



11205
N=35
Ej.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
HOSPITAL DE CARDIOLOGIA
CENTRO MEDICO NACIONAL SIGLO XXI
INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

"EVALUACION DEL AREA VALVULAR PROTESICA
MITRAL MEDIANTE ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER
EN PACIENTES CON TAQUICARDIA".

TESIS DE POSTGRADO

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
ESPECIALISTA EN CARDIOLOGIA

P R E S E N T A :
DR. ENRIQUE SALCIDO CARDENAS

ASESOR:

Dr. Samuel Gutzar Flores



IMSS

MEXICO, D. F.

1994.

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 está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

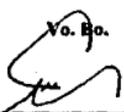
El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición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

**"EVALUACION DEL AREA VALVULAR PROTÉSICA MITRAL MEDIANTE
ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER EN PACIENTES CON TAQUICARDIA"**

Vo. Bo.

DR. RUBEN ARGUERO SANCHEZ
DIRECTOR DEL HOSPITAL DE CARDIOLOGIA
"DR. LUIS MENDEZ", CMN, SIGLO XXI

Vo. Bo.



DR. ARMANDO MANSILLA OLIVARES
JEFE DE LA DIVISION DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION

CARDIOLOGIA
SIGLO XXI
DE ENSEÑANZA E
INVESTIGACION

Vo. Bo.



DR. DAVID SKROMNE KADLUBIK
PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE CARDIOLOGIA DE POSTGRADO

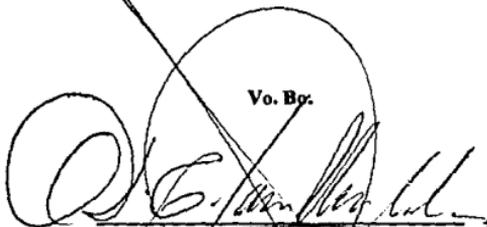
Vo. Bo.



DR. SAMUEL GUIZAR FLORES

ASESOR DE TESIS

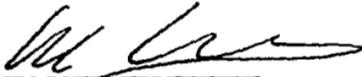
Vo. Bo.



DR. CARLOS JAVIER MURO CALDERON

COLABORADOR

Vo. Bo.



DR. MANUEL CUAN PEREZ

COLABORADOR

AGRADECIMIENTOS

A mi esposa:

DRA. MARIA DE LA LUZ QUINTANAR NAVARRO

por su comprensión y cariño.

A mis Hijos:

ENRIQUE Y ARTURO

Esperando me perdonen mi abandono no deseado.

A mis padres:

EMILIO SALCIDO RODRIGUEZ

INES CARDENAS QUEVEDO

Que hoy los comprendo y amo más.

A mis Hermanos y a mis amigos por su apoyo y comprensión.

INDICE

INTRODUCCION	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS	2
OBJETIVO DEL ESTUDIO	4
HIPOTESIS	5
MATERIAL Y METODOS	6
DEFINICION DE VARIABLES	8
ANALISIS ESTADISTICO	9
RESULTADOS	10
GRAFICOS	12
DISCUSION	18
CONCLUSIONES	20
BIBLIOGRAFIA	21

INTRODUCCION:

En válvulas nativas el gradiente de presión tiende a incrementarse y el tiempo de hemipresión a disminuir con el aumento de la frecuencia cardíaca. En prótesis mitrales el tiempo de hemipresión se ha demostrado depende del llenado diastólico y sus cambios pueden explicarse por este factor.

Esta dependencia muestra una variación lineal con coeficientes de correlación altos, sin haberse establecido hasta el momento la gradación de los cambios que sufre con el acortamiento del tiempo diastólico.

Dada la relación inversa que conservan estos dos parámetros, la estimación del área valvular protésica es sobrevalorada a frecuencias cardíacas elevadas, perdiendo correlación el tiempo de hemipresión en la evaluación del área valvular funcional.

En la evaluación de pacientes portadores de prótesis mitral no es infrecuente que nos enfrentemos ante casos con control deficiente o que por alguna circunstancia agregada lleguen al estudio ecocardiográfico con frecuencias cardíacas elevadas, lo que imposibilita su evaluación completa y favorece la imprecisión diagnóstica; bajo estas consideraciones este trabajo se desarrolló para tratar de establecer en lo posible el factor de normalización para el tiempo de hemipresión en pacientes con frecuencias cardíacas elevadas que exprese el área protésica funcional real.

La falta de correlación en la evaluación del área funcional de prótesis mitrales en pacientes con taquicardia, obliga a la utilización de procedimientos alternativos (aplicación de la ecuación de la continuidad modificada), donde el factor humano influye importantemente por la necesidad de realizar tres mediciones en dicha estimación.

