

1  
2oj.

11205



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
DIVISION DE CARDIOLOGIA Y ANGIOLOGIA DEL  
HOSPITAL DE ESPECIALIDADES, CENTRO MEDICO  
NACIONAL "LA RAZA"  
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

CALCULO DEL AREA VALVULAR MITRAL CON EL  
METODO DE PISA POR ECO DOPPLER-COLOR EN  
PACIENTES CON ESTENOSIS MITRAL

## TESIS DE POSTGRADO



PARA OBTENER EL TITULO DE ESPECIALISTA EN

### CARDIOLOGIA

PRESENTA :

### DR. JULIO ALBERTO AGUILAR LINARES

hospital de especialidades



SEGURIDAD Y SOLIDARIDAD SOCIAL

DIVISION DE ASesorIA DE TESIS  
E INVESTIGACION MEDICA  
PROFESOR TITULAR

DR. ELIAS BADUI

DEL CURSO: DR. ELIAS BADUI

MEXICO, D. F.

FEBRERO 1998

1998

262232

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

PAGINACFOU

DESCONTINUAF

**CALCULO DEL AREA VALVULAR MITRAL CON EL  
METODO DE PISA POR ECO DOPPLER COLOR EN  
PACIENTES CON ESTENOSIS MITRAL.**

**DR. JULIO A. AGUILAR**

**DRA. CARMEN SUMMERSON**

**DR. RAUL A. ESPINOSA**

**DR. DAVID FLORES**

**DR. ROBERTO ENCISO**

**DR. ELIAS BADUI**

División de Cardiología y Angiología del Hospital de Especialidades. Centro Médico  
Nacional "La Raza". IMSS. México D.F.

## AGRADECIMIENTOS

a mis padres:

Sra. Alicia Linares de Aguilar

Sr. Jorge Aguilar Arroyo.

a mis hermanos:

Jorge Aguilar Linares.

Carmen Aguilar Linares.

Tania Aguilar Linares.

a mi esposa:

Carmen Summerson Lamas.

a mis demás familiares y amigos.

a todos mis maestros.

## **DEDICATORIA.**

**a todos aquellos que han contribuido a mi formación  
y me han ofrecido la oportunidad de poder culminar con un  
sueño.**

## INDICE

	pags
RESUMEN	1
INTRODUCCION	3
ANTECEDENTES CIENTIFICOS	6
JUSTIFICACION	12
OBJETIVOS	13
HIPOTESIS	14
MATERIAL Y METODOS	15
RESULTADOS	19
DISCUSION	25
CONCLUSIONES	28
BIBLIOGRAFIA	29

## RESUMEN

En este estudio se evalúa en forma retrospectiva un nuevo método por eco Doppler-color para calcular el área valvular mitral, basado en identificar el aliasing o interfase rojo-azul proximal al orificio estenótico, que corresponde al área de superficie de isovelocidad proximal (PISA). Este método puede ser usado para calcular el área aplicando la ley de la continuidad. Método: Se estudiaron a 61 pacientes con estenosis mitral. Se calculó el área valvular mitral por eco Doppler, mediante el método del tiempo de hemipresión (THP) y se comparó con el AVM determinada por eco Doppler-color por el método de PISA, aplicando la fórmula:

$$AVM (cm^2) = 2\pi r^2 \times VN / Vmáx;$$

donde "r" es el radio del PISA medido del área valvular al primer aliasing de color (interfase rojo-azul) ; VN es la velocidad Nyquits a nivel del PISA y Vmáx es la velocidad máxima del flujo transmitral por Doppler continuo.

Resultados: 23 ( 38 %) pacientes tuvieron estenosis mitral pura y 38 (62 %) doble lesión mitral, veintiuno (34 %) fueron del sexo masculino y 40. (66 %) del femenino. La edad varió entre 26 y 76 años (media = 46.9 años). Veinte (33 %) pacientes se encontraron en ritmo sinusal y 41 (67 %) en fibrilación auricular, la frecuencia cardiaca media durante el estudio fue de  $69 \pm 13$  latidos por minuto (rango = 49-102 latidos por minuto). Diecinueve pacientes (31 %) cursaban en clase funcional I, 33 (54 %) en clase funcional II y 9 (14 %) en clase funcional III de la

NYHA. El cálculo del área valvular mitral por PISA correlacionó bien con el AVM por THP, con un coeficiente de correlación de  $r = 0.96$  ( $y = 0.097 x + 54.9$ ,  $SEE = 0.10 \text{ cm}^2$ ,  $p < 0.001$ ). El AVM por PISA presentó un rango de 0.4 a 2.5  $\text{cm}^2$  (media = 1.19  $\text{cm}^2$ ), el AVM por THP presentó un rango de 0.42 a 2.48  $\text{cm}^2$  (media = 1.15  $\text{cm}^2$ ).

Conclusiones: El método de PISA por eco Doppler-color nos da una cuantificación precisa del AVM y puede ser de utilidad como un método alternativo al del tiempo de hemipresión por eco Doppler. El cálculo del AVM no se ve influenciado por la presencia de insuficiencia mitral ni por fibrilación auricular.

## INTRODUCCION

La valvulopatía mitral sigue siendo la alteración reumática más frecuente en nuestro medio, constituyendo un alto porcentaje de los enfermos valvulares estudiados en los servicios de cardiología. Estimar el área del orificio valvular mitral en estos pacientes, es un parámetro esencial para conocer la severidad de la lesión valvular. Así con la tecnología actual la ecocardiografía Doppler nos proporciona un gran avance en la valoración no invasiva de la estenosis mitral (EM) ya que es posible cuantificar el área valvular mitral (AVM) usando la fórmula de Hatle <sup>1</sup>. Aunque este método provee una cuantificación precisa del AVM en válvulas nativas <sup>2</sup> y en prótesis valvulares <sup>3</sup>, el método del tiempo de hemipresión (THP) puede mostrar problemas de medición en ciertas condiciones clínicas tales como el ejercicio <sup>4</sup>, el embarazo <sup>5</sup>, insuficiencia aórtica <sup>6,7</sup>, reducción de la compliance del ventrículo izquierdo <sup>8</sup> e incremento de la frecuencia cardíaca <sup>9</sup>. Recientes investigaciones con ecocardiografía Doppler-color han descrito patrones de flujo de aceleración proximal al orificio restrictivo <sup>10,11</sup>, regurgitantes <sup>12-15</sup> y defectos septales ventriculares <sup>16,17</sup>, esta región convergente proximal al orificio restrictivo corresponde a un flujo laminar, constituido por líneas radiales convergentes hacia el orificio, asociado con superficies de isovelocidad hemisféricas (PISA) que decremantan en área y exponencialmente incrementan su velocidad conforme se aproximan al orificio <sup>18</sup> (Fig 1). De acuerdo al principio de

