

13 lej. 11205
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

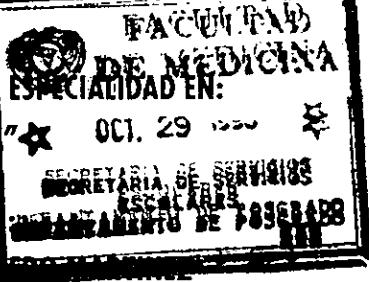
**HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CENTRO MEDICO NACIONAL
"LA RAZA"**

I M S S

T E S I S:

**"METODO DEL AREA DE SUPERFICIE DE ISOVELOCIDAD PROXIMAL "PISA"
PARA EL CALCULO DEL AREA VALVULAR MITRAL EN ESTENOSIS MITRAL,
COMPARADO CON CATETERISMO CARDIACO"**

PARA OBTENER EL TITULO DE LICENCIADO EN



"CARDIOLOGIA"

PRESENTA

DRA. DONAJI FRANCISCA OLIVERA

PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE POSTGRADO UNAM:

DR. ELIAS BADUI

ASESORES DE TESIS:

- DR. ELIAS BADUI
- DR. ROBERTO ENCISO GOMEZ
- DR. DAVID FLORES ANGUIANO
- DR. ALFONSO LARA OLIVARES

Badui
[Signature] 267249



**IMSS
TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

MEXICO, D. F.

1998



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.

DEDICATORIA

Brindar el resultado de un esfuerzo es un gesto admirable, pero más admirable suele ser el apoyo cariñoso que recibís en momentos difíciles, por esto dedico la presente con amor a mi madre y a mis hermanos.

AGRADECIMIENTOS

Los siguientes agradecimientos me gustaría que quedaran plasmados en miles de páginas lo cual no es posible, por lo consiguiente enumeraré sin que sea motivo de elitismo ni otro agravante a todas las personas que con su optimismo, entusiasmo y ayuda, así como su enseñanza y su compañerismo, impulsaron mi espíritu para lograr llegar hasta el fin.

**Dr. David Flores Angulano.
Dr. Roberto Enciso Gómez.
Dr. Hector Murillo Márquez.
Dr. Mauro Alvarado Molina
Dr. Sergio Solorio Meza.
Dra Rosalba Madrid Abad.
Dr. Salvador Ocampo Peña.
Dr. Angel Miguel Carrillo García.
Dr. Alberto Dominguez Banda.
Dra. Olga Bastida Ramírez.**

INDICE

	<i>pag</i>
<i>RESUMEN</i>	<i>1</i>
<i>INTRODUCCION</i>	<i>3</i>
<i>ANTECEDENTES CIENTIFICOS</i>	<i>7</i>
<i>JUSTIFICACION</i>	<i>11</i>
<i>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</i>	<i>12</i>
<i>OBJETIVOS</i>	<i>13</i>
<i>HIPOTESIS</i>	<i>14</i>
<i>MATERIAL Y METODOS</i>	<i>16</i>
<i>RESULTADOS</i>	<i>20</i>
<i>DISCUSION</i>	<i>35</i>
<i>CONCLUSIONES</i>	<i>37</i>
<i>BIBLIOGRAFIA</i>	<i>38</i>

RESUMEN

En este estudio se evalúa en forma prospectiva un método por eco Doppler-color para calcular el área valvular mitral, el cual se basa principalmente en identificar el aliasing o interfase rojo-azul proximal al orificio estenótico que corresponde al área de superficie de isovelocidad proximal (PISA).

Se estudiaron 30 pacientes con estenosis mitral (EM), a los cuales se les realizó eco Doppler-color y cateterismo cardíaco; el área valvular mitral se calculó por el método oximétrico de Fick utilizando la fórmula siguiente: $AVM (cm^2) = \frac{GASTO\ CARDIACO}{\sqrt{GRADIENTE\ TRANSMITRAL}}$, además de valorar la presencia de insuficiencia mitral por ventriculografía izquierda, así como valvulopatías asociadas.

Por ecocardiografía Doppler-color se calculó el área valvular mitral por medio del tiempo de hemipresión (THP), así como por el método de PISA aplicando la fórmula: $AVM (cm^2) = 2\pi r^2 \times VN / V\ max$, 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 V max es la velocidad máxima del flujo transmitral por Doppler continuo.

RESULTADOS: 9 (30%) Pacientes tuvieron estenosis mitral pura; 3 (10%) pacientes únicamente presentaron lesión mitral sin asociarse a otra valvulopatía, el resto 27 (90%) pacientes, tuvieron asociación de alteración mitral + aórtica, de estos 12 (40%) presentó insuficiencia aórtica GI, 8 (26.6%) insuficiencia aórtica GII,

1(3.3%) insuficiencia aórtica GIII y 2 (6.6%) insuficiencia aórtica GIV. Con insuficiencia mitral GI 8 (26.6%) pacientes, con GII 13 (43.3%). Cinco (17%) fueron del sexo masculino y 25 (83%) del femenino. La edad varió entre 19 y 66 años (media= 51.16 años). Ocho pacientes (27%) se encontraron en ritmo sinusal y 22 (73%) en fibrilación auricular, la frecuencia cardíaca media durante el estudio fue de 94.9 ± 23.57 latidos por minuto (rango= 67-153 latidos por minuto).

El cálculo de AVM por THP comparado con hemodinámica tuvo un coeficiente de correlación de $r = 0.61$ ($y = 0.577$ xi 0.604 SEE= 0.217 $p < 0.00030$); y el AVM por PISA correlacionó muy bien con el obtenido por cateterismo cardíaco, con un coeficiente de correlación de $r = 0.8877$ ($y = 0.707$ xi 0.2489 , SEE 0.10, $p < 0.0000$).

Además se observó que en pacientes con insuficiencia aórtica asociada a la patología mitral, el cálculo del AVM por PISA correlacionó mucho mejor con hemodinamia (coeficiente de correlación $r = 0.861$ $y = 0.762$ xi 0.17 , SEE 0.114, $p < 0.0006$), comparado con el obtenido por THP (coeficiente de correlación $r = 0.202$ $y = 0.175$ xi 1.03 , SEE 0.215, $p < 0.550$).

