



ORDENADORES E INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA **30**, 244-255 (1997)
Nº DE ARTÍCULO CO971450

Un sistema para analizar las formas de onda de la presión arterial en humanos

Mustafa Karamanoglu

Centro de Ingeniería Biomédica, Universidad de Nueva Gales del Sur, Kensington 2033, Sydney, Australia

Recibido el 10 de octubre de 1996

Los recientes avances en hemodinámica arterial han indicado que la forma de onda de la presión arterial humana contiene más información que la disponible en la esfigmomanometría convencional. Esta información incluye índices que describen la función sistólica del ventrículo izquierdo y las propiedades arteriales. Se ha diseñado y puesto en marcha un sistema barato y fiable para registrar, analizar y almacenar las formas de onda de la presión arterial. El sistema incorpora una técnica en línea para sintetizar la forma de onda de la presión aórtica ascendente a partir de registros realizados en diferentes puntos periféricos del sistema arterial humano. A continuación, se obtienen dieciocho índices a partir de las formas de onda de la presión arterial. Este sistema puede utilizarse en una clínica ambulatoria para ayudar en el tratamiento farmacológico actual de los trastornos cardiovasculares. También puede extenderse al área de cuidados intensivos, donde la información adicional proporcionada ayuda a evaluar el estado del paciente. © 1997 Academic Press

INTRODUCCIÓN

El esfigmomanómetro sólo proporciona dos características del complejo contorno de la onda de presión arterial: las presiones sistólica y diastólica máximas. Estos valores se utilizan habitualmente en el diagnóstico y el tratamiento de la hipertensión. Sin embargo, hay otras características del contorno de la onda de presión arterial que son de interés para el clínico. El análisis de las formas de onda de la presión arterial puede proporcionar información adicional sobre la función ventricular izquierda mediante la evaluación de la frecuencia cardíaca, los intervalos de tiempo sistólicos y el suministro y la demanda miocárdicos de oxígeno (1, 2). Además, la forma de onda completa de la presión arterial es necesaria para el estudio de la función arterial. La resistencia periférica (3, 4), la distensibilidad arterial (5) y la reflexión de la onda (6-8) son índices disponibles únicamente mediante el análisis de las formas de onda de la presión arterial (9, 10). La estimación de estos índices de la función ventricular y arterial requiere que las mediciones se realicen más cerca del corazón, en la aorta ascendente. Sin embargo, por razones prácticas y éticas, las formas de onda de la presión arterial rara vez se registran en la aorta ascendente, sino en una arteria periférica. Dado que el contorno de la onda de presión arterial depende del lugar, debido a la propagación/reflexión de la onda

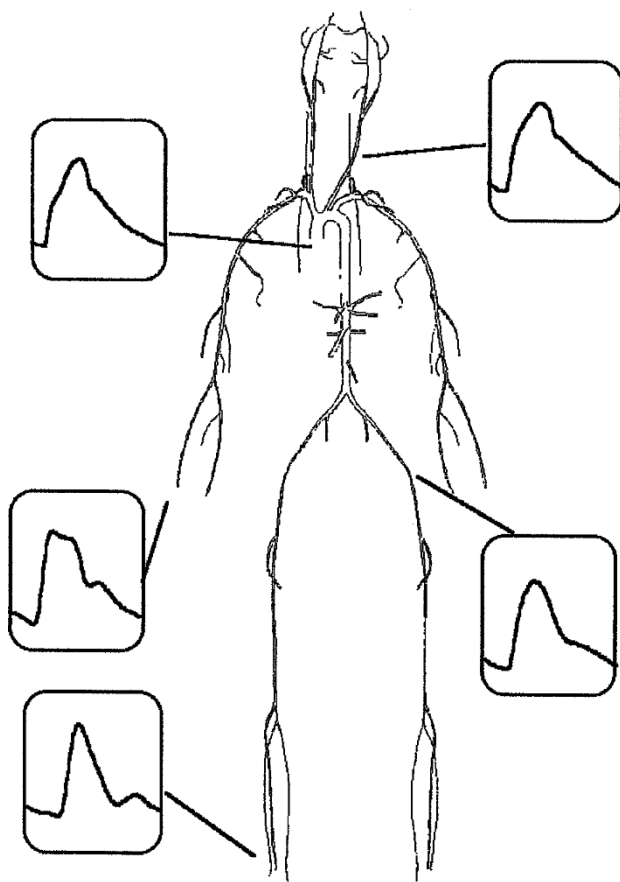


FIG. 1. El sistema arterial humano y las formas de onda de la presión arterial registradas en distintos puntos del cuerpo. Obsérvese que las formas de onda periféricas no sólo están retrasadas con respecto a la aorta ascendente, sino que además sus contornos son diferentes.

