

## Archivos de Cardiología de México

Volumen **74**  
Volume

Suplemento **1**  
Supplement

Enero-Marzo **2004**  
January-March

*Artículo:*

**Hemodinámica no invasiva.**

Derechos reservados, Copyright © 2004  
Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez

**Otras secciones de  
este sitio:**

-  **Índice de este número**
-  **Más revistas**
-  **Búsqueda**

***Others sections in  
this web site:***

-  ***Contents of this number***
-  ***More journals***
-  ***Search***



**Medigraphic.com**

## *Hemodinámica no invasiva*

Ángel Romero Cárdenas\*

### Resumen

En la actualidad es posible obtener una gran cantidad de información hemodinámica en forma no invasiva, mediante la utilización de las diversas modalidades de la Ecocardiografía / Doppler, en cualquier tipo de cardiopatía. Se analizan algunos tópicos relacionados con su utilidad clínica.

**Palabras clave:** Ecocardiografía. Doppler. Hemodinámica no invasiva.

**Key words:** Doppler/Echocardiography. Noninvasive hemodynamics.

La evolución de la Ecocardiografía/Doppler (E/D) en los últimos 35 años ha sido inmensa. Este resumen pretende poner énfasis en algunos tópicos relacionados con la hemodinamia no invasiva, que es posible analizar con E/D. La revisión monográfica exhaustiva del tema, está más allá de este objetivo.

Hemodinámica significa movimiento de la sangre. Por extensión, incluimos en un estudio hemodinámico, todos los efectos que presenta y produce la sangre en su movimiento dentro del corazón.

En un estudio hemodinámico es posible obtener también volúmenes, presiones, áreas, valorar la función ventricular tanto sistólica como diastólica, etc. Exactamente todo eso le pedimos a la E/D que haga... pero en forma no invasiva. Para este fin, actualmente contamos con herramientas que nos permiten además, obtener información anatómica, morfológica, fisiológica y desde luego hemodinámica. El principio básico es el mismo para todas las modalidades de E/D, se utiliza ultrasonido, se emiten señales de diferentes frecuencias, se recibe su rebote o su cambio de velocidad y mediante los filtros electrónicos adecuados se convierte la señal en imagen tomo-

### Summary

#### NON INVASIVE HEMODYNAMICS

At the present time it is possible to obtain a great amount of hemodynamic information in noninvasive form, by means of the use of the diverse modalities of the Doppler /Echocardiography, in any type of cardiopathy. Some topics related to their clinical utility are analyzed.

gráfica en una, dos o tres dimensiones –si se trata del ecocardiograma–, o de registros espectrales en las diversas variantes del Doppler: pulsado, continuo, codificado en color o Tisular, también en sus diversas modalidades.

Un estudio de E/D completo, dista mucho de ser un estudio simple. Utilizando las diversas modalidades de las que disponemos, debemos establecer diagnósticos, el contexto clínico de cada paciente orienta y marca las pautas a seguir.

El cálculo de volúmenes de las diversas estructuras con Ecocardiografía, ha requerido el desarrollo conceptual de esquemas y modelos geométricos, ampliamente validados, en los que, aplicando diversos algoritmos o diversas ecuaciones de regresión, nos aproximamos mucho a la realidad. En el momento actual con sólo medir los diámetros de las cavidades, sobre todo del ventrículo izquierdo (VI) y el grosor de sus paredes tanto en diástole como en sístole podremos cuantificar volúmenes, masa ventricular, función ventricular, gasto cardíaco, etc. También podemos, con sólo estos parámetros, inferir las condiciones de pre y postcarga.

Utilizando el efecto Doppler, que básicamente consiste en analizar el cambio de frecuencia y



\* Departamento de Ecocardiografía. Instituto Nacional de Cardiología. "Ignacio Chávez".