CONCLUSIONES: El método de PISA por eco Doppler-color nos da una cuantificación precisa del área valvular mitral y es una alternativa de mucha utilidad ya que no se encuentra influenciado por la presencia de insuficiencia mitral, aórtica o a frecuencias cardíacas altas.

INTRODUCCION

La fiebre reumática y la valvulopatía reumática subsecuente son la causa de la mayor parte de los casos de estenosis mitral en adultos en nuestro medio

Estimar el área del orificio valvular mitral en estos pacientes, es un parámetro esencial para conocer la severidad de la lesión valvular.

El parámetro tensional se midió inicialmente a partir de registros de presión, para evaluar el grado de obstrucción, posteriormente se aprovecho el principio de la señal Doppler para medir las diferencias tensionales a uno y otro lado de la válvula estenosada¹.

El método invasivo (cateterismo cardiaco) por medio de la fórmula de Gorlin para cuantificar el área valvular mitral, se basa principalmente en la cuantificación del gasto cardiaco por el método de Fick y posteriormente dividiendolo entre la diferencia de gradiente existente entre aurícula izquierda y ventrículo izquierdo, siendo este método hasta la actualidad de correlación a imitar por otros medios².

Uno de los inconvenientes que existen al aplicar la fórmula de Gorlin, es que constituye un método expuesto a limitaciones en caso de existir insuficiencia mitral asociada, esta última provoca una estimación inadecuada entre las diferencias de gradientes en

aurícula y ventrículo izquierdo y por ende un cálculo inadecuado del área valvular mitral ³.

Así como 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 Hatle⁴. Aunque este método provee una cuantificación precisa del AVM en válvulas nativas ⁴, y en prótesis valvulares⁵, el método del tiempo de hemipresión (THP) puede mostrar problemas de medición en ciertas condiciones clínicas tales como el ejercicio ⁶, el embarazo ⁷, insuficiencia aórtica ^{8,9}, reducción de la compliance del ventrículo izquierdo ¹⁰ e incremento de la frecuencia cardíaca ¹¹.

Recientes investigaciones con ecocardiografía Doppler-color han descrito patrones de flujo de aceleración proximal al orificio restrictivo ^{12,13}, regurgitantes ^{14,15} y defectos septales ventriculares ^{16,17}, 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 decrecientan en área y exponencialmente incrementan su velocidad conforme se aproximan al orificio ¹⁸ (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)¹⁸ Q_1 se obtiene de la ecuación:

$$Q_1 = 2\pi r^2 \times V_N$$

En el mapeo color del estudio ecocardiográfico de pacientes con estenosis mitral, la región de flujo convergente esta representado por un patrón de flujo homogéneo rojo (flujo que se dirige al transductor) e interrumpido por una interfase azul o amarillo que se presenta del lado auricular, inmediatamente proximal a la válvula mitral.

En suma la valoración del concepto de flujo convergente es una técnica que proporciona una sencilla y fácil alternativa para calcular el área del orificio en estenosis mitral cuando el tiempo de hemipresión es afectado por cambios en la compliancia provocada por insuficiencia aórtica^{9,19} , además el cálculo es también independiente cuando existe insuficiencia mitral asociada, lo que puede afectar adversamente la exactitud de la ecuación de Gorlin .

En este estudio se cuantificará el AVM con el Doppler-color por el método de PISA y se comparará la precisión de éste con los valores que se obtendrán por el método de tiempo de hemipresión por eco Doppler continuo y con los obtenidos por estudio hemodinámico.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La valvulopatía mitral sigue siendo la alteración reumática más frecuente de nuestro medio, constituyendo un alto porcentaje de las enfermedades valvulares estudiadas en los servicios de cardiología.

Se han planteado distintos métodos para el cálculo del AVM, el invasivo (cateterismo cardiaco) se basa principalmente en determinar el gradiente diastólico existente en la válvula mitral (medido entre la presión capilar pulmonar o la de la aurícula izquierda y la presión del ventrículo izquierdo) así como el flujo a través de la misma (FORMULA DE GORLIN).

Conviene recordar que las variaciones del flujo a través de una válvula pueden modificar la relación entre área valvular y gradiente de presión . Además, es posible que las valvas rígidas se abran más ampliamente cuando hay una mayor velocidad de flujo (y mayor gradiente de presión). Por tanto el cálculo de las área valvulares, particularmente a una velocidad baja de flujo, puede resultar erróneo, por lo que deberá considerarse como un cálculo del área valvular funcional. Además la presencia de insuficiencia mitral es otro factor que puede resultar en el cálculo erróneamente bajo de un área valvular, ya que el flujo real por la válvula por latido es mayor que el flujo calculado en base al gasto cardiaco sistémico. Por tanto en pacientes con doble lesión mitral (DLM), el área de la estenosis valvular debe considerarse como el limite inferior del área valvular verdadera.

cual hará que se estime en demasía el área valvular (sobrestimación).

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 volumen auricular izquierdo y el decremento tensional en la aurícula depende de la disminución del volumen y de la distensibilidad de dicha cámara.

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.

La regurgitación aortica 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; también pacientes con cardiomiopatía restrictiva o en ventriculomegalía importante presentan acortamiento del THP.

Otro método prometedor para el cálculo del área valvular ha sido propuesto por Rodriguez y colaboradores el cual se basa en los principios de la dinámica de fluidos ¹². 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 la superficie de isovelocidad. La teoría de la dinámica de fluidos señala que el flujo por cualquiera de estas superficies de isovelocidad es idéntico a la velocidad multiplicada por el área de superficie. Y así el área de superficie multiplicada por la velocidad

JUSTIFICACION

Por el avance importante que ha surgido con respecto a la ecocardiografía, este puede competir con métodos invasivos con una confiabilidad alta. El método de Hatle para cuantificar el AVM ha ganado amplia difusión y actualmente es el método más usado, aún con sus limitaciones en medición en condiciones clínicas como ejercicio, embarazo, insuficiencia aortica, disminución de la compliancia del ventrículo izquierdo y aumento de la frecuencia cardiaca.

En el siguiente trabajo evaluaremos la confiabilidad del método de PISA comparado con el estudio hemodinámico para el cálculo de AVM y de esta manera determinar si puede ser alternativo al del tiempo de hemipresión por eco Doppler.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Es el método del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA) por ecocardiografía Doppler-color una alternativa buena para el cálculo de área valvular mitral , y tiene buena correlación con el cateterismo cardiaco?.