fenómeno, el uso del contorno de la onda arterial periférica con fines diagnósticos es limitado (Fig. 1). Este fenómeno, que podría describirse mediante funciones de transferencia, retrasa y amplifica la propagación del contorno de la onda de presión aórtica central. Recientemente, se ha demostrado que la función de transferencia en el miembro superior es relativamente consistente en una amplia variedad de condiciones (11). Utilizando esta característica del sistema arterial de la extremidad superior, se sintetizó con éxito la forma de onda de la presión aórtica central a partir de registros periféricos de la presión de la extremidad superior. Por lo tanto, esta novedosa técnica permite determinar la función ventricular y arterial a partir de mediciones periféricas.

Esta última técnica y otras técnicas de extracción de características se han descrito anteriormente (5-7, 11). Sin embargo, por desgracia, estas técnicas han

poca aplicación clínica, ya que estaban dispersos en diversas publicaciones o sus versiones implementadas, los programas informáticos, no eran de dominio público.

Este estudio reúne todas estas técnicas en un único programa informático que permite el análisis automatizado de la forma de onda de la presión en el entorno clínico. Integra el registro de la forma de onda de la presión arterial actual, la síntesis de la forma de onda de la presión aórtica central, técnicas de extracción de características y un sistema de gestión de bases de datos en torno a un hardware asequible. El sistema global consta de un ordenador compatible con PC, una tarjeta analógica a digital para convertir las señales de diversas presiones y fuentes de disparo, y un software para recopilar, analizar e informar de las formas de onda de presión. Dado que es de vital importancia que funcione casi en tiempo real en el entorno clínico, también se han tomado medidas para acelerar todo el proceso minimizando los costes. La información sobre la instalación, el funcionamiento y el mantenimiento del sistema se puede encontrar en el manual del usuario del sistema (véase más abajo para descargar los detalles).

MÉTODOS

La base del sistema es la adquisición de pulsos de un lugar periférico (arterias radial, carótida, femoral, braquial, axilar, subclavia y dorsalis pedis) o de la aorta ascendente mediante una técnica de registro de la presión como la tonometría de aplanación, la fotoplethmografía o el cateterismo invasivo. A partir de estas formas de onda de presión periférica, se sintetizan las formas de onda de presión de la aorta ascendente utilizando diversas funciones de transferencia. También pueden calcularse índices como las velocidades de la onda de pulso y la intensidad y el momento de la reflexión de la onda de presión para cuantificar los efectos de distintos fármacos o maniobras en la vasculatura arterial. También contiene un sistema de gestión de bases de datos personalizado para almacenar los registros de presión. Para lograr todos estos objetivos, el software del sistema incluye rutinas de adquisición de señales, acondicionamiento de señales, extracción de características, cálculo de parámetros, mantenimiento de bases de datos y generación de informes.

Extracción y análisis de características

Wiggers describió 14 características diferentes presentes en el contorno del pulso arterial

(12). Sin embargo, estudios recientes han indicado que puede obtenerse información significativa de un subconjunto mucho más pequeño. Estas características consisten en cinco puntos relativos en el tiempo en el contorno de la onda de presión arterial: el pie de onda, el primer hombro, el segundo hombro, la incisura y la duración del pulso (Fig. 2). El pie de onda y el primer hombro coinciden con el inicio de la eyección ventricular izquierda y el pico de flujo, respectivamente. El segundo hombro se considera asociado a ondas de presión re- flectadas que se originan en la periferia y se produce más tarde en la sístole. A este hombro le sigue la incisura aguda que coincide con el cierre de la válvula aórtica y el cese de la eyección ventricular.

Utilizando estas características, se clasificaron tres tipos distintos de ondas de presión arterial (6). Los pulsos de tipo "A" tienen un segundo hombro más alto que el primero, lo que aumenta la presión sistólica y se observa sobre todo en ancianos.