Correspondencia: Dr. Ángel Romero Cárdenas. Departamento de Ecocardiografía. Instituto Nacional de Cardiología. "Ignacio Chávez" (INCICH, Juan Badiano No. 1 Col. Sección XVI, Tlalpan 14080 México, D.F.), anromeroca@yahoo.com

por tanto de velocidad en la recepción de una onda sonora, con relación a la fuente que la emitió, podemos calcular gradientes, presiones intracavitarias, áreas valvulares, flujos, fracciones de flujos (regurgitantes), etc.

Combinando las técnicas de Eco y Doppler en todas sus modalidades, la herramienta es más poderosa y su versatilidad no parece tener límites.

### Principios básicos

Existen algunos principios básicos que hay que analizar, el de la conservación de la energía da lugar a la ecuación de Bernulli. El principio de Bernulli dice: Donde la velocidad de un fluido es elevada, la presión es baja y donde la velocidad de un fluido es baja, la presión es elevada. Tenemos entonces que, los cambios de presión a través de un orificio se pueden calcular con la suma de tres variables: 1. La aceleración de la sangre a través del orificio (aceleración convectiva), 2. La Fuerza de inercia (aceleración del flujo) y 3. La Resistencia al flujo en las interfaces entre la sangre y el orificio (fricción viscosa). Como en las condiciones hemodinámicas intracardíacas la aceleración del flujo y la resistencia viscosa no son considerables, sólo se toma en cuenta la aceleración convectiva y se llega a la máxima simplificación de la ecuación de Bernulli, que se expresa por el cálculo de un gradiente de presión, al considerar la velocidad final elevada al cuadrado y multiplicada por cuatro. A partir de esta simplificación, utilizando la variante adecuada de Doppler, habitualmente de onda continua, podemos calcular gradientes de presión dentro y fuera del corazón.

Con el principio de la conservación de la masa, se infiere el concepto de continuidad, en el que consideramos al corazón como un tubo. En condiciones normales, todo el volumen sanguíneo que llega a la aurícula derecha, saldrá por la aorta. Si consideramos que  $\text{Area} \times \text{Velocidad} = \text{Flujo}$  ( $A \times V = F$ ), el flujo antes y después de una estructura estrecha será el mismo, lo que se modifica es la velocidad con la que ese flujo transita a través de un orificio. El aumento de velocidad a través de un orificio estrecho, se convierte en mayor gradiente. De tal forma que  $A_1 \times V_1 = F_1$  antes de la obstrucción,  $A_2 \times V_2 = F_2$  después de la obstrucción, por lo tanto  $A_1 \times V_1 = A_2 \times V_2$ , si la incógnita es  $A_2$ , entonces:  $A_1 \times V_1 / V_2 = A_2$ .

El principio de conservación del *momentum* da origen a la ecuación de Navier-Stokes, que toma

en consideración que, la apariencia del chorro en el mapa de color está determinado por: el flujo regurgitante o estenótico, por la diferencia de presión y por el tamaño del orificio. Así que el *Momentum* es igual al flujo en un orificio por velocidad a ese nivel. El momento cinético de una partícula de masa ( $M$ ) respecto a un punto cero, es igual al momento de la cantidad de movimiento por el radio, es decir:  $c = r \times (\text{Masa} \times \text{Velocidad})$ .

*Momentum* = radio del vector  $\times$  fuerza.

Utilizamos también el efecto de isovelocidad o de flujo convergente (PISA), el cual expresa que la sangre que se acerca a un orificio, se acelera formando capas hemisféricas de isovelocidad. Por el concepto de conservación de la masa, el flujo es el mismo en cualquiera de las capas de esta isovelocidad. Así podemos calcular áreas y volúmenes.

### Presiones y gradientes por Doppler

Las correlaciones entre las mediciones no invasivas y las realizadas durante un cateterismo cardíaco, son muy confiables. Los cálculos de gradientes en forma simultánea han mostrado correlaciones tan cercanas como 0.93, cuando se hacen en forma diferida, esta correlación puede bajar hasta 0.79. Los estudios reportados de valoración de gradientes, áreas valvulares y repercusión hemodinámica en lesiones valvulares tanto insuficiencias como estenosis, son muy satisfactorios.