OBJETIVOS

APLICAR EL METODO DEL AREA DE SUPERFICIE DE ISOVELOCIDAD PROXIMAL (PISA) POR ECO DOPPLER-COLOR PARA CUANTIFICAR LA SEVERIDAD DE LA ESTENOSIS VALVULAR MITRAL EN SITUACION CLINICA.

HIPOTESIS

EL METODO DEL AREA DE SUPERFICIE DE ISOVELOCIDAD PROXIMAL (PISA) POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER-COLOR TIENE UNA MEJOR CORRELACION QUE EL METODO DE TIEMPO DE HEMIPRESION COMPARADO CON EL ESTUDIO HEMODINAMICO, PARA CALCULAR EL AREA DEL ORIFICIO VALVULAR MITRAL EN PACIENTES CON ESTENOSIS MITRAL PURA O ASOCIADA A INSUFICIENCIA MITRAL LEVE O A INSUFICIENCIA AORTICA.

HIPOTESIS NULA

EL METODO DEL AREA DE SUPERFICIE DE ISOVELOCIDAD PROXIMAL (PISA) POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER-COLOR NO TIENE UNA MEJOR CORRELACION QUE EL METODO DE TIEMPO DE HEMIPRESION COMPARADO CON EL ESTUDIO HEMODINAMICO, PARA CALCULAR EL AREA DE ORIFICIO VALVULAR MITRAL EN PACIENTES CON ESTENOSIS MITRAL PURA O ASOCIADA A INSUFICIENCIA MITRAL LEVE O A INSUFICIENCIA AORTICA

HIPOTESIS ALTERNA

EL METODO DEL AREA DE SUPERFICIE DE ISOVELOCIDAD PROXIMAL (PISA) POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER-COLOR , PUEDE SER UTILIZADO EN FORMA RUTINARIA PARA EL CALCULO DEL AREA VALVULAR MITRAL , YA QUE NO SE ENCUENTRA INFLUENCIADO POR LA PRESENCIA DE FRECUENCIAS CARDIACAS ALTAS NI POR LA PRESENCIA DE INSUFICIENCIA AORTICA MODERADA A SEVERA.

MATERIAL Y METODOS

Se estudiarón en la división de Cardiología del Hospital de Especialidades Centro Médico Nacional "La Raza" IMSS a 30 pacientes en forma prospectiva que cumplieron con los siguientes criterios de selección : 1) con estenosis mitral pura o asociada a insuficiencia mitral o a insuficiencia aortica, 2) con estudio hemodinámico realizado en un período no mayor de tres meses, 3) registros ecocardiográficos de buena calidad. Se excluyeron pacientes con insuficiencia mitral severa por angiografía y en quienes no se logro obtener registros de manera confiable por mala ventana ecocardiográfica.

ESTUDIO HEMODINAMICO: Se utilizó equipo General Electric así como Siemens, que cuentan con equipo de fluoroscopia, los manómetros para toma de presiones se encontraban con factor de calibración de 2.75, 2.76 y 2.65; los ventriculogramas se realizarón con inyector automático Angiomat 6000 con presiones de flujo de 300 PSI, y las velocidades de flujo fueron de 30-15 a 40-20 ml/seg. El gasto cardiaco se determinó por el método oximétrico de Fick. Se tomarón presiones en aurícula derecha, ventrículo derecho, tronco de ateria pulmonar, cuña, aorta y ventrículo izquierdo y se obtuvo el AVM con la fórmula de Gorlin:

AVM (cm²)= GASTO CARDIACO (FICK) / $\sqrt{\text{GRADIENTE TRANSMITRAL}}$

Se realizaron ventriculogramas izquierdos y en caso de valvulopatía aórtica aortograma.

ESTUDIO ECOCARDIOGRAFICO: Se utilizó equipo Toshiba Sonolayer 270A con transductor electrónico de 2.5 Mhz, con rastreo fásico, ángulo de 84 grados y profundidad de 20 cm se obtuvieron imágenes en eje apical 4 cámaras, así como el registro del flujo valvular mitral con Doppler continuo. El análisis ecocardiográfico Doppler codificado color del flujo convergente proximal se obtuvo en proyección 4 cámaras con una frecuencia de repetición de pulsos de 3.9 a 4.8 KHz, la velocidad Nyquits fue de 0.47 a 0.55 cm/seg, se realizó el cálculo del AVM por el método de PISA y se comparó con los valores obtenidos por el estudio hemodinámico.

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, 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:

$$\text{AVM}(\text{cm}^2) = \text{PISA} \times \text{VN} / \text{V Máx}$$

donde VN corresponde a la velocidad del límite Nyquits, que se muestra sobre la escala de velocidad Doppler-color y V Máx es la velocidad máxima del flujo transmitral por Doppler continuo (CW) (Fig 2).

Se determinó el AVM por el método del tiempo de hemipresión propuesto por Hatle. Obteníendose el trazo de 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:

$$\text{AVM}(\text{cm}^2) = 220 / \text{THP}$$

Para el cálculo de 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 a través de tres ciclos cardíacos y el resultado fue promediado, para posteriormente comparar ambos métodos.