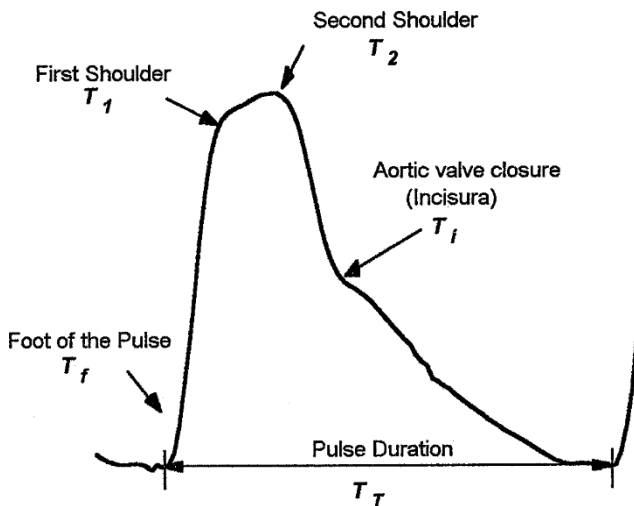


FIG. 2. Características básicas del pulso arterial. Tras el pie del pulso que indica el inicio de la eyección determinada a partir de la fuente desencadenante, la onda de presión se eleva hasta un pico inicial en el que forma un hombro. A continuación pasa a un segundo hombro que suele constituir el pico de presión en los ancianos. El primer punto está relacionado con el momento del flujo máximo, mientras que el segundo hombro con las ondas reflejadas. El final de la eyección se asocia con el cierre de la válvula aórtica, que a menudo se observa como una incisura distintiva en el pulso de presión aórtica.

pacientes. Los pulsos de tipo "B" o "C" se observan en pacientes jóvenes en los que el segundo es igual o menor que el primero, por lo que no se observa aumento de la presión sistólica. Aunque estas descripciones son categóricas, existe un espectro continuo de pulsos que pueden observarse debido a los diferentes grados de ondas reflejadas presentes en la forma de onda de presión. El "Índice de Aumento" proporciona una medida de este tipo para cuantificar este pico tardío en el pulso de presión (7). Dado que estos puntos característicos podrían describirse como puntos de inflexión a lo largo de una curva, pueden identificarse utilizando diferenciales de diferentes órdenes (Fig. 3). Para ello, se da especial importancia a la determinación del inicio sistólico (pie del pulso), el máximo de la primera derivada (ascenso del pulso) y el punto sistólico (máximo del pulso de presión). A continuación, todos los demás puntos pueden expresarse en relación con estos puntos según el diagrama de flujo que se muestra en la Fig.

4. En primer lugar, el punto de presión sistólica máxima, T_p , se encuentra explorando el pulso de presión promediado en busca de su punto máximo. Al localizar un cruce por cero de negativo a positivo que preceda al punto máximo en la curva de la primera derivada, $T_{maxdpdt}$, se puede determinar un punto de inicio sistólico en la forma de onda de la presión arterial. Para determinar el primer hombro correspondiente al flujo máximo, se determina el primer punto de cruce por cero de la tercera derivada de positivo a negativo después del punto $T_{maxdpdt}$ y se etiqueta como T_{zc3rd+} . El punto T_{zc3rd+} es el punto en el que se espera que se produzca el segundo hombro en un pulso "joven" (tipo B o C) y podría determinarse como el primer cero de negativo a positivo.

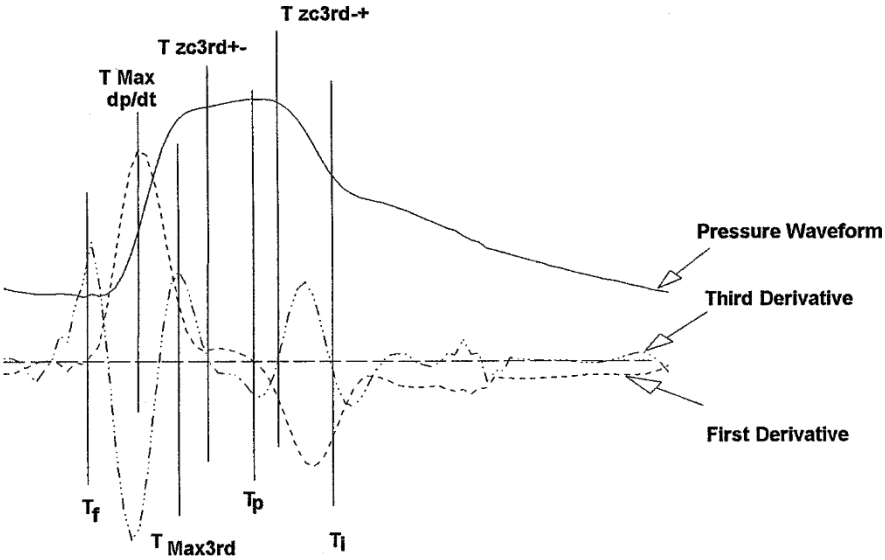


FIG. 3. Una forma de onda típica (línea continua) junto con la primera y la tercera derivadas (línea de puntos discontinua y discontinua) utilizadas en la extracción de características (véase el texto para más explicaciones).