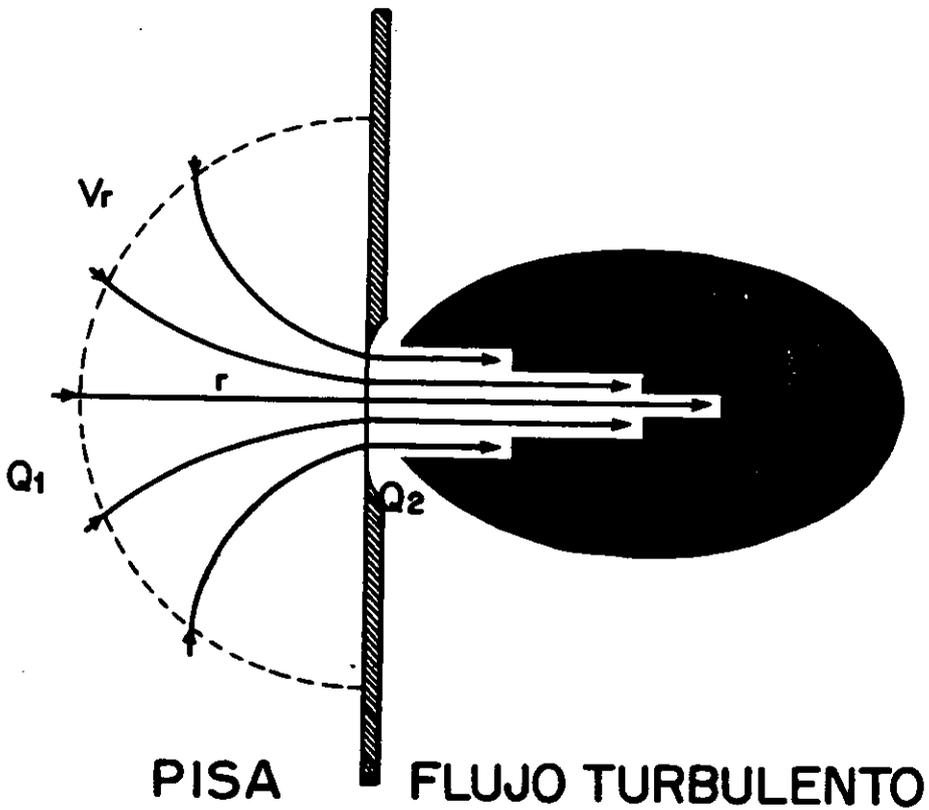
continuidad, el volumen de flujo es constante en todas las superficies de isovelocidad ( $Q_1$ ) e igual al flujo a través del orificio restrictivo ( $Q_2$ )

19.  $Q_1$  se obtiene de la ecuación:

$$Q_1 = 2\pi r^2 \times VN;$$

donde "r" es la distancia del área de superficie de isovelocidad al orificio restrictivo y VN es la velocidad de la distancia de "r". En el mapeo color del estudio ecocardiográfico de pacientes con estenosis mitral, el flujo convergente proximal o PISA está representado por un patrón de flujo homogéneo rojo (flujo que se dirige al transductor) e interrumpido por una interfase azul o amarillo (aliasing) que se presenta del lado auricular, inmediatamente proximal a la válvula mitral (Fig 2).

En este estudio se cuantifica el AVM con el Doppler-color por el método de PISA y se compara la precisión de este con los valores obtenidos por el método del tiempo de hemipresión por eco Doppler. El objetivo del estudio es determinar la confiabilidad del nuevo método.



**Figura 1.**

Diagrama que representa el flujo convergente proximal.  $r$  = distancia del PISA al orificio regurgitante;  $V_r$  = velocidad de la distancia de  $r$ ;  $Q_1$  = volúmen de flujo previo al orificio;  $Q_2$  = volúmen de flujo a través del orificio.

HOSP. ESP. C.M.R. <ID: LOVERA REYES VICEN>PWR=16 05.05m93  
ELECTRODIAGNOSTICO <TA 52A>HR= 87 15:56:22

DE 0.0CM  
F 2.50

FR 8

57/ 63



VI

FLUJO DE ACCELERACION.

AI

C 47  
CG 9  
CP 1 H

PRF 3.0K  
P 4  
G 68 PE3

DR 50  
EE 0  
DE 15.0CM

Figura 2.

## ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La estenosis mitral fue la primera lesión valvular en la que se usó un registro extracorporal de las velocidades de flujo máximo para estimar el gradiente tensional a través de la válvula. El chorro de la estenosis se orienta hacia la punta o la pared anterior del tórax y por tal motivo, ha sido posible captar fácilmente esta señal con Doppler de onda continua, sin necesidad de usar simultáneamente una imagen. Más tarde, se aprovechó el mismo principio para medir las diferencias tensionales a uno y otro lados de otras válvulas con obstrucción y regurgitación.

La valoración de la estenosis mitral requiere el conocer el área del orificio valvular. Puede conocerse el área de la válvula mitral si se mide el tiempo de hemipresión con base a la curva de velocidad del flujo transmitral.

**Tiempo de hemipresión:** El parámetro tensional se midió inicialmente a partir de registros de presión, para evaluar el grado de obstrucción en sujetos con estenosis mitral y regurgitación asociada. El tiempo de hemipresión puede medirse en forma extracorporal con base en la curva de velocidad de flujo mitral. Se ha demostrado que el tiempo de hemipresión depende del grado de obstrucción y es más pronunciado en sujetos que tienen una disminución mayor en el área valvular. Se ha demostrado también que dicho parámetro disminuye

con el ejercicio y ello denota que, además del área valvular, es influido por el flujo y la presión de la aurícula izquierda.

**Relación con el área valvular.** Con base en los datos sobre las áreas valvulares y el tiempo de hemipresión en un grupo de pacientes con estenosis mitral, se ha creado la siguiente fórmula para evaluar el área del orificio valvular:

$$\text{Área valvular} = 220/\text{tiempo de hemipresión.}$$

**Problemas de medición.** En muchos pacientes, la disminución de la velocidad sigue una forma lineal (recta). Así resulta fácil medir el tiempo de hemipresión. En algunos pacientes a pesar de ello, la disminución de velocidad es curvilínea; resultando difícil realizar una medición correcta del tiempo de hemipresión. La técnica depende entonces de la porción de la curva que se considera más representativa. También se señala el problema que ocurre con frecuencias cardíacas elevadas. En intervalos R-R cortos se advertirá solamente la primera parte de la curva y de ello, el tiempo de hemipresión será breve, lo cual hará que se estime en demasía el área valvular (sobrestimación). Incluso en pacientes en quienes la disminución de velocidad sigue una línea recta, los latidos con intervalos R-R cortos pueden generar un tiempo de hemipresión extraordinariamente breve. Ello sugiere que es mejor no utilizar las mediciones de latidos con intervalos R-R breves.