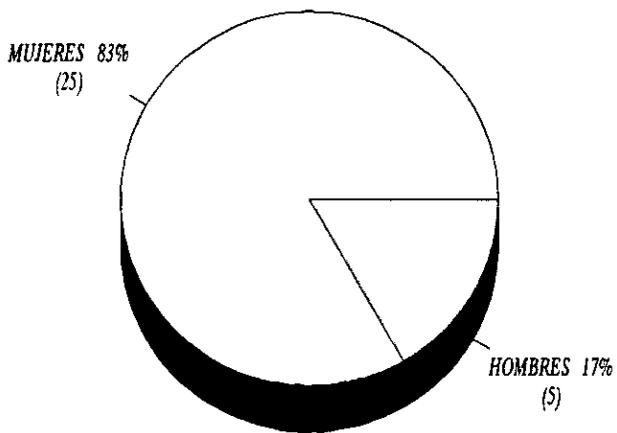
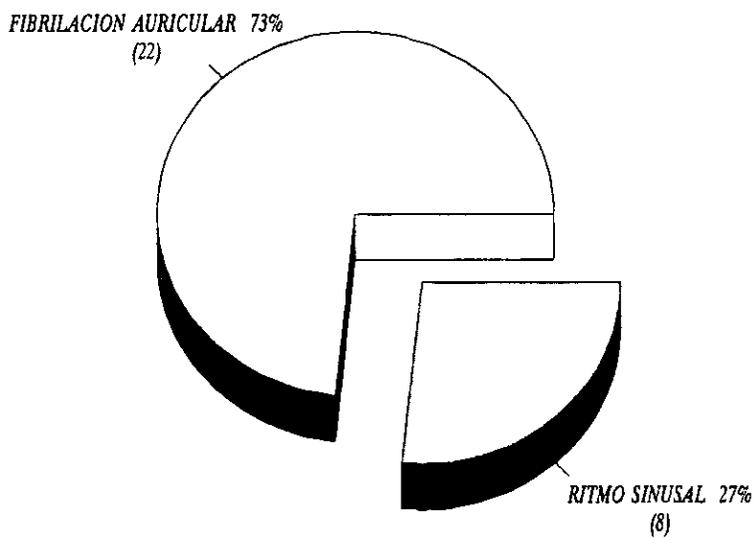
Para la comparación de ambos métodos ecocardiográficos con hemodinamia se realizó el análisis de regresión lineal y coeficiente de correlación. Se consideró significancia estadística con valores de $p < 0.05$.

RESULTADOS

Fueron estudiados un total de 30 pacientes con el diagnóstico de estenosis mitral, 9 (30%) pacientes con estenosis mitral pura (EMP), 3 (10%) pacientes únicamente presentaron lesión mitral sin asociarse a otra valvulopatía, el resto 27 (90%) tuvieron asociación de alteración mitral más aortica; de estos 12(40%) presentaron insuficiencia aortica grado I (IAo GI), 8(26.6%) IAo GII, 1 (3.3%) IAo GIII y 2 (6.6%) IAo GIV. Con insuficiencia mitral grado I (IM GI) 8 (26.6%) pacientes, y con GII 13 (43.3%) pacientes. Cinco (17%) fueron del sexo masculino y 25 (83%) del femenino (gráfica I). La edad varió entre 19-66 años (media= 51.16 años). Ocho (27%) pacientes se encontraron en ritmo sinusal y 22 (73%) en fibrilación auricular (gráfica I), la frecuencia cardiaca media durante el estudio fue de 94.9 ± 23.57 latidos por minuto (rango= 67-153 latidos por minuto).

PARAMETROS ECOCARDIOGRAFICOS: La velocidad máxima del flujo transmitral tuvo un valor medio de $1.79 \pm .349$ m/seg (rango= 1.09-2.61 m/seg). El gradiente medio transmitral se encontró en rangos de 3.0-14.9 mmHg. Por doppler codificado color el radio del aliasing presentó un rango de 0.70 a 0.99 mm.

El área valvular mitral por el THP fue de $1.18 \pm .26$ cm² (rango= .7-1.8 cm²); el área valvular por el método de PISA fue de $.95 \pm .22$ cm² (rango= .58-1.46 cm²).



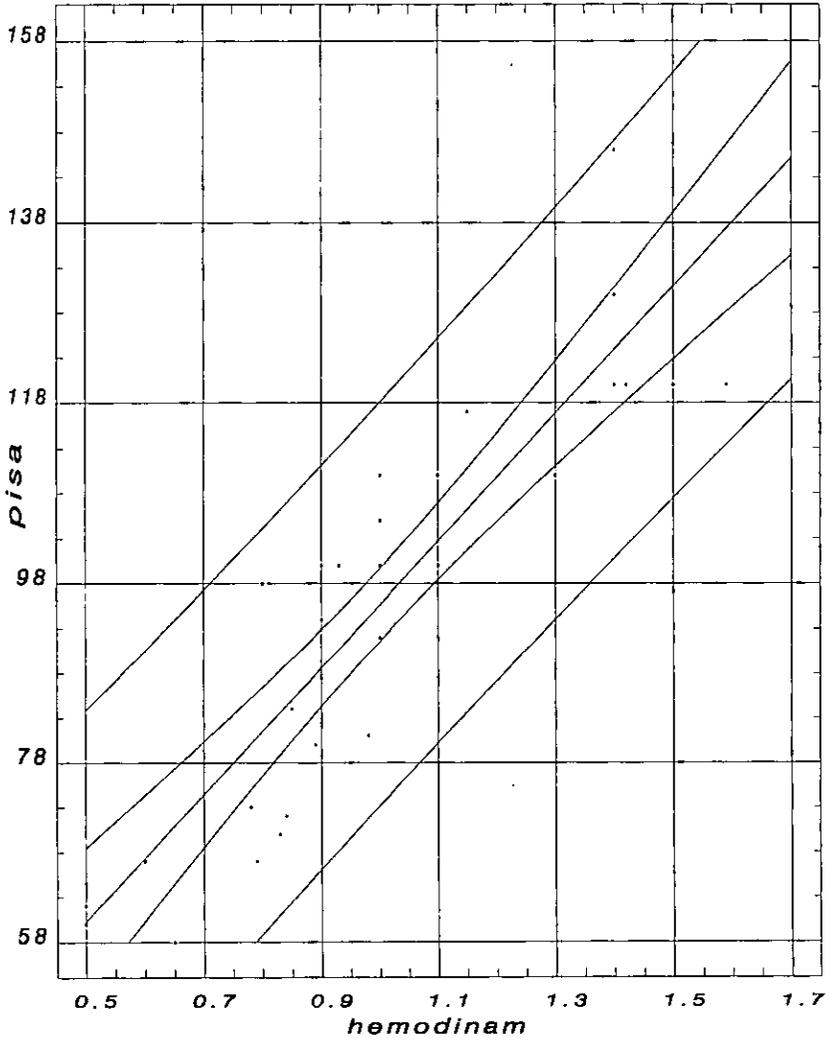
Ambos métodos presentaron coeficiente de correlación aceptables con hemodinamia, el THP obtuvo una $r= 0.61$ ($y= 0.577$ xi 0.604 , $SEE= 0.217$, $p< 0.00030$), y el método de PISA presentó una $r= 0.8877$ ($y= 0.707$ xi 0.2489 , $SEE= 0.10$, $p< 0.0000$). (gráfica II, tabla I, Gráfica III, tabla II)