punto de cruce después del Tp en la curva de la tercera derivada. El punto de incisura que representa el final de la eyección puede determinarse una vez encontrado el segundo hombro. Se considera que se encuentra en el primer punto Tzc3rd+- después del segundo hombro. Una vez identificadas estas características, se calculan los 18 valores siguientes ($P[T]$ indica la presión en el momento t):

Duración de la eyección

$$ED(\text{mseg})= T_i - T_f$$

[1]

Frecuencia cardiaca

$$FC(\text{latidos/min})= 60/T_i$$

[2]

Presión en el primer hombro

$$P_1(\text{mm Hg})= P[T_1]$$

[3]

Presión en el segundo hombro

$$P_2(\text{mm Hg})= P[T_2]$$

[4]

Presión en diástole

$$P_d(\text{mm Hg})= P[T_d]$$

[5]

Presión en sístole

$$P_s(\text{mm Hg})= P[T_p]$$

[6]

Presión al final de la sístole

$$P_{ES}(\text{mm Hg})= P[T_i]$$

[7]

Aumento de la presión

$$AP(\text{mm Hg})= P_2 - P_1$$

[8]

Presión diastólica media

$$PDM(\text{mm Hg})= \frac{\int_{T_i}^{T_d} P_i}{T_i - T_d}$$

[9]

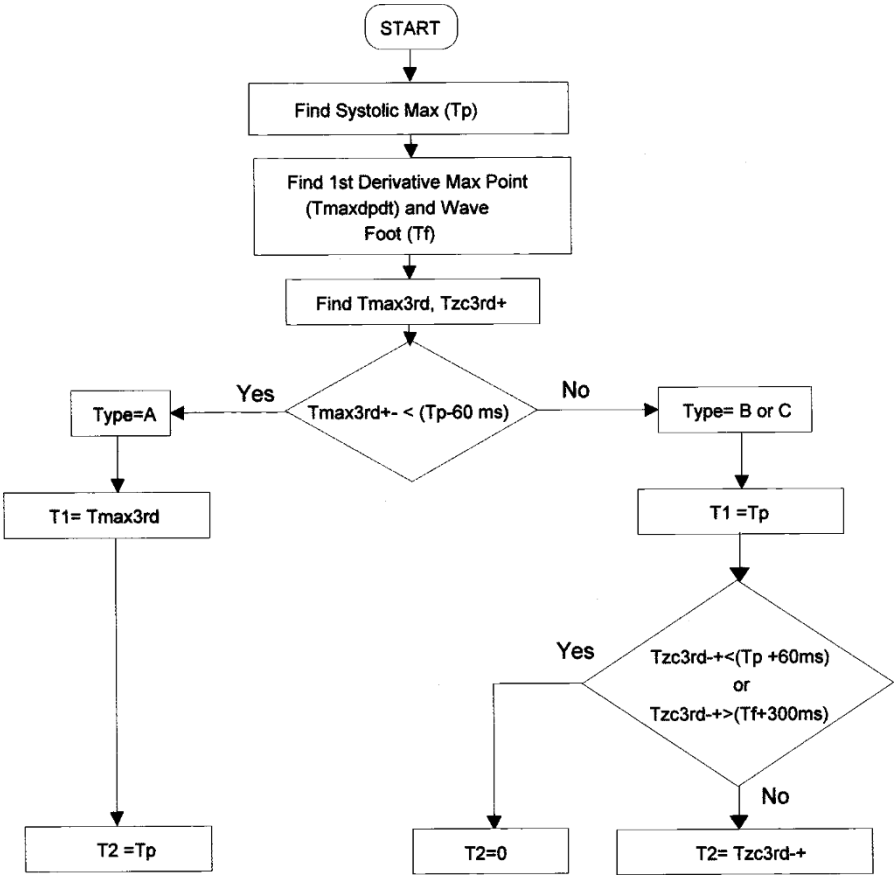


FIG. 4. Diagrama de flujo para la extracción de características del dominio temporal en la forma de onda de la presión arterial.