También en diástoles más largas aparece una moderada variación latido-latido, quizá por las variaciones de la respiración. Por tal razón,

se ha recomendado usar el valor medio de unos cuantos latidos. Pero aun así, es probable que la inclusión de latidos con diástoles breves no mejore los resultados. En personas con fibrilación auricular rápida, el empleo de uno o dos latidos con un intervalo R-R más largo quizá sea más representativo.

En presencia de ritmo sinusal, la pendiente antes de la contracción auricular puede tomarse demasiado breve por taquiarritmia y bloqueo auriculoventricular de primer grado, para obtener mediciones fiables. En el flutter auricular, las contracciones auriculares frecuentes también interfieren en las mediciones. Después de la contracción auricular sigue relajación y por ello, hay un decremento más rápido de la velocidad. En quienes la contracción auricular ocasiona en especial notables cambios tensionales, la medición a partir de pendientes que incluyan relajación auricular pueden producir "subestimaciones" importantes del tiempo de hemipresión y de la "constricción" o intensidad de la obstrucción. Por último, el trazar una línea por arriba del borde superior de la curva de velocidad de flujo y no dentro de dicho límite, ocasionará que el tiempo de hemipresión sea más largo.

**Otros factores determinantes.** Cuando el operador emplee el tiempo de hemipresión para estimaciones del área valvular mitral, es importante tener presente que recibe otras influencias además del grado de obstrucción. El tiempo de hemipresión es determinado por el decremento de presión en la aurícula izquierda y el incremento de ella en el ventrículo izquierdo durante la diástole. El grado de obstrucción y el grado tensional son los elementos que rigen el decremento del

volúmen auricular izquierdo y el decremento tensional en la aurícula depende de la disminución del volumen y de la distensibilidad de dicha cámara. La distensibilidad de aurícula izquierda influirá en el grado de decremento tensional a partir de una disminución determinada de volúmen. Sin embargo, los cambios previstos en la presión y distensibilidad de aurícula izquierda pueden ser anulados parcialmente por el llenado de la aurícula mencionada que tiene a aparecer más bien durante la diástole cuando disminuye la distensibilidad.

El incremento de la presión ventricular izquierda durante la diástole depende de la distensibilidad ventricular izquierda, así como el flujo volumétrico en el ventrículo a través de la válvula mitral y también de la aorta, en caso de regurgitación de este vaso.

**Otros factores determinantes: ejemplos clínicos.** La disminución en el tiempo de hemipresión durante el ejercicio concuerda con los estudios con modelos que indican un decremento cuando aumentan la presión auricular izquierda y el gradiente inicial. Sin embargo, en situaciones clínicas, parte del acortamiento podría deberse a problemas de medición durante lapsos de frecuencia cardiaca alta, tal como se expuso anteriormente. En caso de haber cambios extraordinarios en la presión auricular izquierda también habrá que considerar la posibilidad de una variación real en el área de la válvula mitral.

La regurgitación aórtica severa que ocasiona un decremento tensional importante en el ventrículo izquierdo a comienzos de la diástole puede acortar el tiempo de hemipresión y ocasionar "subestimación", es decir una cifra menor de la real del orificio valvular mitral. El operador debe tener siempre presente la posibilidad de "subestimar" la intensidad de la estenosis mitral en personas con regurgitación aórtica severa.

Otro grupo en el cual el incremento anormal de la presión del ventrículo izquierdo en los comienzos de la diástole puede acortar el tiempo de hemipresión lo integran pacientes con disminución de la distensibilidad del ventrículo izquierdo, como cardiomiopatía restrictiva o en ventriculomegalia importante.

**Valvuloplastia con balón.** Inmediatamente después de la valvuloplastia con balón se ha señalado que el área valvular mitral calculada con base en el tiempo de hemipresión no guarda relación tan precisa como la que se midió por técnicas intracorporales y por ecocardiografía bidimensional, en comparación con los datos logrados en estudios de los mismos pacientes antes de la técnica y después de ella. Ello se ha atribuido a que el decremento agudo de la presión auricular izquierda no es igualado por un cambio proporcionalmente rápido en la distensibilidad auricular. Por lo que estudios previos sugieren determinar el área valvular mitral por el tiempo de hemipresión, tres semanas posterior al procedimiento de valvuloplastia con balón.

Otro método prometedor para el cálculo del área valvular mitral ha sido propuesto por Rodríguez y cols. el cual se basa en los principios de la dinámica de fluidos. El flujo a gran presión a través de un orificio, que pasa a una cámara a baja presión producirá una aceleración de líquido en la primera cámara hacia el orificio ("convergencia de flujo"). Si se mide la velocidad hacia el orificio en muchos puntos en la cámara de alta presión es posible determinar las superficies de isovelocidad. La teoría de la dinámica de fluidos señala que el flujo por cualquiera de estas superficies de isovelocidad es idéntico e igual a la velocidad multiplicada por el área de superficie. Y así el área de superficie multiplicada por la velocidad máxima del flujo posterior al orificio nos da el área del orificio valvular mitral.

## JUSTIFICACION

La valvulopatía mitral sigue siendo la alteración reumática más frecuente en nuestro medio, constituyendo un alto porcentaje de los enfermos estudiados en el servicio de Cardiología. Estimar el área del orificio valvular mitral en estos pacientes es un parámetro esencial para conocer la severidad de la lesión valvular. La ecocardiografía ha supuesto un gran avance en la valoración no invasiva de las lesiones valvulares. En pacientes con estenosis mitral es posible cuantificar el área valvular mitral usando el método de Hatle<sup>1</sup>. Esta fórmula ha ganado amplia difusión y actualmente es el método más usado, aunque recientes estudios han demostrado problemas de medición en ciertas condiciones clínicas como el ejercicio, el embarazo, la insuficiencia aórtica, reducción de la compliance del ventrículo izquierdo e incremento de la frecuencia cardíaca. En el siguiente trabajo se evalúa la precisión y confiabilidad de un nuevo método, por ecocardiografía Doppler-color para el cálculo del área valvular mitral y poder ser empleado como un método alternativo al del tiempo de hemipresión por eco Doppler.