Pero cuando se tomarón en cuenta los pacientes con insuficiencia aortica grado II,III y IV asociados a la patología mitral, la correlación se inclina en forma importante hacia el método de PISA el cual resulto con una $r=0.861$ ($y= 0.762$ xi 0.17 , $SEE= 0.114$, $p< 0.0006$), comparada con la resultante del método de THP $r= 0.202$ ($y= 0.175$ xi 1.03 , $SEE=0.215$, $p< 0.550$). (gráfica IV, tabla III, gráfica V, tabla IV)

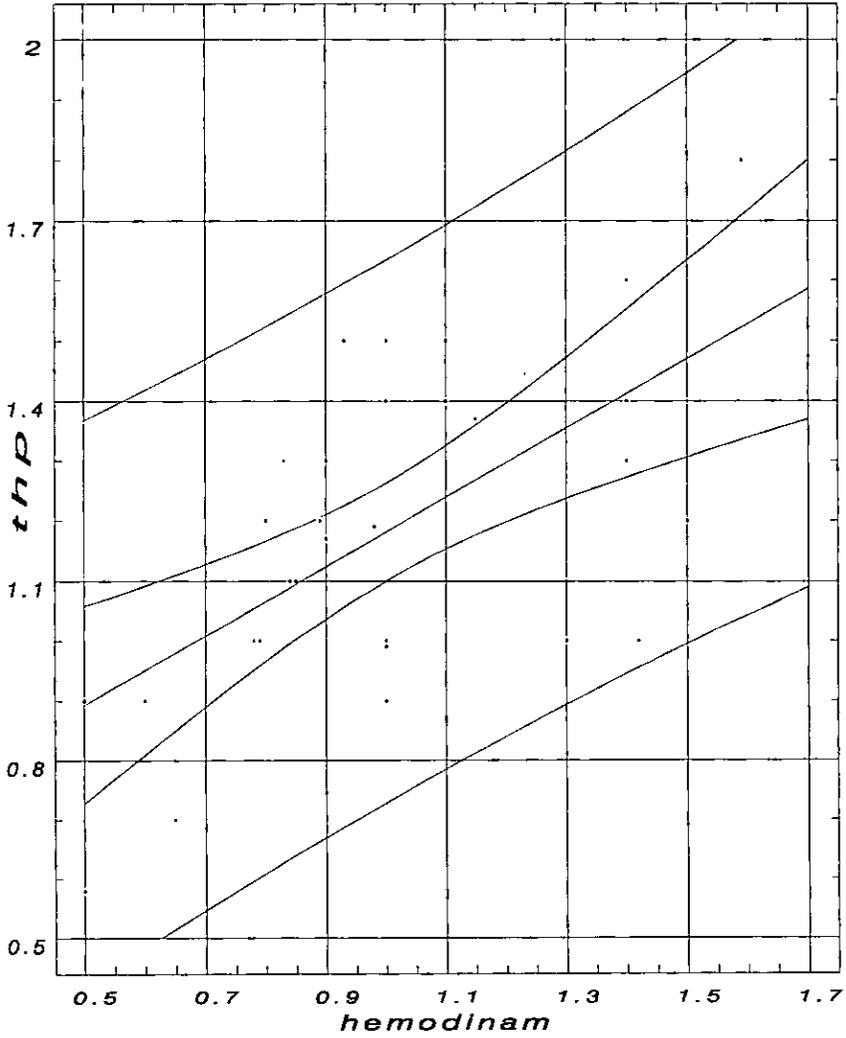
Con respecto a la correlación existente entre PISA y hemodinámia en pacientes con frecuencias cardiacas rápidas, no se observo diferencia significativa (gráfica VI, tabla V, Gráfica VII, tabla VI).

Regression of pisa on hemodinam

(X 0.01)



Regression of thp on hemodinam



Regression Analysis - Linear model: $Y = a + bX$

 Dependent variable: pisaiAo Independent variable: hemoiAo

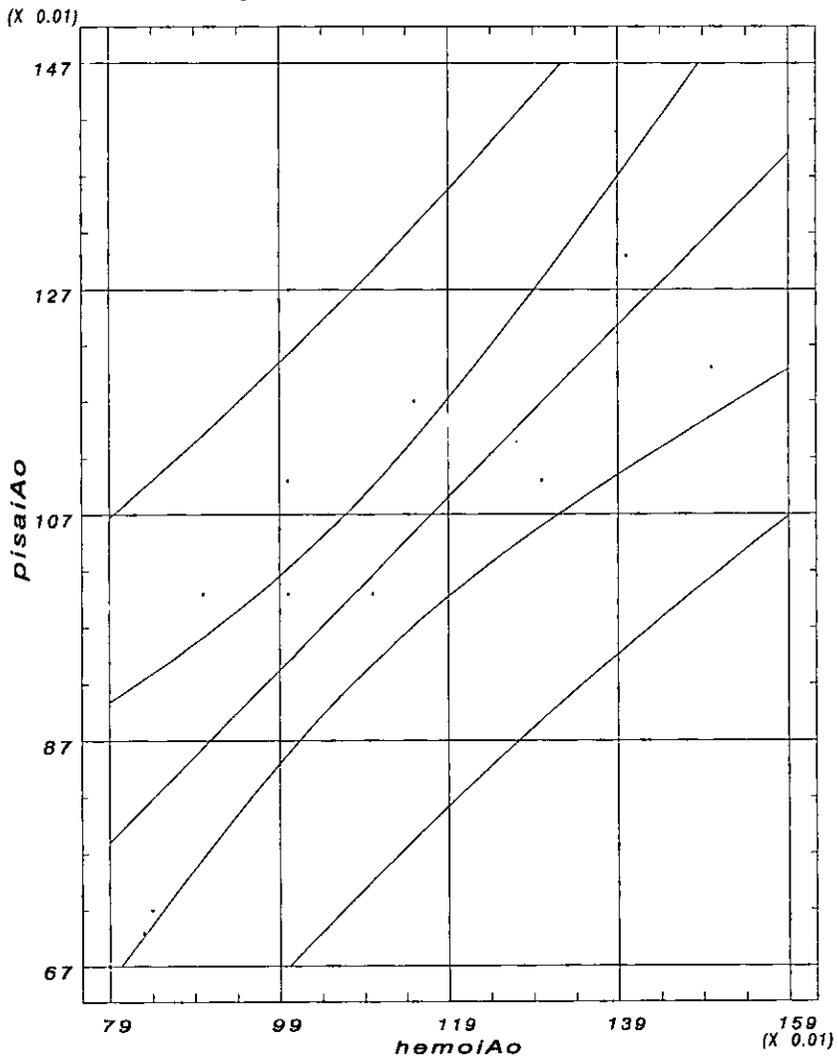
Parameter	Estimate	Standard Error	T	Prob. Value	Level
Intercept	0.177372	0.164672	1.07712	0.30945	
Slope	0.762821	0.149977	5.08624	0.00066	

 Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	Prob. Level
Model	0.338346	1	0.338346	25.86982	0.00066
Residual	0.1177090	9	0.0130788		

 Total (Corr.) 0.4560545 10
 Correlation Coefficient = 0.861335 R-squared = 74.19 percent
 Std. Error of Est. = 0.114362

Regression of *pisaiAo* on *hemoiAo*



Regression Analysis - Linear model: $Y = a+bX$

 Dependent variable: thpiAo Independent variable: hemoiAo

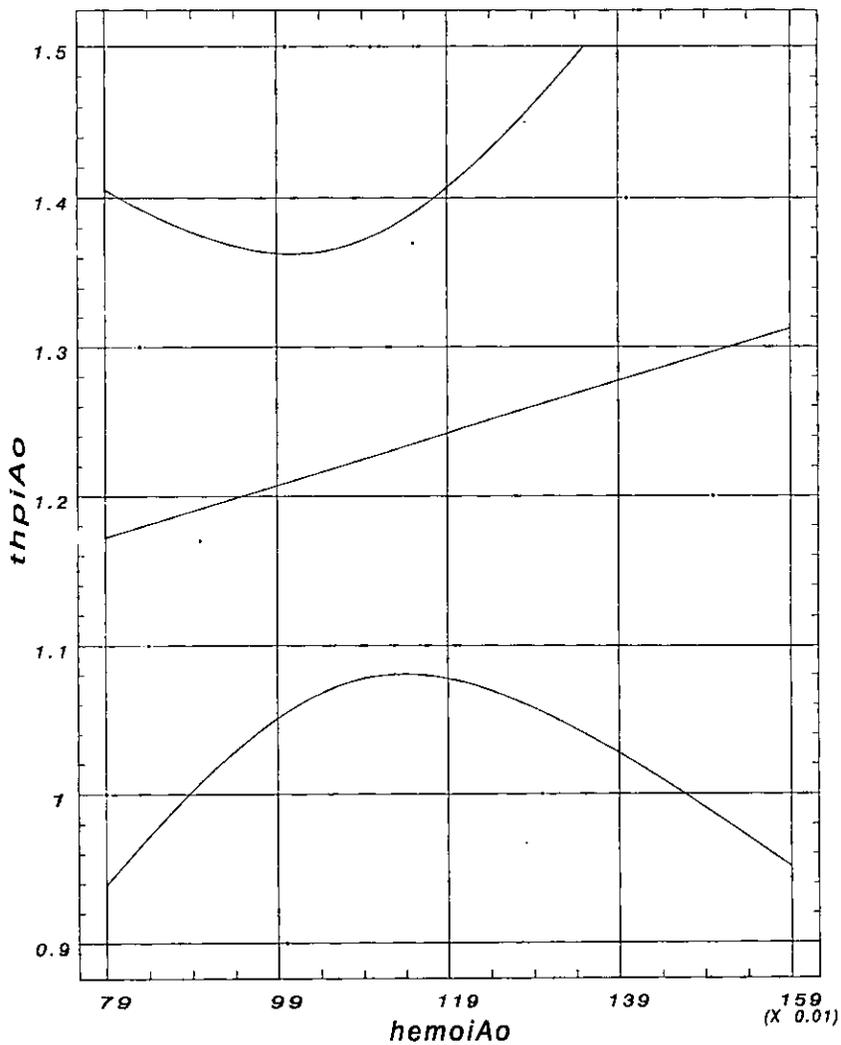
Parameter	Estimate	Standard Error	T Value	Prob. Level
Intercept	1.0338	0.309843	3.33652	0.00871
Slope	0.175125	0.282195	0.620582	0.55026

 Analysis of Variance

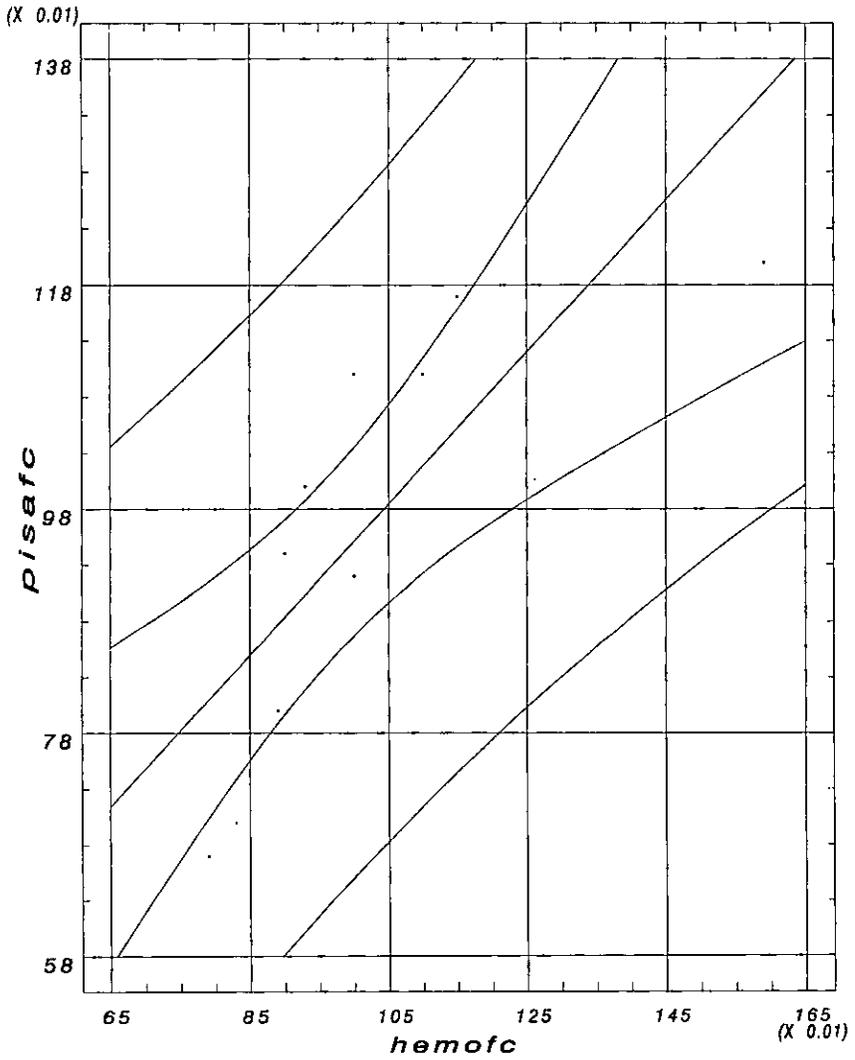
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	Prob. Level
Model	0.0178325	1	0.0178325	0.385123	0.55026
Residual	0.4167311	9	0.0463035		