Presión arterial media

$$\text{PAM(mm Hg)} = \frac{\int_{T_i}^{T_f} P_i}{T} \quad [10]$$

Presión sistólica media

$$\text{MSP(mm Hg)} = \frac{\int_{T_i}^{T_f} P_i}{T - T_i} \quad [11]$$

Índice de aumento

$$\text{IA(\%)} = 100 \times \frac{P_2 - P_d}{P_d} \quad [12]$$

Índice de tiempo de tensión

$$\text{TTI(mm Hg} \cdot \text{latidos/min)} = \text{FC} \times \text{MSP} \times (T_i - T_f) \quad [13]$$

Índice de tiempo diastólico

$$\text{TTI(mm Hg} \cdot \text{latidos/min)} = \text{FC} \times \text{MDP} \times (T_f - T_i) \quad [14]$$

Coeficiente de viabilidad subendocárdica

$$SVI(\%) = 100 \times \frac{DTI}{TTI}$$

[15]

Tiempo de tránsito de reflexión

$$RT(\text{seg}) = T_2 - T_1$$

[16]

Velocidad máxima de subida

$$\text{Max } dP/dt(\text{mm Hg/sec}) = \text{Max} \left(\frac{dP}{dt} \right)$$

[17]

Edad de referencia

$$RA \text{ (años)} = 0,642 \times (AI - 100) + 33,81.$$

[18]

Síntesis de la forma de onda aórtica central

Para los puntos de registro entre la aorta ascendente y la carótida, la radial, la femoral, la braquial, la axilar, la subclavia o la dorsal pedia, se determina una función de transferencia mediante cálculo directo a partir de datos *in vivo* (11) o a partir de un modelo matemático de todo el sistema arterial humano (13). A partir de cada una de estas funciones de transferencia, se calculan ventanas de convolución que representan la función de transferencia inversa (14) y se almacenan en una tabla de consulta.

El pulso periférico se adquiere a una frecuencia de 128 Hz utilizando un convertidor A/D y D/A (DT-2801, Data Translation, MA). Esta frecuencia de muestreo se elige porque no sólo facilita el funcionamiento de las transformadas rápidas de Fourier, sino que también está muy por encima del ancho de banda de las señales de presión. Además, es lo suficientemente baja como para reducir la sobrecarga en el almacenamiento y análisis de datos.

En cada interrupción del muestreo, la forma de onda de la presión arterial y, si está presente, una forma de onda de disparo, Ts (normalmente una forma de onda ECG), se muestrean desde los puertos A/D (Fig. 5). A continuación, la forma de onda de la presión arterial se copia en un búfer circular de 10 segundos de duración. Si la señal de disparo no está presente, entonces la forma de onda de la presión arterial también se copia en un búfer de igual tipo y tamaño para la información de disparo, de lo contrario la forma de onda de disparo se copiará en él. El cálculo en línea de la forma de onda de la presión aórtica también se realiza durante el paso de adquisición del pulso. La forma de onda de la presión arterial se dirige a un búfer de convolución, donde se convoluciona con la ventana para obtener una forma de onda aórtica ascendente, Cs, que posteriormente se almacena en el búfer circular del mismo tamaño. Una copia idéntica de la forma de onda de la aorta ascendente y de la forma de onda de la presión arterial se descargan desde los puertos D/A. La forma de onda de la presión arterial se muestra en la pantalla. A continuación, la forma de onda de la presión arterial se muestra en la pantalla junto con la derivada de la forma de onda de disparo. El mismo proceso se repite continuamente hasta que el usuario lo interrumpe.

A petición del usuario, los datos de los tres búferes se transfieren a los registros de la base de datos, excluyendo los últimos 2 segundos para permitir la interrupción de datos que puede producirse durante el inicio de la solicitud. El contenido de todos los búferes se suaviza utilizando filtros de media móvil de 7 puntos para limitar el ancho de banda de las señales a 20 Hz. Los datos del búfer de forma de onda de disparo se diferencian y se suavizan utilizando diferenciales de primer avance y medias móviles de 3 puntos para encontrar los puntos de disparo y eliminar el ruido amplificado durante la diferenciación. Los umbrales máximo y mínimo se definen como el 60% de las derivadas máxima y mínima de todo el contenido de la memoria intermedia. Este valor umbral se