## **OBJETIVOS**

### **General.**

**Aplicar el método del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) por eco Doppler-color para cuantificar la severidad de la estenosis valvular mitral en situación clínica.**

### **Específicos.**

**Evaluar la utilidad del método de PISA para calcular el área del orificio valvular mitral en pacientes con estenosis mitral.**

**Determinar si el método de PISA puede ser usado para estimar el área del orificio valvular mitral de manera confiable en pacientes con estenosis mitral.**

## **HIPOTESIS**

El método del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) por ecocardiografía Doppler-color es seguro y confiable para calcular el área del orificio valvular mitral en pacientes con estenosis mitral.

## MATERIAL Y METODOS

Se estudiaron en la División de Cardiología y Angiología del Hospital de Especialidades, Centro Médico Nacional "La Raza" IMSS, a 61 pacientes en forma prospectiva que cumplieron con los siguientes criterios de selección: (1) presencia de estenosis mitral, (2) presencia de la región de flujo convergente proximal por eco Doppler-color, del lado auricular de la válvula mitral y (3) obtención de imágenes ecocardiográficas de alta calidad. Los pacientes que presentaron enfermedad valvular aórtica asociada fueron excluidos del estudio.

**Estudio ecocardiográfico.** Se les practicó estudio ecocardiográfico con un equipo Toshiba Sonolayer 270A que cuenta con un transductor electrónico de 2.5 MHz, con rastréo fásico, ángulo de  $84^{\circ}$  y profundidad de 20 cm. Se obtuvieron imágenes en eje apical de 4 cámaras, así como el registro del flujo valvular mitral con Doppler continuo. El análisis ecocardiográfico Doppler codificado en color del flujo convergente proximal se obtuvo en proyección apical de 4 cámaras, con una frecuencia de repetición de pulsos de 3.9 kHz a 4.8 kHz. La velocidad Nyquits fue de 0.47 a 0.55 cm/seg. Se realizó el cálculo del área valvular mitral por el método de PISA y se comparó con los valores obtenidos por el método Doppler del TPH.

**Cálculo del AVM por el método de PISA.** Mediante Doppler codificado en color y en proyección apical de 4 cámaras se identificó el flujo turbulento de estenosis mitral, que se dirige de la válvula mitral al ventrículo izquierdo. Cuando este flujo turbulento se observó, el transductor se manipuló para visualizar el flujo de aceleración proximal. El cual está representado por un patrón de flujo rojo homogéneo, indicando que se dirige al transductor e interrumpido por una interfase azul o amarillo (aliasing) del lado auricular de la válvula mitral, con una zona central al orificio estenótico (Fig 2), posteriormente se determinó el área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) con la ecuación:  $PISA = 2\pi r^2$ ; donde r corresponde al radio del aliasing, medido del plano del orificio mitral a la interfase rojo-azul. El AVM se calculó aplicando la fórmula <sup>11</sup>:

$$AVM (cm^2) = PISA \times VN / Vmáx;$$

donde VN corresponde a la velocidad del límite Nyquits, que se muestra sobre la escala de velocidad Doppler-color y Vmáx es la velocidad máxima del flujo transmitral por Doppler continuo (CW) (Fig 3).

**Cálculo del AVM por el método THP.** Se determinó el AVM por el método del tiempo de hemipresión propuesto por Hatle <sup>1</sup>. Obteniéndose el trazo del flujo transmitral mediante Doppler continuo, al cual se le determinó el tiempo que requiere para que el gradiente máximo de presión se reduzca a la mitad (THP). El AVM se derivó de la fórmula:

$$AVM (cm^2) = 220 / THP.$$

Para el cálculo del PISA, las imágenes fueron reproducidas cuadro por cuadro a través del sistema cine-loop o mediante cinta de video. Todos los cálculos se llevaron a cabo en tres ciclos cardíacos y el resultado fue promediado, para posteriormente comparar ambos métodos.

**Análisis estadístico.** Para la comparación de ambos métodos se realizó el análisis de regresión lineal y coeficiente de correlación. Se consideró significancia estadística con valores de  $p < 0.05$ .