 Total (Corr.) 0.4345636 10
 Correlation Coefficient = 0.202572 R-squared = 4.10 percent
 Stnd. Error of Est. = 0.215182

Regression of *thpiAo* on *hemoiAo*



Regression of *pisafc* on *hemofc*



Regression Analysis - Linear model: $Y = a + bX$

 Dependent variable: thpfc

Independent variable: hemofc

Parameter	Estimate	Standard Error	T Value	Prob. Level
Intercept	0.37354	0.194111	1.92436	0.08321
Slope	0.961954	0.194899	4.93565	0.00059

 Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	Prob. Level
Model	0.584539	1	0.584539	24.36065	0.00059
Residual	0.2399523	10	0.0239952		

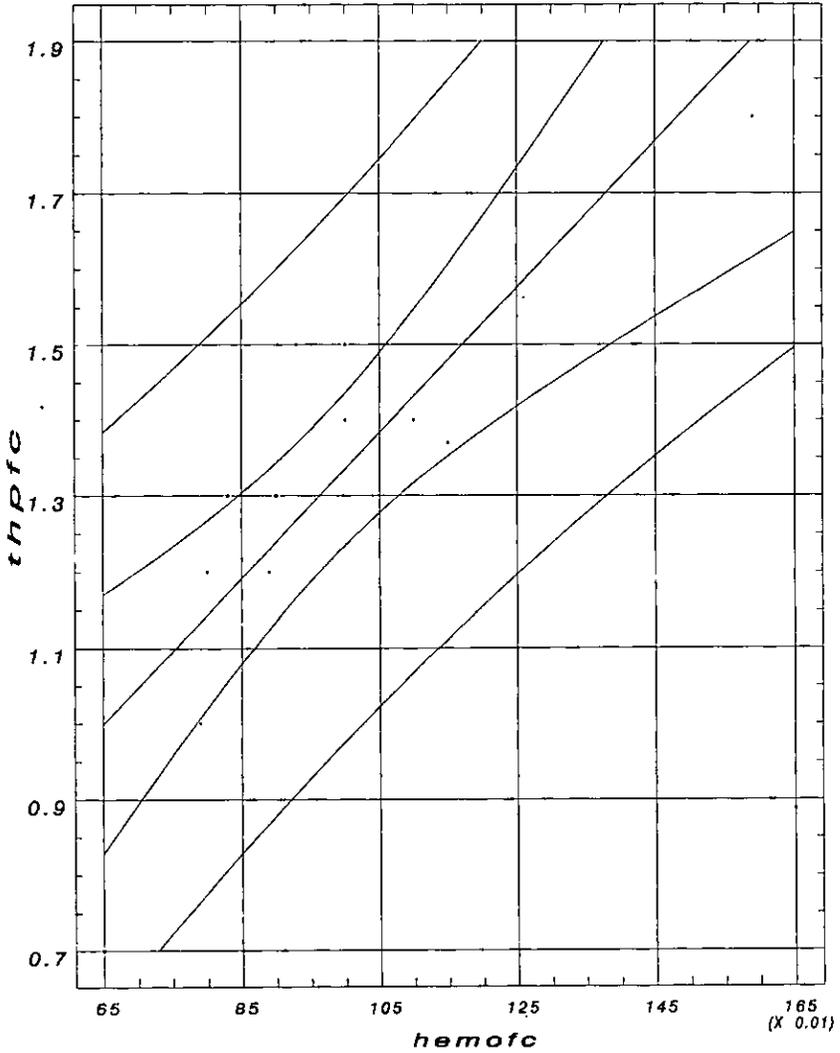
 Total (Corr.) 0.824492 11

Correlation Coefficient = 0.842003

R-squared = 70.90 percent

Std. Error of Est. = 0.154904

Regression of thpfc on hemofc



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 cateterismo cardiaco, así como también comparar la correlación THP-Hemodinamia con PISA-Hemodinamia.

Los resultados del presente estudio indican que el flujo convergente proximal al orificio estenótico, definido por el limite 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 PISA-Hemodinamia, con un valor de $r=0.8877$ y un error standar de 0.10 cm².

En paciente con estenosis mitral y ritmo sinusal, el cálculo del AVM usando el método de THP se ha visto restringido a casos con frecuencia cardíaca normal, cuando la frecuencia no excede de 80 latidos por minuto. Este método sobreestima el AVM, motivo por el cual se recomienda el promediar 5 ciclos cardíacos. 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, ya que la distancia radial "r" se mantiene constante latido a latido en ambas condiciones.²⁷ Como se mencionó en los resultados en nuestro estudio no encontramos diferencia significativa en pacientes con incrementos de la frecuencia cardíaca calculando el AVM por PISA y THP y comparando los resultados de esta con los obtenidos por cateterismo cardíaco.