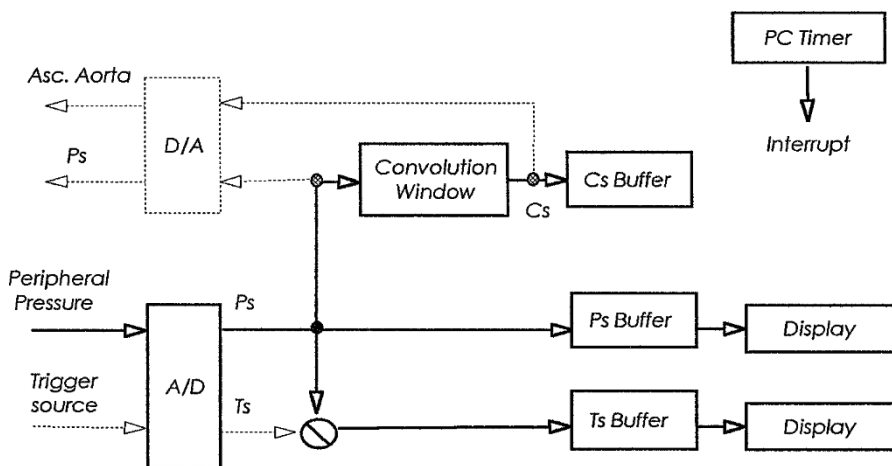


FIG. 5. Diagrama de bloques de la sección de adquisición de datos del sistema. La forma de onda de la presión periférica y la fuente de disparo se introducen en los búferes respectivos, donde se guardan y visualizan. La presión periférica se convoluciona con el filtro respectivo y se almacena como forma de onda de presión central. Dependiendo de la presencia de convertidores de digital a analógico, las señales de presión (brutas y convolucionadas) se descargan como señales analógicas. Los eventos completos se sincronizan con las interrupciones del temporizador del PC. Las líneas de puntos indican rutas opcionales.

determinado empíricamente utilizando varias formas de onda de presión de varios sujetos. A continuación, se determinan las posiciones de inicio de los impulsos comparándolas con el umbral máximo. Se marcan los segmentos dentro de estos umbrales máximo y mínimo. Los datos correspondientes de la forma de onda de la presión arterial y de la forma de onda de la aorta ascendente se promedian para obtener registros promediados de formas de onda periféricas y sintetizadas. A continuación, estas formas de onda promediadas se someten a los procesos de extracción de características y se calculan los parámetros importantes.

Motor de base de datos

Para permitir el acceso a los datos con fines de investigación epidemiológica y a corto plazo, se instala un motor de base de datos como parte del software. Las bases de datos se indexan mediante árboles AVL (15) para reducir al mínimo el tiempo de transacción. Los árboles AVL son derivaciones de los árboles B en los que se garantiza que un máximo de $\log_2 N$ búsquedas serían suficientes para acceder a un registro concreto (N es el número máximo de elementos del árbol). Los árboles B carecen de esta garantía debido al desequilibrio del árbol cuando se realizan inserciones secuenciales. Sin embargo, los árboles AVL tienen esto en cuenta equilibrando el árbol B en cada inserción y borrado de forma que haya $\log_2 N$ niveles presentes en un árbol B en todo momento. Con este algoritmo, el programa es capaz de localizar un registro de una lista de 65.536 grabaciones en un máximo de 16 intentos. También se toman medidas para garantizar la integridad y la distribución de los

base de datos a través de varias plataformas obedeciendo reglas estrictas impuestas por el sistema en el acceso a la base de datos utilizando índices.

Los datos conservados en la base de datos son los datos brutos y promediados de cada forma de onda aórtica periférica y central calculada, así como los índices y valores derivados de ellos. Una base de datos independiente está vinculada a la base de datos del registro por el nombre del paciente y la hora de la visita. Esta segunda base de datos guarda la información relativa a los datos particulares del paciente, como la edad, el sexo y los datos anatómicos y de diagnóstico. En el manual de usuario del programa se ofrece una especificación completa de los campos utilizados en ambas bases de datos.

RESULTADOS

En la Fig. 6 se muestra una copia impresa de la salida del sistema. A continuación de los detalles del sujeto y de la grabación, se muestra una serie de formas de onda grabadas (Fig. 6, arriba) y formas de onda sintetizadas de la aorta ascendente (Fig. 6, abajo) durante 8 segundos. También se presentan las formas de onda registradas y sintetizadas promediadas por el conjunto, con banderas que identifican los primeros picos sistólico y diastólico. Del mismo modo, se ha identificado y marcado la incisura. Los tiempos hasta estos rasgos desde el pie de las ondas también se indican en milisegundos a lo largo de la onda, junto con el índice de aumento. La dp/dt máxima se indica para la forma de onda registrada, pero no para la forma de onda sintetizada. Si se hubiera adquirido una señal de disparo (ECG u otra forma de onda de presión), se mostraría un índice que indica el tiempo transcurrido hasta el inicio de la sístole.

Debajo de estas formas de onda se muestran los índices derivados del análisis de las presiones aórticas centrales (Fig. 6). Se indica la presión adicional debida a la reflexión de la onda, así como los índices de demanda y suministro de oxígeno. También se indica el índice de viabilidad subendocárdica, que indica el flujo sanguíneo subendocárdico. Este índice suele ser inferior al 70% en condiciones de flujo sanguíneo deficiente.

