastólicos de compresión arterial en situaciones fisiológicas o patológicas (insuficiencia aórtica, embarazo, hipertiroidismo, puerilidad, ejercicio, etc.) y ello introduce un obstáculo de medición. La desaparición del retardo transesfigmográfico del pulso distal, cuando menos en una observación, correlacionó mejor con la presión intrarterial diastólica que con los ruidos K (5ª fase), por lo que consideramos que este signo u otros indicadores clínicos o gráficos de normalización del pulso distal (durante la compresión arterial además del retardo señalado se altera el dp/dt arterial, la morfología del pulso, etc.) pueden constituir buenos señalizadores indirectos de la presión diastólica. El nivel de presión mínima con el aparato aquí descrito, como era de esperarse, tuvo menor correlación con la 5ª fase Korotkoffiana; es posible que la cuantificación fotoesfigmomanométrica sea más exacta que la auscultación, lo que de

demostrarse conferiría grandes ventajas al método propuesto; de hecho, en nuestro departamento se iniciaron una serie de observaciones en humanos y en el perro para comprobar lo mencionado, contrastando nuestro método con el registro invasivo.

La técnica de obtención de la presión arterial con el aparato que se ha descrito es bastante similar a la de la esfigmomanometría auscultatoria (O'Brien *et alii*, 1985), aunque de mayor objetividad. Si bien la colocación de los electrodos electrocardiográficos y del sensor del pulso retarda la realización del procedimiento y se requiere de una cooperación estrecha del paciente, no se tuvieron dificultades en la práctica. La toma de la presión tarda alrededor de 3 minutos. El mayor obstáculo encontrado fue la pobre detección del pulso digital por imperfecta colocación del detector (se están diseñando sensores más ergonómico-antropométricos), seguido de vasoconstricción y precipitado por el frío (el ambiente debe permanecer en el invierno a unos 26 °C) o por problemas circulatorios locales. No obstante, sólo en el 4.5% de la población no se logró la medición, lo que debe contrastarse con un 6.5% de casos en los que la auscultación de los ruidos K fue errática y no fidedigna.

Por el momento el aparato empleado carece de la maniobrabilidad necesaria para la aplicación cotidiana en la clínica abierta; empero, se hacen intentos para simplificar los elementos físicos de la medición. La cuantificación de los signos se efectuó personalmente y es tardada y engorrosa, pero la objetividad del método permite, para un próximo trabajo, el diseño de un algoritmo que la automatice. La mira es crear un aparato que cuantifique con exactitud el parámetro y que esté dotado de la suficiente simplicidad, maniobrabilidad y practicabilidad para ser empleado en el trabajo cotidiano por médicos, paramédicos o incluso población en general.

Por lo demás, la obtención rápida de tacógramas de los intervalos Q-Q y Q-pP y en un futuro de otros ciclos de interés fisiológico y clínico, confiere al sistema una inusitada versatilidad de aplicación en el estudio de la variabilidad de la presión arterial, del ciclo cardiaco y de otros fenómenos de interés cardiovascular.

REFERENCIAS

- ANÓNIMO (1993). *The Fifth Report of the Joint Committee on Detection, Evaluation and Treatment of High Blood Pressure*. NIH Publication. p. 93-108.
- ARMITAGE, P. y ROSE, G. A. (1966). "The Variability of Measurements of Casual Blood Pressure". *I Laboratori de Studio Clinico y Scientifico*. v. 30, p. 325-335.
- GEDDES, L. A. (1970). *The Direct and Indirect Measurement of Blood Pressure*. Chicago Year Book.
- GÓMEZ, M. J. (1993). "La medición de la presión arterial". En: *Hipertensión arterial sistémica: de su impacto poblacional a las visicitudes terapéuticas*. Ed.: Sánchez-Torres G, México: Ediciones de la Sociedad Mexicana de Cardiología, p. 65-74.
- HORECKER, B. L. (1943). "The absorption spectra of the haemoglobin and its derivatives in the visible and infrared regions". *Journal of Biological Chemistry*. v. 48, p. 173-183.