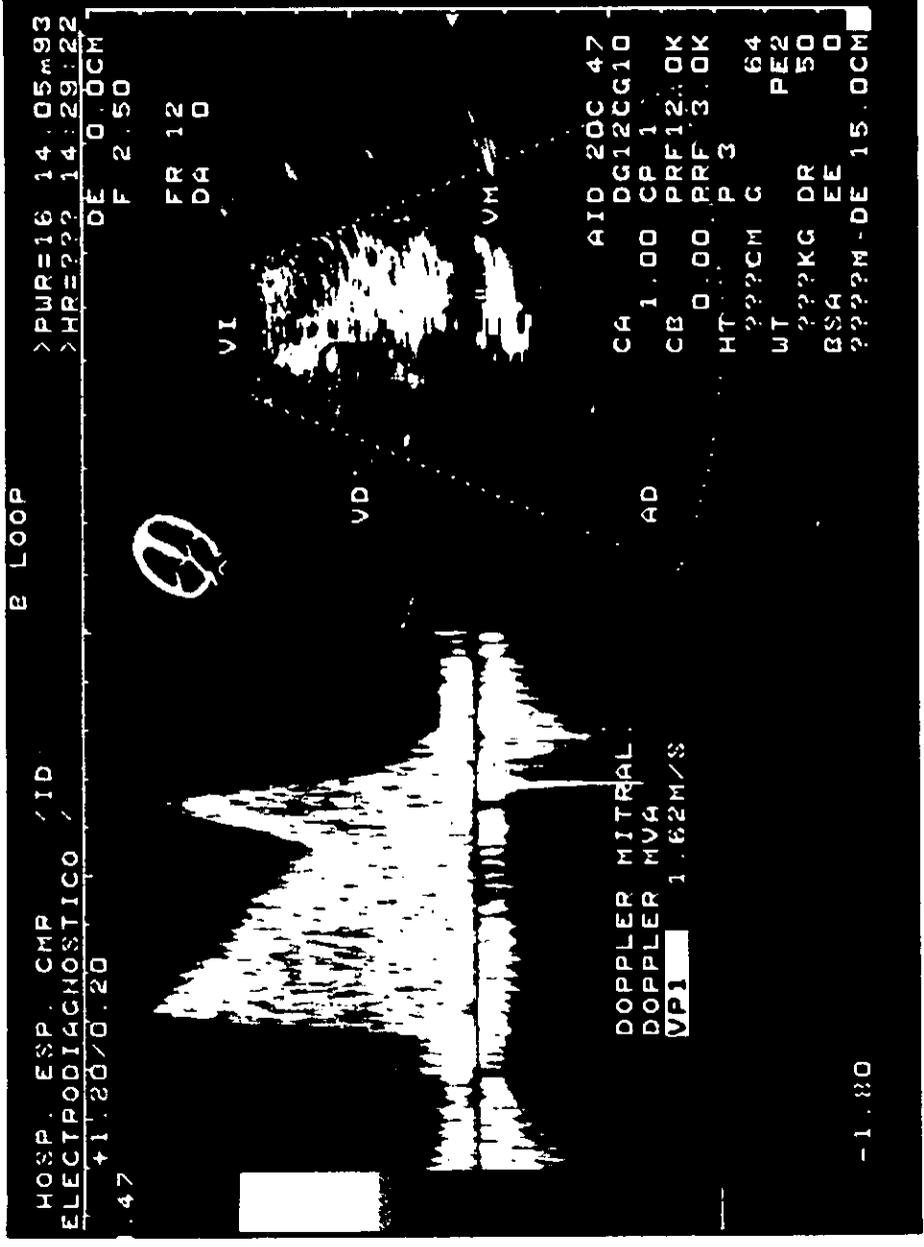


Figura 3.

## RESULTADOS

Fueron estudiados 61 pacientes con el diagnóstico de estenosis mitral (23 con estenosis mitral pura y 38 con doble lesión mitral). Veintiuno de ellos fueron del sexo masculino y 40 del sexo femenino. La edad varió entre 26 y 76 años (media de 46.9 años). Veinte pacientes se encontraron en ritmo sinusal y 41 en fibrilación auricular. La frecuencia cardíaca media durante el estudio fue de  $69 \pm 13$  latidos por minuto (rango de 49 a 102 latidos por minuto). Diecinueve cursaban en clase funcional I, 33 en clase funcional II y 9 en clase funcional III de la NYHA.

**Parámetros ecocardiográficos.** La velocidad máxima del flujo transmitral tuvo un valor medio de  $1.8 \pm 0.5$  m/seg (rango= 1.1 a 2.4 m/seg). El gradiente medio transmitral se encontró en rangos de 4 a 11 mmHg. Por Doppler codificado en color, el radio del aliasing presentó un rango de 0.5 a 1.1 mm. El área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) calculado fue de 1.5 a 7.6 cm<sup>2</sup>.

**Comparación del método de THP con el método de PISA.** El área valvular mitral por THP fue de  $1.15 \pm 0.7$  cm<sup>2</sup> ( rango = 0.42-2.48 cm<sup>2</sup> ), el área valvular mitral por el método de PISA fue de  $1.19 \pm 0.7$  cm<sup>2</sup> ( rango = 0.4-2.5 cm<sup>2</sup> ). Ambos métodos presentaron un coeficiente de correlación de  $r = 0.96$  ( $y = 0.097 x + 54.9$ ,  $n = 61$ , SEE = 0.10 cm<sup>2</sup>,

$p < 0.001$  ) (Fig 4). En el grupo de pacientes con estenosis mitral pura, el AVM por el método de THP fue de  $0.86 \pm 0.3 \text{ cm}^2$ ; el AVM por el método de PISA fue de  $0.85 \pm 0.27 \text{ cm}^2$ , con una correlación de  $r = 0.95$  ( $y = 0.051 x + 0.44$ ,  $n = 23$ ,  $\text{SEE} = 0.10 \text{ cm}^2$ ,  $p < 0.001$ ) (Fig 5). En los casos de pacientes con doble lesión mitral, el AVM por el método THP fue de  $1.38 \pm 0.4 \text{ cm}^2$ ; el AVM por el método de PISA fue de  $1.34 \pm 0.4 \text{ cm}^2$ , con un coeficiente de correlación de  $r = 0.91$  ( $y = 0.821 x + 0.24$ ,  $n = 38$ ,  $\text{SEE} = 0.13 \text{ cm}^2$ .  $p < 0.001$ ) (Fig 6).

En los grupos de pacientes en ritmo sinusal el AVM determinada por el método de PISA correlacionó bien con los valores obtenidos por el método de THP, así también como en el grupo de pacientes con fibrilación auricular. En el estudio se pudo comprobar que la distancia radial ( $r$ ) se mantiene constante latido a latido en presencia de transtornos del ritmo y de la frecuencia cardíaca.(Fig. 7A-7B).

# AVM (cm2) EN ESTENOSIS MITRAL

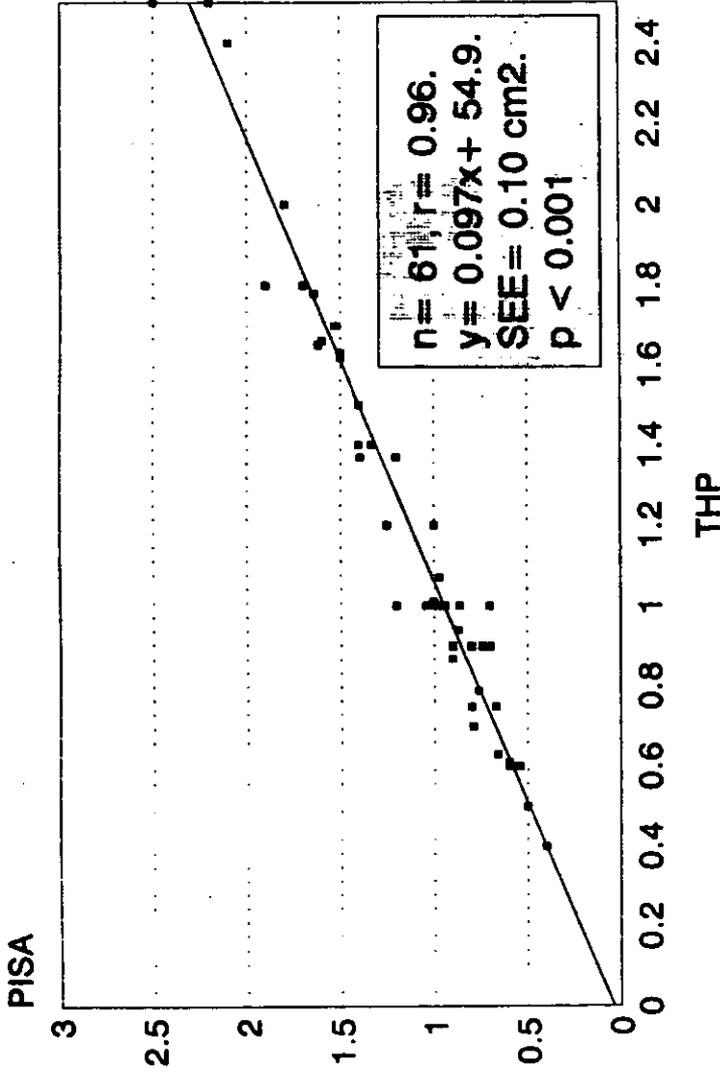


Figura 4.  
Relación entre el AVM (cm<sup>2</sup>) determinada por el método del THP y el método de PISA;  
AVM = área valvular mitral; CW = Doppler continuo.