La facilidad en la determinación del tiempo de hemipresión disminuye la participación del Ecocardiografista, pero favorece estimaciones falsas al acortarse el intervalo diastólico, situación que frecuentemente se atenúa con la determinación de varias mediciones y expresión de promedios.

Pensamos que la variación del tiempo de hemipresión al acortarse el intervalo diastólico es continua y puede establecerse el factor de variación, lo que permitirá la valoración del área real de prótesis en pacientes que lleguen al estudio con frecuencias cardíacas elevadas.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

El intervalo durante el cual el gradiente de presión auriculoventricular cae a la mitad de su valor inicial (THP), determinado a través de registros simultáneos de presión en aurícula y ventrículo izquierdo por hemodinámica(1), identificó a pacientes con estenosis valvular mitral moderada a severa.

Con el advenimiento de técnicas no invasivas el concepto fué aplicado a la ecocardiografía Doppler por Hatle(2), estableciendo la relación inversa con el área valvular mitral y la influencia que sobre el tiempo de hemipresión ejerce el ejercicio, flujo transmitral, alteraciones de la conducción, regurgitaciones y la elevación de la frecuencia cardíaca, logrando probar subsecuentemente la expresión matemática empírica: $AVM (cm^2) = 220/TH (mseg)$, ampliamente aceptada y validada

Con el incremento de la cirugía cardíaca se presentó la necesidad de encontrar parámetros confiables en la evaluación protésica, cuya variabilidad en el perfil hemodinámico obliga a considerar más de una variable en la toma de criterios de decisión(3).

La introducción de tiempo de hemipresión en la evaluación del área valvular protésica ha proporcionado correlaciones confiables(4), $r = 0.77$ y $r = 0.87$, haciendo de la ecocardiografía un procedimiento útil, inocuo y reproducible que se ha sostenido, no obstante reportes que establecen correlaciones pobres(5). Su consolidación ulterior coloca a la ecocardiografía Doppler como un instrumento indispensable en la evaluación protésica(6) y al tiempo de hemipresión como un instrumento de justificación teórica(7)

A partir de estudios realizados en pacientes con enfermedad valvular, se determinó que el tiempo de hemipresión sobrestima el área valvular con el ejercicio(8,14), el cual depende del intervalo diastólico(9,11), área seccional(10), distensibilidad auricular y ventricular(11), presencia de regurgitación aórtica moderada a severa(12), de tal manera que para efectos comparativos la estimación del área valvular de diferentes diseños protésicos se debe de realizar ante ciclos diastólicos iguales.

La introducción del Doppler codificado en color facilita la visualización directa y rápida de las señales con coeficientes de correlación de $r = 0.79$ (13).

En un intento de mejorar la valoración de la función protésica se han introducido pruebas farmacológicas, marcapasos auriculares(3), inducción de ejercicio de pie y decúbito(14), estableciéndose el comportamiento estenótico de las válvulas con gradientes transprotésicos variables que impiden su estandarización.

Se han comparado las áreas valvulares con procedimientos diversos(15) y correlaciones no satisfactorias. Esta falta de correlación puede atribuirse a la influencia variable que ejercen las condiciones previamente descritas, en un análisis multivariado se determinó que la influencia que sobre el tiempo de hemipresión ejerce el llenado diastólico, volumen latido, flujo transmitral, diseño, anillo protésico es del 32 % y el análisis univariado atribuye el 19 % al intervalo diastólico, 5.6 % al diseño protésico y 0.4 % al anillo, estos dos últimos determinantes en válvulas mecánicas cuya estructura es rígida son siempre constantes e inducen modificaciones no significativas(16), por consiguiente el intervalo diastólico adquiere importancia mayor y correlaciona estrechamente con el tiempo de hemipresión ($r = 0.81$) y con el intervalo RR ($r = 0.97$) (11).

Demostrándose que al normalizar el tiempo de hemipresión y expresándolo porcentualmente (tiempo de hemipresión relativo) como sigue: $THOr = THP \times 100/RR(\text{mseg})$, esta relación permanece constante en pacientes con prótesis mitrales sometidos a esfuerzo físico(17).

Por lo anterior el intervalo diastólico determina predominantemente las variaciones en el tiempo de hemipresión y guarda una correlación lineal con el intervalo RR.