Las correlaciones entre el Doppler y el cateterismo cardíaco han permitido precisar la utilidad en la determinación de los gradientes a través de las válvulas o de orificios intracardíacos. En la estenosis aórtica las correlaciones entre los gradientes máximo, medio y pico a pico, cuando se miden en forma simultánea, se obtienen correlaciones estadísticas muy adecuadas. Cuando las mediciones no son simultáneas la correlación es menor. Si se trata de medir el área valvular aórtica utilizando el concepto de la continuidad, las correlaciones son muy satisfactorias. Si se correlaciona la velocidad integral en el tracto de salida del ventrículo izquierdo dividida entre la velocidad integral en la aorta, después de la obstrucción de la válvula: mientras mayor sea la desproporción menor es el área valvular aórtica. En los casos de insuficiencia valvular aórtica, es posible determinar el grado de severidad mediante el análisis de la pendiente de desaceleración del flujo regurgitante aórtico. Mientras menor sea la

pendiente de desaceleración, más ligera será la insuficiencia de la válvula; si la desaceleración tiene una velocidad mayor de  $5.7 \text{ m/seg}^2$ , la insuficiencia es severa y muy probablemente la presión diastólica final del ventrículo izquierdo sea mayor de 24 mm Hg.

### Tiempo de hemipresión

Es el tiempo necesario para que el gradiente diastólico a través de una válvula descienda a la mitad de su valor inicial. En el estudio de la estenosis mitral la cuantificación del tiempo de hemipresión es fundamental. En condiciones normales mide menos de 25 mseg, su duración se va prolongando mientras menor sea el área valvular mitral. Por arriba de 200 mseg el área mitral será menor de  $1 \text{ cm}^2$ . La velocidad a la que disminuye la presión en la aurícula izquierda y aumenta en el ventrículo izquierdo se aproximan a un valor común, en función del área anatómica del orificio mitral. Con diástoles cortas, en estenosis mitrales ligeras o moderadas, el gradiente transvalvular puede permanecer alto. Con diástoles largas, en estenosis mitrales severas, puede disminuir y hasta desaparecer. El tiempo de hemipresión es un indicador confiable de la severidad de la estenosis mitral, aun cuando se haga ejercicio o haya insuficiencia mitral, tiene pocos cambios.

### Estimación de la presión sistólica del ventrículo derecho

En la cuantificación no invasiva de la presión sistólica del ventrículo derecho (VD) el Doppler ha encontrado una beta. Se han reportado varios trabajos, todos con adecuadas correlaciones estadísticas, todos considerando diferentes presiones para la aurícula derecha (AD), que se suman al gradiente VD/AD para calcular la presión sistólica en VD y en el tronco de la arteria pulmonar (TAP), en el caso de que no exista estenosis en el tracto de salida del VD o en la válvula pulmonar. La identificación de insuficiencia tricuspídea por Doppler es frecuente, aún en pacientes sin hipertensión arterial pulmonar. De 100 pacientes con hipertensión arterial pulmonar, es posible identificar insuficiencia tricuspídea por Doppler en el 90%, de éstos, 25% tendrán alguna manifestación clínica de la insuficiencia tricuspídea. En el 96% de los pacientes será posible obtener registros adecuados para las mediciones. Las causas más frecuentes de error en la estimación de la presión sistólica del ventrículo derecho median-