- INFANTE-VAZQUEZ, O., RODRIGUEZ-ROSSINI, G., PEREZ-RUIZ, J., ESPINOSA, L., VALENZUELA, F. y ROJAS-VILLANUEVA, M. (1988). "Terminal de electrocardiografía". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. v. 9, n. 1, p. 87-95.
- INFANTE VÁZQUEZ, O., VALENZUELA, F. y POLO, S. (1992). "Algoritmo que utiliza la segunda derivada para identificar el complejo QRS en tiempo real". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. v. 13, n. 1, p. 23-32.
- INFANTE VÁZQUEZ, O., SÁNCHEZ TORRES, G., GONZÁLEZ DURÁN, M. A. y PORTER, F. (1994). "Medición del retardo entre la onda Q del electrocardiograma y el pie de ascenso del pulso sanguíneo". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. v. 15, n. 1, p. 124-127.
- KOROTKOFF, N. S. (1905). "On methods of studying the blood pressure". *Izv Voенno-medic Akadem*. v. 11, p. 365.
- LAHER, M. y O'BRIEN, E. (1982). "In search of Korotkoff". *British Medical Journal*. v. 285, p. 992-996.
- DE MICHELI, A. (1986). "Acerca de la historia de la esfigmomanometría". *Principia Cardiologica*. v. 3, p. 50-52.
- O'BRIEN, E. F., FITZGERALD, D. y O'MALLEY, K. (1985). "Blood pressure measurement: current practice and future trends". *British Medical Journal*. v. 290, p. 729-734.
- PAPADOPOULOS, G., WENDT, G., FRIEDEWALD y C., MIEKE S. (1994). "The effect of artifacts on the performance of seven non-invasive oscillometric sphygmomanometers". *Physics in Medicine & Biology*. v. 39a, p. 220.
- RODRIGUEZ, G., INFANTE, O., VALENZUELA, F., ESPINOSA, L. y GONZALEZ C. (1988). "Sistema de adquisición de señales fisiológicas". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. v. 9, n. 1, p. 25-35.
- SÁNCHEZ TORRES, G. (1995). "Las bases científicas de la medición de la presión arterial". *Principia Cardiologica*. v. 9, n. 2, p. 31-38.
- SÁNCHEZ TORRES, G., GUTIERREZ, E. F., MONROY, J. R., GIL, M., RAMÍREZ, A. y SALAZAR, V. (1977). "Correlación entre los métodos intrarterial directo y la esfigmomanometría auscultatoria en la estimación de la presión arterial sistémica". *Archivos del Instituto de Cardiología de México*. v. 47, p. 673-683.
- SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA (1993). "I Consenso Brasileiro para o uso de monitorização ambulatorial da pressao arterial". *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v. 60, p. 129-134.
- WHITE, W. B., GRIN, J. M., MCCABE, E. J. (1993). "Clinical usefulness of ambulatory blood pressure monitoring". *American Journal of Hypertension*. v. 6, p. 2255-2285.

ARTERIAL PRESSURE MEASUREMENT USING THE DISTAL PULSE DELAY

O. Infante-Vázquez¹, G. Sánchez-Torres², R. Martínez-Memije¹,
P. Flores-Chávez¹, G. Pastelín-Hernández³ and M. Sánchez-Miranda¹

ABSTRACT -- A delay in the appearance of distal arterial pulse (dP), expressed in Q-dP interval (Q ECG wave-distal arterial pulse onset), occurs during compression phase of systolic (SBP) and diastolic (DBP) blood pressure determination (BPD) by sphygmomanometry (SMM). We developed a digital system that automatically measures and records pulse to pulse variability of Q-Q and Q-dP intervals, and we applied it in arterial pressure measurement. The apparatus takes 3 signals: aVR ECG lead, finger blood pulse (reflected from two wave length-light) and sphygmomanometer cuff pressure (SCP). All signals were taken at 250 samples/second in 70 to 100 seconds. Auscultatory (AM) and a new sphygmographic methods (NSM) of BPD were compared in 262 cases (129 with normal pressure and 133 with essential hypertension). We applied the standard rules of SMM and the following SBP and DBP criteria: classical K1-K5 respectively in AM, and for NSM: SCP measured at first dP during early cuff deflation recorded as SBP index, and disappearance of Q-dP delay (obtained during late cuff deflation) as a DBP index. SBP measured by AM or by NSM significant correlates ($r = 0.94$, $p < 0.001$) but this relationship is lower in DBP ($r = 0.80$, $p < 0.01$). NSM is a non-invasive procedure, ease to perform, which objectively measures blood pressure and may have interesting clinical applications.

Keywords: Blood Flow Velocity, Arterial Pressure Measurement, Hypertension

¹ Researcher of the Departamento de Instrumentación Electromecánica

² Head of the División de Atención Médico Quirúrgica

³ Head of the Departamento de Farmacología

Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, Juan Badiano # 1, Col Sección XVI, C.P. 14080, México D.F., MÉXICO, E-mail: infante@cenids.ssa.gob.mx