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.

Además fue posible comprobar que con el método PISA no existió interferencia con los resultados en pacientes con insuficiencia aórtica asociada a la EM encontrando una correlación $r=0.861$ y un error standar de 0.114 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 21 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 los fluidos dinámicos, mediante la ecuación de la continuidad.

Nosotros utilizamos velocidades Nyquits de $.39 \text{ cm/seg}$ sin observar errores en la medición del radio de PISA como se menciona en otros estudios Aguilar J y cols 27.

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 área valvular mitral calculada por el método de PISA no se encuentra influenciada en pacientes con insuficiencia aórtica y correlaciona mejor que el AVM por el THP.

La única limitante que nosotros encontramos en este estudio fue la mala ventana ecocardiográfica.

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, and et al** ; Noninvasive assessment of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound; **Circulation**; 1979; 60 (5); 1096-1104.

2. **Cohen MV, Gorlin R**; Modified orifice equation for the circulation of mitral valve area; **Am Heart J**; 1972;84; 839-840.

3. **Frednan CS, Pearson AC, and et al**; Comparison of hemodynamic pressure half-time method and Gorlin formula with Doppler and echocardiographic of mitral valve area in patients with combined mitral stenosis and regurgitation; **Am Heart J**; 1990; 119; 121-129.

4. **Bryg R, Williams G, and et al**; Effect of atrial fibrillation and mitral regurgitation on calculated mitral valve area in mitral stenosis; **Am J Cardiol**; 1986; (1); 634-638.

5. **Williams G, Labovits A**; Doppler hemodynamic evaluation of prosthetic (Starr-Edwards and Bjork-Shiley) and bioprosthetic (Hancock and Carpentier-Edwards) cardiac valves; **Am J Cardiol**; 1985; 56 (1); 325-332.

6. **Rivera J, Vandervoort P, and et al**; Quantification of mitral regurgitation with the proximal flow convergence method: a clinical study; **Am Heart J**; 1992; 124 (5); 1289-1296.

7. **Bryg R, Gordon P, and et al**; Effect of pregnancy on pressure gradient in mitral stenosis; **The Am J Cardiol**; 1989; 63 (1); 384-386.

8. **Nakatani S, Masuyama T, and et al**; Valve and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area : comparison of the pressure half-and the continuity equation methods; **Circulation**; 1988; 77 (1); 78-85.

9. **Flachskampf F, Weyman A, and et al;** Aortic regurgitation shortens Doppler pressure Half-time in mitral stenosis: clinical evidence in vitro simulation and theoretic analysis; **J Am Coll Cardiol;** 1990; 16 (2); 396-404.

10. **Karp K, Teien D, and et al;** Reassessment of valve area determinations in mitral stenosis by the pressure half-time method: impact of left ventricular stiffness and peak diastolic pressure difference; **J Am Coll Cardiol;** 1989; 13; 594-599.

11. **Voelker W, Regele B, and et al;** 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.

12. **Rodriguez L, Monterroso V, and et al;** Validation of a new method for valve area calculation using the proximal isovelocity surface area in patients with mitral stenosis; **J Am Coll Cardiol;** 1990; 15 (2); 109A.

13. **Simpson Y, Sahn D, and et al;** Color Doppler flow mapping in patients with coartation of the aorta : new observations and improved evaluation with color flow diameter and proximal aceleration as predictors of severity; **Circulation;** 1988; 77 (4); 736-744.

14. **Bargiggia G, Recusani F, and et al;** Color flow Doppler quantitation of regurgitant flow rate using the flow convergense region proximal to the orifice of a regurgitant jet; **Circulation;** 1988; 78 (suppl II); II 609.

15. **Okamoto M, Tsubokura T, and et al;** The suction signal detected by color Doppler echocardiography in patients with mitral regurgitation: its clinical significance; **J Cardiol;** 1988; 18; 739-746.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

16. **Appleton CP, Hatle LK, and et al;** Flow velocity acceleration in the left ventricle: useful Doppler echocardiographic sign of hemodynamically significant mitral regurgitation; **J Am Soc Echo;** 1990; 3; 35-45.

17. **Recusani F, Bagiggia G, and et al;** A new method for quantification of regurgitant flow rate using color Doppler flow imaging of the flow convergence region proximal to a discrete orifice: an in vitro study; **J Am Coll Cardiol;** 1991; 18 (3); 824-832.

18. **Moises V, Masiel B, and 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 (3); 824-832.

19. **Thomas JD, Wilkins GT, and et al;** Inaccuracy of mitral pressure half-time immediately after percutaneous mitral valvotomy; **Circulation;** 1988; 980-993.

20. **Boyle G, Etedgi J, and et al;** In vitro studies of ventricular septal defect flow using proximal isovelocity surface area analysis; **J Am Coll Cardiol;** 1993; 21 (2); 367 A.

21. **Utsunomiya T, Ogawa T, and 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.

22. **Bagiggia G, Tonconi L, and et al;** A new method for quantitation of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice; **Circulation;** 1991; 84;(4); 1481-1489.

23. **Utsunomiya T, Ogawa T, and 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;(5); 1103-1111.

24. **Yamachica S, Reid CL, and et al;** Color Doppler proximal isovelocity surface area method for calculation of effective orifice area mitral valve; **J Am Coll Cardiol (abstrac);** 1993; 21; 390 A.

25. **Chen C, Koschyk D, and et al;** Noninvasive estimation of regurgitant flow rate and volume in patients with mitral regurgitation by Doppler color mapping of acelerating flow field; **J Am Coll Cardiol;** 1993; 21;(2); 374-383.

26. **Samstad S, Rossvoll O, and et al;** Cross-sectional early mitral flow-velocity profiles from color Doppler in patients with mitral valve disease; **Circulation;** 1992; 86;(3); 748-755.

27. **Aguilar J, Summerson C, and et al;** Area valvular mitral por método de PISA en pacientes con estenosis mitral pura; **Arch Inst Cardiol Mex;** 1994; 64; 257-264.

28. **Rodriguez L, Thomas J, and et al;** Validation of the proximal flow convergence method, calculation of orifice area in patients with mitral stenosis; **Circulation;** 1993; 88;(3); 1157-1165.