te el registro de la insuficiencia tricuspídea, son debidas a la práctica de estudios no simultáneos, a errores en la estimación de la presión de la aurícula derecha, a fallas técnicas en la alineación del haz de ultrasonido Doppler y la dirección del flujo regurgitante tricuspídeo, a variaciones en la frecuencia cardíaca y a variaciones entre diferentes observadores. Una de las mayores dificultades en el cálculo de la presión sistólica del ventrículo derecho, está representada por la estimación de la presión auricular derecha. En forma prácticamente "arbitraria" se suman cinco, 10 ó 15 milímetros de mercurio al gradiente entre ventrículo y aurícula derechos. Un abordaje más racional indica que, en la medida en que aumenta la presión sistólica del ventrículo derecho, se irá produciendo dilatación e hipertrofia de estas estructuras derechas con el consecuente incremento en las presiones de llenado de las cavidades derechas. Al aumentar la presión diastólica final del ventrículo derecho, aumenta la presión media en la aurícula derecha en una proporción que puede ser del 23%. Con estas consideraciones, si al gradiente entre el ventrículo y aurícula derecha lo multiplicamos por 1.23, nos aproximaremos mucho al valor real de la presión sistólica del ventrículo derecho y del tronco de la arteria pulmonar en ausencia de obstrucción al tracto de salida. En los pacientes con una fístula arteriovenosa sistémico pulmonar o en presencia de un conducto arterioso persistente, la presión sistólica en la arteria pulmonar es igual a la presión arterial sistólica sistémica menos el gradiente en arteria pulmonar. En algunos pacientes sin insuficiencia tricuspídea, es posible calcular las presiones pulmonares sistólica, diastólica y media, mediante la aplicación de ecuaciones de regresión, con una adecuada validez estadística.

Es posible también intentar una correlación hemodinámica entre las presiones en la aurícula derecha y las variaciones respiratorias de la vena cava inferior, si ésta se encuentra dilatada y las variaciones en sus diámetros son menores del 50% durante ciclo respiratorio, las presiones media de la aurícula derecha y diastólica final del ventrículo derecho (en ausencia de estenosis tricuspídea) estarán aumentadas.

### Cálculo de áreas por Doppler

Para esto aplicamos el principio de la conservación de la masa. La cantidad de masa en un sistema cerrado no varía, éste es el concepto de la

continuidad. El flujo laminar a través de un área transversal en un vaso de un sistema cerrado con viscosidad mínima, permanece constante en otros puntos secuenciales del recorrido.

En la cuantificación no invasiva del área valvular aórtica con el concepto de la continuidad, las correlaciones estadísticas son muy satisfactorias. El concepto de la continuidad –teóricamente–, se puede aplicar en el cálculo del área de cualquier válvula, pero tiene limitaciones técnicas cuando el área no es circular, como sucede con las válvulas aurículo-ventriculares.

### **Doppler codificado en color (DCC)**

El DCC es una variante de Doppler pulsado. En esta modalidad se utiliza un gran número de muestras de volumen repartidas en el abanico de ultrasonido de las imágenes BD. Electrónicamente se codifica en rojo el flujo que se acerca al transductor, en azul al que se aleja y el flujo turbulento se convierte en un mosaico de colores. Con el DCC es posible visualizar el movimiento de la sangre y por tanto su flujo dentro y fuera de las estructuras cardíacas. Representa una parte indispensable en una valoración hemodinámica, sobre todo en pacientes con soplos secundarios a lesiones valvulares o cortocircuitos intracardíacos o vasculares extracardíacos. El análisis del flujo intracardíaco con DCC, representa un verdadero ventriculograma no invasivo.

### **Efecto de isovelocidad o de flujo convergente**

La sangre que se acerca a un orificio se acelera formando capas hemiesféricas de isovelocidad. La velocidad estará condicionada entre otros aspectos por la Vena contracta, que está representada por la conexión más pequeña o estrecha entre la zona desaceleración de flujo laminar y el chorro de flujo turbulento. Por el concepto de conservación de la masa, el flujo es el mismo en cualquiera de las capas de esta isovelocidad. Así es posible el cálculo de áreas y volúmenes.