# AVM (cm<sup>2</sup>) EN ESTENOSIS MITRAL PURA

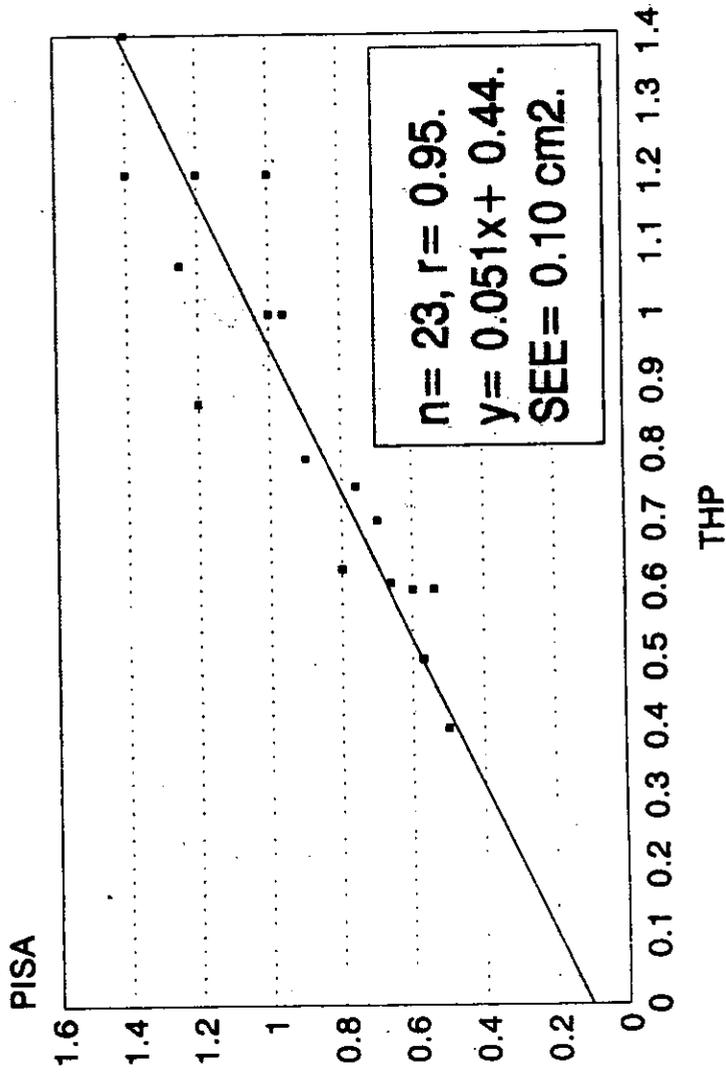
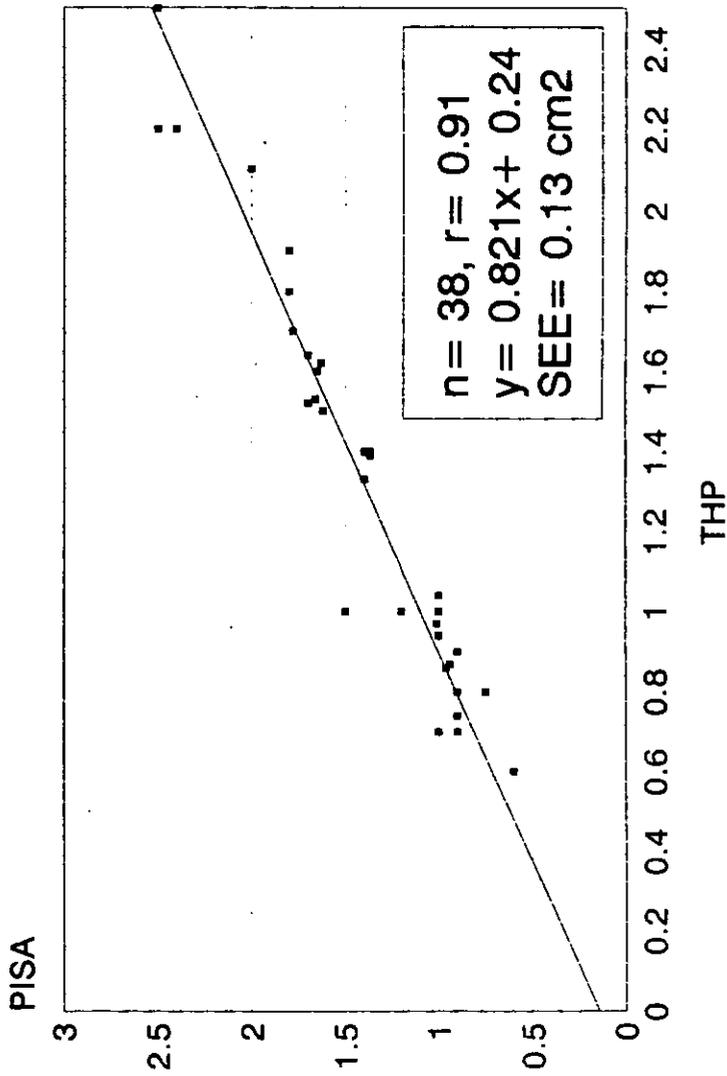


Figura 5.  
Relación entre el AVM (cm<sup>2</sup>) determinada por el método del THP y el método de PISA,  
en pacientes con estenosis mitral pura.

# AVM (cm<sup>2</sup>) EN DOBLE LESION MITRAL



**Figura 6.**  
Relacion entre el AVM (cm<sup>2</sup>) determinada por el método del THP y el método de PISA en pacientes con doble lesión mitral y predominio de la estenosis.