El sistema se utilizó recientemente para analizar la variabilidad interobservador de índices derivados de formas de onda de presión registradas tonométricamente (16). Entre los muchos índices estudiados, sólo DE y la dp/dt máxima se vieron influidas por el operador. Sin embargo, estas variaciones resultaron ser pequeñas (DE, 1,6%; dp/dt máxima, 5,8%) y clínicamente aceptables.

DEBATE

La esfigmomanometría y la información obtenida mediante ese procedimiento no han cambiado de forma apreciable desde su introducción en 1905. Al tener la ventaja de ser no invasiva y barata, se utiliza ampliamente entre los clínicos. Sin embargo, está limitada. Dado que no proporciona el contorno completo de la onda de presión arterial, el clínico no dispone de la información adicional contenida en el pulso arterial. En consecuencia, no han establecido las aplicaciones clínicas del análisis de la forma de onda de la presión arterial. Una analogía aproximada de este fenómeno sería el registro de la actividad eléctrica cardíaca con un galvanómetro en lugar de con un electrocardiograma.

Ascending Aortic Waveform Analysis

Patient ID = 00001

Operator ID = 0

Patient Name= MK

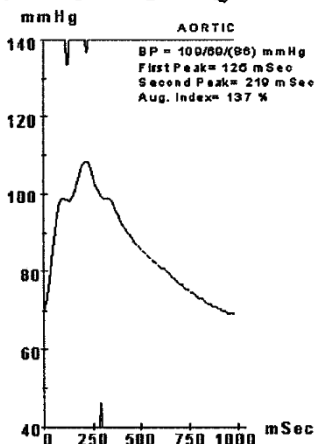
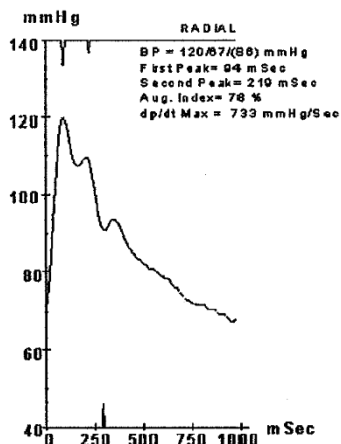
Sex = M Age = 38

Address = ST VINCENT'S HOSPITAL SYDNEY AUSTRALIA

Current Medication =

Date Of Inspection = MON 02/AUG/1996 09:50

Heart Rate = 63 Bpm Ejection Duration = 292 mSec Reference Age = 58



Central Pressure Indices

Augmented pressure = 10 mmHg
 Tension Time Index = 1762 mmHg.Sec/min
 Diastolic Time Index = 3410 mmHg.Sec/min
 Subendocardial Viability = 194 %
 Mean Systolic Pressure = 97 mmHg
 Mean Diastolic Pressure = 82 mmHg
 End Systolic Pressure = 100 mmHg

FIG. 6. Un ejemplo de informe impreso proporcionado por el sistema.

La importancia clínica de la forma de onda de la presión arterial se conoce desde la antigüedad. En la antigua existían más de 100 descripciones diferentes del pulso arterial. La medicina tradicional china sigue utilizando el análisis de la forma de onda de la presión arterial para la detección y el tratamiento de diversas dolencias. Sin embargo, estas prácticas son cualitativas. No se utilizaban instrumentos para registrar las formas de onda de la presión y, lo que es más importante, no existían principios fisiológicos rectores. En consecuencia, la medicina moderna no los suscribe. Recientemente, sin embargo, los avances en hemodinámica arterial han empezado a cambiar esta actitud. Se han realizado varios estudios que analizan la relación entre la forma de onda de la presión arterial y el sexo, el envejecimiento, los fármacos vasoactivos, el tabaquismo y la dieta.

El análisis de la onda de presión arterial también puede utilizarse para cuantificar el volumen sistólico, ya que la onda de presión está causada por la interacción de la eyección ventricular y la impedancia arterial. No en vano, desde principios de este siglo se han realizado varios intentos para lograr este objetivo con diversos grados de éxito (17). Sin embargo, estos métodos requerían la estimación inicial de un índice relacionado con la impedancia arterial, como la resistencia periférica, la velocidad de la onda de presión o la distensibilidad arterial. Una vez hecho esto, normalmente mediante mediciones simultáneas de la presión aórtica y del flujo aórtico, el volumen sistólico podría estimarse latido a latido. Lamentablemente, este sistema no extrae ninguno de estos índices relacionados con la impedancia y, por lo tanto, no sería útil para estimar los volúmenes sistólicos a partir de las formas de onda de presión.