### **Ecocardiografía de contraste**

Actualmente se utilizan medios de contraste que, inyectados a través de una vena periférica, llenan las cavidades derechas, son capaces de cruzar la circulación pulmonar y opacificar las cavidades izquierdas -lo que permite realizar un ventriculograma no invasivo-, luego pasan a la aorta y a la circulación coronaria, lo que facilita demostrar la microcirculación intramio-

cárdica. Mediante la Ecocardiografía de contraste es posible estudiar la microcirculación coronaria. Debido a que las sustancias utilizadas como medios de contraste intramiocárdico producen burbujas de menor tamaño que los eritrocitos, es factible visualizar todos los sitios hasta donde es posible que llegue el contraste miocárdico, pero ya que estas sustancias son metabólicamente inertes, desde el punto de vista estricto, no indican perfusión –si es que, entendemos como perfusión del intercambio metabólico–, sólo señalan que es posible que la sangre llegue hasta los sitios marcados por la sustancia utilizada y con esto se infiere que hay perfusión miocárdica.

El tiempo que transcurre entre la opacificación de las estructuras derechas y la aparición del contraste en las cavidades izquierdas, corresponde al tiempo de circulación pulmonar, es decir el tiempo necesario para que el contraste transite a través de la circulación de los pulmones, lo que puede aportar información acerca de la fisiología de la circulación pulmonar.

### **Valoración de la función ventricular**

Utilizando las diferentes técnicas de ecocardiografía Doppler, es posible la valoración de la función ventricular global y regional. Se han descrito índices para la valoración de la función miocárdica global, tanto sistólica como diastólica. El índice de Tei se considera como un predictor independiente de pobre evolución clínica, si mide más de 1.14. Este índice se calcula sumando el tiempo de relajación isométrica a la duración de la contracción isométrica dividido entre la duración del periodo expulsivo.

El cálculo más usado de función ventricular sistólica es la fracción de expulsión que es una relación entre el volumen diastólico final, menos el volumen sistólico final, dividido entre el volumen diastólico final. La fracción de acortamiento representa una relación entre el diámetro diastólico final, menos el diámetro sistólico final, dividido entre el diámetro diastólico final. La fracción de acortamiento circunferencial es igual a la fracción de acortamiento entre el periodo expulsivo.

Existen algunos parámetros morfológicos que tienen una traducción funcional, uno de ellos es la distancia entre el punto E de la válvula mitral y el endocardio izquierdo del septum interventricular (E/S). Cuando la distancia E/S mide menos de seis milímetros la fracción de expulsión

del ventrículo izquierdo es mayor de 55%; si la distancia E/S es mayor de 10 mm la fracción de expulsión estará disminuida y si es mayor de 20 mm, la fracción de expulsión del VI será menor del 30%. Otra forma de valorar la función ventricular izquierda en pacientes con insuficiencia de la válvula mitral es la determinación de la  $dp/dt$ , parámetro que evalúa la tasa de aumento de presión intraventricular y que en forma indirecta refleja el estado de la función contráctil del miocardio.

Es posible también realizar una valoración de la función ventricular diastólica global y segmentaria mediante el uso de Doppler en sus diversas modalidades. El estudio de llenado ventricular mediante Doppler está sujeto a muchas variantes, la edad es sólo una de éstas y es posible documentar una historia natural de las variaciones del flujo diastólico mitral. Se ha intentado calcular en forma numérica la presión diastólica final del ventrículo izquierdo mediante el análisis de la relación de las velocidades de llenado con diferentes ecuaciones de regresión que correlacionan la duración por la velocidad de llenado pasivo, entre la duración por la velocidad de llenado activo; si dicha relación es mayor de 2, la presión diastólica final del ventrículo izquierdo será mayor de 20 mm Hg; en caso de ser menor de 2, la presión de llenado del ventrículo izquierdo será menor de 20 mm Hg. También se ha intentado cuantificar, tanto la presión diastólica final del ventrículo izquierdo, como la presión en cuña mediante ecuaciones de regresión utilizando la relación de las velocidades integrales tanto del flujo de llenado rápido como el flujo por contracción auricular. La sola medición de la desaceleración del flujo mitral puede ser un predictor de la presión venocapilar pulmonar, sobre todo en pacientes con infarto del miocardio y función sistólica deprimida con fracción de expulsión menor de 35%, debido a que el tiempo de desaceleración en la diástole temprana refleja la rapidez con la que se igualan las presiones entre la aurícula y ventrículo izquierdo. Si la relación

E/A es mayor de dos y el tiempo de desaceleración de llenado temprano es menor de 120 mseg, es muy probable que la presión venocapilar pulmonar sea mayor de 20 mm Hg.