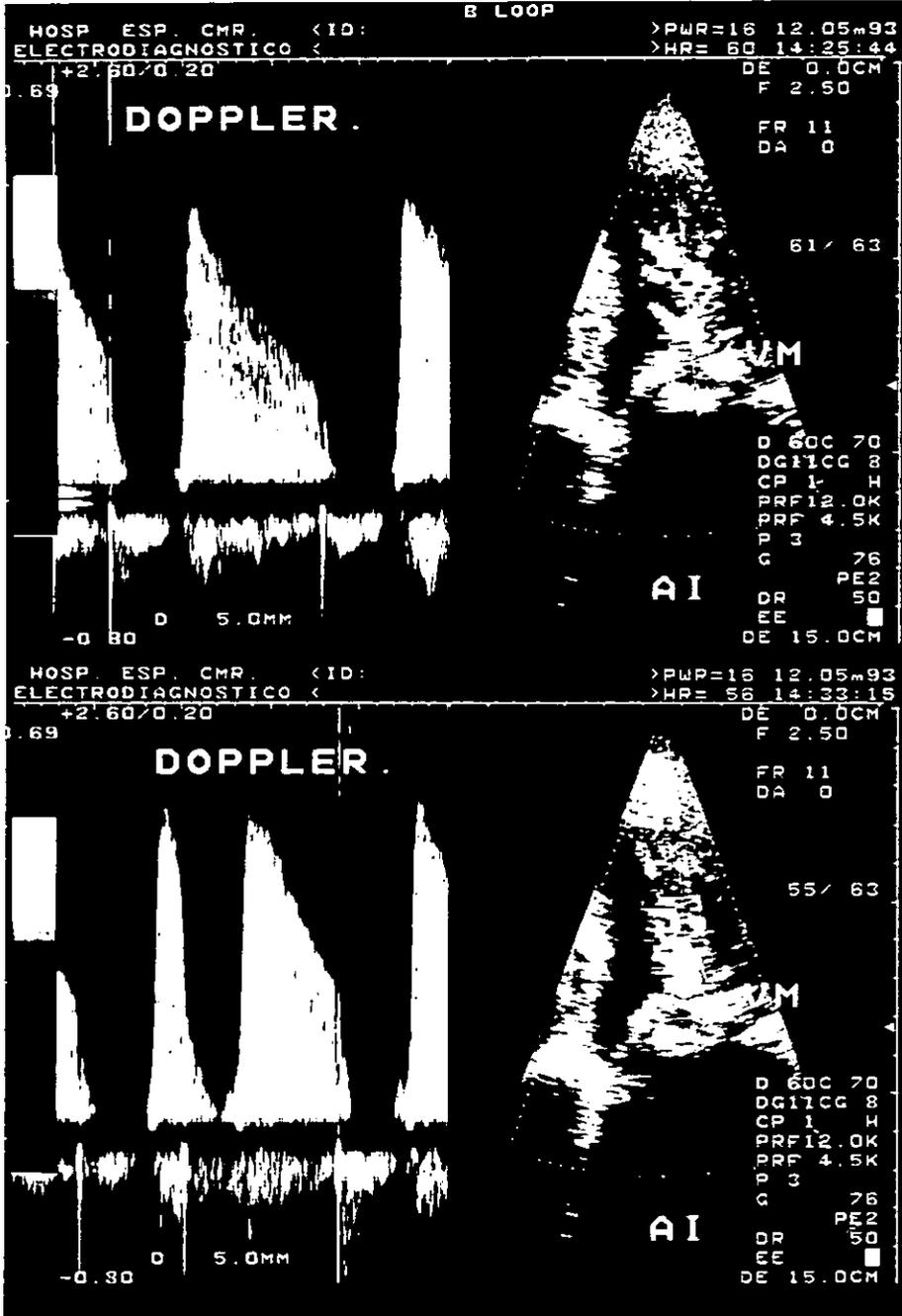


Figura 7A - 7B.

## DISCUSION

En este estudio, hemos investigado en condiciones clínicas el uso del método PISA por eco Doppler-color, para el cálculo del área valvular mitral en comparación con el método del THP por eco Doppler.

Los resultados del presente estudio indican que el flujo convergente proximal al orificio estenótico, definido por el límite del primer aliasing, es útil para determinar de manera cuantitativa y precisa el área del orificio valvular mitral, en el estudio se obtuvo una correlación perfecta entre ambos métodos, con un valor de  $r = 0.96$  y un error standard de  $0.10 \text{ cm}^2$ .

En pacientes con estenosis mitral y ritmo sinusal, el cálculo del AVM usando el método del THP se ha visto restringido a casos con frecuencia cardíaca normal, cuando la frecuencia no excede de 80 latidos por minuto <sup>9</sup>. Este método sobreestima el AVM, motivo por el cual se recomienda el promediar 5 ciclos cardiacos. En contraste, el método de PISA no depende de la frecuencia cardíaca y provee de una determinación confiable del AVM en pacientes con incremento de la frecuencia cardíaca y en casos de pérdida del ritmo sinusal <sup>21</sup>, ya que la distancia radial ( $r$ ) se mantiene constante latido a latido en ambas condiciones.

Por otra parte, se ha podido comprobar que la presencia y grado de insuficiencia mitral no interfiere con el cálculo del AVM, al no modificarse el área de superficie de isovelocidad proximal, por lo que el método puede ser aplicado también a este grupo de pacientes. En nuestra serie encontramos una buena correlación entre ambos métodos, con un valor de  $r = 0.91$  y con un error standard de  $0.13 \text{ cm}^2$ .

La imagen del flujo convergente proximal o PISA presenta importantes ventajas en la determinación del AVM, primero, la extensión del flujo convergente se muestra independiente de factores mecánicos, relacionados a los diferentes equipos. Utsunomiya y cols.<sup>20</sup>, recientemente demostraron que tanto los filtros como el índice de ganancias y frecuencia de repetición de pulsos no afectan la determinación del volumen de flujo ( $Q_1$ ) usando el flujo convergente in vitro. Este razonamiento asume que el límite del primer aliasing se mantiene constante durante mínimas modificaciones instrumentales de los equipos ecocardiográficos. Segundo, la predicción del AVM usando el método de PISA esta basado en el principio de fluidos dinámicos, mediante la ecuación de la continuidad.

**Implicaciones clínicas.** El método de PISA es útil en predecir el área valvular mitral. El método no se ve influenciado por la presencia de taquiarritmias ni de insuficiencia mitral asociada. Por lo que resulta ser

un método alternativo en aquellas condiciones clínicas en las que no sea aplicable el método del THP por eco Doppler. Además de ser útil para estudios longitudinales del efecto de intervenciones médicas y facilitar la predicción en cuanto a la progresión de la enfermedad valvular.