Este sistema puede resultar incómodo para algunos profesionales clínicos que no tengan experiencia con los entresijos de su configuración. En su forma actual, el sistema requiere abrir el ordenador para instalar y configurar el hardware de adquisición de datos. Como la tarjeta de adquisición de datos requiere acceso a una ranura de expansión estándar del sector, no se pueden utilizar ordenadores portátiles. Afortunadamente, los recientes avances en hardware de adquisición de datos plug-and-play eliminarían estas dos limitaciones. Otra posibilidad es el desarrollo de una unidad personalizada independiente dedicada al análisis de la forma de onda del pulso. De este modo, un médico generalista podría beneficiarse de este sistema.

El programa y sus manuales pueden descargarse de la página WEB de Internet: <http://vmsuser.acsu.unsw.edu.au/~s8803219/dat.html>.

REFERENCIAS

1. Apter, H. T. Análisis de la curva de presión aórtica durante la diástole. *Bull. Math. Biophys.* **25**, 325 (1963).
2. Sunagawa, K., Maughan, W. L., Burkhoff, D., y Sagawa, K. Interacción ventricular izquierda con carga arterial estudiada en ventrículo canino aislado. *Am. J. Physiol.* **245**, H773 (1983).
3. Bourgeois, M. J., Gilbert, B. K., Donald, D. E. y Wood, E. H. Characteristics of aortic diastolic pressure decay with application to the continuous monitoring of changes in peripheral vascular resistance. *Cardiovasc. Res.* **35**, 56 (1974).
4. Ocasio, W. C., Rigney, D. R., Clark, K. P., y Mark, R. G. Bpshape wk4: Un programa informático que implementa un modelo fisiológico para analizar la forma de las ondas de presión arterial. *Comput. Methods Prog. Biol.* **39**, 169 (1993).
5. Yin, F. C. P., Liu, Z., y Brin, K. P. Estimación de la distensibilidad arterial. En "Ventricular/Vascular Coupling: Clinical, Physiological and Engineering Aspects" (F.C.P. Yin, Eds.), pp. 384-398. Springer-Verlag, Nueva York, 1987.
6. Murgo, J. P., Westerhof, N., Giolma, J. P., y Altobelli, S. A. Impedancia de entrada aórtica en el hombre normal: Relationships to pressure waveforms. *Circulation* **62**, 105 (1980).
7. Kelly, R. P., Hayward, C. S., Avolio, A. P., y O'Rourke, M. F. Determinación no invasiva de los cambios relacionados con la edad en el pulso arterial humano. *Circulation* **80**, 1652 (1989).
8. Chiu, Y. C., Arand, P. W., Shroff, S. G., Feldman, T. y Carroll, J. D. Determinación de las velocidades de la onda del pulso con algoritmos informatizados. *Am. Heart J.* **121**, 1460 (1991).
9. Freis, E. D., y Kyle, M. C. Análisis informático de las ondas del pulso carotídeo y braquial. Efectos de la edad en sujetos normales. *Am. J. Cardiol.* **22**, 691 (1968).
10. Wei, L. Y., y Chow, P. Distribución de frecuencias de los espectros del pulso humano. *IEEE Trans. BioMed. Eng.* **32**, 245 (1985).

11. Karamanoglu, M., O'Rourke, M. F., Avolio, A. P. y Kelly, R. P. Análisis de la relación entre las ondas de presión aórtica central y periférica de las extremidades superiores en el hombre. *Eur. Heart J.* **14**, 160 (1993).
12. Wiggers, C. J. "Pulsos de presión en el sistema cardiovascular". Longmans, Green and Company, Londres, 1928.
13. Karamanoglu, M. "Simulation, Measurement and Analysis of the Propagating Pressure Pulse in the Human Arterial System", tesis doctoral, UNSW, Sydney, 1992.
14. Oppenheim, A. V., Willsky, A. S. y Young, I. T. "Signals and Systems". Prentice-Hall, Nueva York, 1983.
15. Adelson-Velskii, G. M., y Landis, E. M. Un algoritmo para la organización de la información. *Dokl. Akad. Nauk SSSR Mathemat.* **146**, 263 (1962).
16. Gallagher, D. E., Karamanoglu, M., Huang, G. H., Avolio, A. P., y O'Rourke, M. F. Evaluación de la variación entre observadores en el análisis de la forma de onda de la presión periférica mediante un sistema semiautomatizado. *Aust. NZ J. Med.* **21**, 527 (1991). [Resumen].
17. Alderman, E. L., Branzi, A., Sanders, W., Brown, B. W. y Harrison, D. C. Evaluation of the pulse-contour method of determining stroke volume in man. *Circulation* **46**, 546 (1972).