### **Relación del flujo venoso pulmonar y la presión diastólica final del ventrículo izquierdo**

El flujo venoso pulmonar reverso que excede la duración de la onda A del flujo mitral, predice una presión diastólica final del ventrículo izquierdo mayor de 15 mm Hg. La fracción sistólica del flujo venoso pulmonar menor o igual a 0.4 sugiere un incremento de la presión diastólica final del ventrículo izquierdo a más de 18 mm Hg.

### **Doppler tisular**

El Doppler tisular es un procedimiento de imagen que aporta un análisis cuantitativo de las velocidades dentro de los tejidos sólidos, tanto en sístole como en diástole... en tiempo real. Es una variante que estudia el cambio de velocidad de los tejidos, en forma específica, de las paredes del miocardio. El gradiente ventricular de velocidad parietal es un parámetro que varía en forma directamente proporcional a la diferencia de velocidades entre endocardio y epicardio e inversamente proporcional al grosor de la pared. Es muy importante señalar que la movilidad parietal y la velocidad miocárdica no son lo mismo. La movilidad parietal refleja la amplitud del movimiento y se identifican con el engrosamiento parietal sistólico. La velocidad miocárdica, velocidad parietal o tisular es una propiedad intrínseca de las paredes miocárdicas; es posible identificar diferentes velocidades durante el ciclo cardíaco.

La descripción de parámetros hemodinámicos útiles en la práctica clínica diaria es interminable. Baste por ahora señalar que la E/D es una técnica en desarrollo, que cada vez aportará más información en cualquier tipo de patología cardíaca. Es necesario enfatizar la necesidad de que los cardiólogos ecocardiografistas requieren un entrenamiento teórico-práctico intenso.



**Lecturas recomendadas:**

- FLACHSKAMPF FA: *Doppler Assessment*: En: Topol EJ. Textbook of Cardiovascular Medicine, Ed: Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins. Second Edition, 2002, pp. 1143-1165
- GARCÍA-FERNÁNDEZ MA, ZAMORANO J, AZEVEDO J: *Doppler Tissue Imaging Echocardiography*. Ed. Madrid, McGraw-Hill/Interamericana. 1998, pp. 63-85.
- KAUL S: *Myocardial Contrast Echocardiography*. Current Problems in Cardiology. Nov 1997; 22(1): 549-640.
- GEISER EA: *Echocardiography: Physics and Instrumentation*. En: Marcus ML, Schelbert HR, Skorton DJ, Wolf GF. Cardiac Imaging. Philadelphia. W.B. Ed. Saunders Co. 1991, pp. 348-633.
- Marwick TH: *Stress echocardiography*. En: Topol EJ. Textbook of Cardiovascular Medicine, Philadelphia. Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Second Edition, 2002, pp. 1115-1142.
- NISHIMURA RA, TAJIK AJ: *Quantitative Hemodynamics by Doppler Echocardiography: a noninvasive alternative to cardiac catheterization*. Prog Cardiovasc Dis 1994; 34(4): 309-342.
- OTTO C M: *Echocardiographic evaluation of valvular heart disease*. En: Otto CM. Valvular heart Disease. Philadelphia. W.B. Saunders Co., 1999, pp.43-73
- OTTO CM: *The left ventricle* En: Otto CM. The practice of Clinical Echocardiography. Philadelphia. W.B. Saunders Co., Second Edition, 2002, pp. 65-233.
- SMITH RL, THOMAS JD: *Transthoracic Echocardiography*. En: Topol EJ. Textbook of Cardiovascular Medicine. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins, Second Edition, 2002, pp. 1091-1113.
- VARGAS BARRÓN J: *Doppler Codificado en Color*. En: Vargas Barrón J. Ecocardiografía Transtorácica, Transesofágica y Doppler en Color. México. Salvat, 1992, pp. 1-19.