**Limitaciones del estudio.** Un problema en la medición de la distancia del contorno del aliasing al orificio estenótico, puede causar un considerable error en el resultado del área del orificio valvular mitral, esto se puede presentar, cuando se emplean velocidades Nyquits altas, lo que reduce la distancia radial ( $r$ ) del flujo convergente. Nosotros empleamos en el estudio velocidades Nyquist de 0.47 a 0.55 cm/seg, ya que a menor velocidad del límite Nyquits se incrementa la distancia radial ( $r$ ) del flujo convergente y por ello se minimizan los efectos de la forma del orificio estenótico y la simetría del flujo convergente <sup>20</sup>. En resumen, esto puede reducir el error en la medición del radio de PISA. Además el método muestra limitaciones para ser empleado, en aquellos casos de estenosis mitral muy calcificada y en presencia de prótesis valvulares, ya que interfieren con la correcta visualización del flujo convergente.

## CONCLUSIONES.

El método del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) es una técnica prometedora para determinar el área del orificio valvular mitral. Este estudio muestra que el método es confiable y reproducible en clínica, en casos de estenosis mitral.

El método de PISA no es influenciado por la presencia de taquiarritmias ni de insuficiencia mitral asociada, para el cálculo del AVM, por lo que resulta ser un método alternativo en aquellas condiciones clínicas en las que no sea aplicable el método del THP por eco Doppler.

Los resultados indican que este método nos da una determinación cuantitativa y precisa del área del orificio valvular mitral. El nuevo método es simple y rápido, por lo que resulta ser atractivo para ser incorporado a la práctica clínica rutinaria.

## BIBLIOGRAFIA

1. Hatle L, Angelsen B, Tromsdal A: *Noninvasive assessment of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound*. Circulation 1979; 60: 1096-1104.
2. Bryg RJ, Williams GA, Labovitz AJ, Aker V, Kennedy HL: *Effect of atrial fibrillation and mitral regurgitation on calculated mitral valve area in mitral stenosis*. Am J Cardiol 1986; 57: 634-638.
3. Williams GA, Labovitz AJ: *Doppler hemodynamic evaluation of prosthetic (Starr-Edwards and Bjork-Shiley) and bioprosthetic (Hancock and Carpentier-Edwards) cardiac valves*. Am J Cardiol 1985; 56: 325-332
4. Hatle L, Angelsen B, Tromsdal A: *Noninvasive assesment of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound*. Circulation 1979; 60: 1096-1104
5. Bryg RJ, Gordon PR, Kudesia VS, Bhatia RK: *Effect of pregnancy on pressure gradient in mitral stenosis*. Am J Cardiol 1989; 63: 384-386
6. Nakatani S, Kamada T: *Value and limitations of Doppler echocardiography in quantification os stenosis mitral valve area: comparasion of the pressure half-time and the continuity equations methods*. Circulation 1988; 77: 78-85

7. Flachskampf FA, Weyman AE, Gillam L, Chun-Ming L, Abascal VM, Thomas JD: *Aortic regurgitation shortens Doppler pressure half-time in mitral stenosis clinical evidence, in vitro simulation and theoretic analysis.* Am J Coll Cardiol 1990; 16: 396-404
8. Karp K, Teren D, Bjerle P, Eriksson P: *Reassessment of valve area determinations in mitral stenosis by the half-time method: impact of the left ventricular stiffness and peak diastolic pressure difference.* J Am Coll Cardiol 1989; 13: 594-599
9. Voelker W, Regele B, Dittman H, Mauser M, Ickrath O, Schmid K: *Effect of heart rate on transmitral flow velocity profile and Doppler measurements of mitral valve area in patients with mitral stenosis.* Eur Heart J 1992; 13: 152-159
10. Simpson FS, Sahn DJ, Valdes-Cruz LM, Chung KJ, Sherman FS, Swensson RE: *Color Doppler flow mapping in patients with coarctation of the aorta: new observations and improved evaluation with color flow diameter and proximal acceleration as predictors of severity.* Circulation 1988; 77: 736-744
11. Rodriguez L, Monterroso V, Mueller L, et al: *Validation of a new method for valve area calculation using the proximal isovelocity surface area in patients with mitral stenosis.* (abstr) J Am Coll Cardiol 1990; 15: 109A

12. Bargiggia G, Recusani F, Yoganathan AP, et al: *Color flow Doppler quantitation of regurgitant flow rate using the flow convergence region proximal to orifice of a regurgitant jet.* (abstr). *Circulation* 1988; 78(suppl II): II-609
13. Okamoto M, Tsubokura T, Nakagawa H, et al: *The suction signal detected by color Doppler echocardiography in patients with mitral regurgitation: its clinical significance.* *J Cardiol* 1988; 18: 739-746
14. Appleton CP, Hatle LK, Nellesen U, Schnittger I, Popp RL: *Flow velocity acceleration in the left ventricle: useful Doppler echocardiographic sign of hemodynamically significant mitral regurgitation.* *J Am Soc Echo* 1990; 3: 35-45
15. Recusani F, Bargiggia GS, Yoganathan AP, et al: *A new method for quantification of regurgitant flow rate using color flow imaging of the flow convergence region proximal to a discrete orifice: an in vitro study.* *Circulation* 1991; 83: 594-604
16. Moises VA, Maciel BC, Hornberger LK, et al: *A new method for noninvasive estimation of ventricular septal defect shunt flow by Doppler color flow mapping: imaging of the laminar flow convergence region on the left septal surface.* *J Am Coll Cardiol* 1991; 18: 824-832
17. Boyle GJ, Etedgui JA, Levine RA, Cape EG: *In vitro studies of ventricular septal defect flow using proximal isovelocity surface area analysis* (abstr). *J Am Coll Cardiol* 1993; 21: 367A

18. Utsunomiya T, Ogawa T, Tang HA, et al: *Doppler color flow mapping of the proximal isovelocity surface area: a new method for measuring volume flow rate across a narrowed orifice*. J Am Soc Echo 1991; 4: 338-348
19. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, Recusani F, Raisaro A, DeServi S, Valdes-Cruz LM: *A new method for quantitation of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice*. Circulation 1991; 84: 1481-1489
20. Utsunomiya T, Ogawa T, Doshi R, et al: *Doppler color flow "proximal isovelocity surface area" method for estimating volume flow rate effects of orifice shape and machine factors*. J Am Coll Cardiol 1991; 17: 1103-1111
21. Yamachika S, Reid CL, Savani D, Knoll M, Jamison B, Gardin JM: *Color Doppler proximal isovelocity surface area method for calculation of effective orifice area mitral valve (abstr)*. J Am Coll Cardiol 1993; 21: 390A