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Evaluar el área valvular protésica mitral mediante ecocardiografía Doppler a través del tiempo de hemipresión en pacientes con taquicardia.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- 1.- Determinar las modificaciones del tiempo de hemipresión en prótesis mitrales normofuncionantes en pacientes con taquicardia.**
- 2.- Establecer el grado de variación del tiempo de hemipresión a frecuencias cardíacas mayores de 100 por minuto.**
- 3.- Obtener la relación que existe en el tiempo de hemipresión a frecuencias cardíacas mayores y menores de 100 por minuto.**

HIPOTESIS GENERAL

En pacientes con prótesis mitral normofuncionantes que cursan con frecuencias cardíacas mayores de 100 por minuto el tiempo de hemipresión se acorta y sobrestima el área valvular funcional.

HIPOTESIS ALTERNA (H1):

En pacientes con prótesis mecánicas en posición mitral y con elevación de la frecuencia cardíaca el tiempo de hemipresión disminuye.

HIPOTESIS NULA (H0):

El tiempo de hemipresión permanece inalterable en pacientes con elevación de la frecuencia cardíaca portadores de prótesis mitral.

HIPOTESIS ALTERNA (H1):

El grado de variación del tiempo de hemipresión es proporcional a la elevación de la frecuencia cardíaca.

HIPOTESIS NULA (H0):

La variabilidad del tiempo de hemipresión no se relaciona con la elevación de la frecuencia cardíaca.

HIPOTESIS ALTERNA (H1):

Existe un acortamiento continuo del tiempo de hemipresión a medida que se incrementa la frecuencia cardíaca por arriba de 100 por minuto.

HIPOTESIS NULA (H0):

No existe continuidad en la variación del tiempo de hemipresión a medida que se incrementa la frecuencia cardíaca.

MATERIAL Y METODOS:

UNIVERSO DE TRABAJO

Está integrado por 30 pacientes del sexo masculino y femenino, menores de 65 años, portadores de prótesis mitral mecánica normofuncionante, que fueron sometidos a cirugía en el Hospital de Cardiología del Centro Médico Nacional Siglo XXI.

CRITERIOS DE INCLUSION

Se incluyeron a pacientes portadores de prótesis mitral mecánica, menores de 65 años, que se les había realizado estudio ecocardiográfico previo indicando normofunción protésica, sin impedimento físico para realizar esfuerzo en banda sin fin y que aceptaron la realización del estudio.

CRITERIOS DE NO INCLUSION

- 1.- Pacientes con lesiones valvulares agregadas de severa repercusión hemodinámica.
- 2.- Pacientes con bloqueo auriculoventricular de cualquier grado.

CRITERIOS DE EXCLUSION

Pacientes que durante la realización del estudio no elevaron la frecuencia cardíaca, presentaron fatiga extrema o desarrollaron trastornos de la conducción auriculoventricular.

METODOLOGIA

A pacientes con prótesis mitral normofuncionantes, previa aceptación para la realización del estudio, se les practicó ecocardiografía Doppler con equipo Toshiba Sonolayer SSA 270A, utilizando transductor de 2.5 MHz en proyección apical 4 cámaras, guiados por la señal Doppler color en tracto de entrada del ventrículo izquierdo, para alinear la señal Doppler de onda continua, obteniendo un barrido espectral en modo M a velocidades de 25 y 50 mm/seg, hasta obtener la imagen espectral de límites bien definidos.

Para el estudio basal se utilizaron ciclos de 600 a 1 000 mseg, calculando el tiempo de hemipresión y área valvular funcional, en pacientes con fibrilación auricular se obtuvo un promedio de 5 mediciones dentro del rango del intervalo RR establecido.

Posteriormente se solicitó a los pacientes la realización de ejercicio en banda sin fin hasta obtener la elevación de la frecuencia cardíaca a valores superiores de 100 por minuto y mediante la obtención del espectro Doppler se seleccionaron ciclos a intervalos variables con frecuencias máximas de 150 por minuto determinando el intervalo diastólico y el tiempo de hemipresión.

El estudio se considero terminado cuando se obtuvieron ciclos RR de 425 a 600 mseg.

DEFINICION DE VARIABLES

VARIABLE INDEPENDIENTE

Pacientes portadores de prótesis mecánica en posición mitral normofuncionante.

VARIABLES DEPENDIENTES

TIEMPO DE HEMIPRESION (THP): Determinado a partir del análisis espectral obtenido mediante Doppler continuo sobre el espectro de color en el tracto de entrada del ventrículo izquierdo (mseg).

AREA VALVULAR PROTESICA MITRAL: Obtenido por la expresión matemática:

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

INTERVALO DIASTOLICO (mseg): Medido desde el inicio al final del espectro que se obtiene con la señal Doppler continuo colocado en el tracto de entrada del ventrículo izquierdo.

INTERVALO RR: Medido en el trazo electrocardiográfico integrado al monitor desde el vértice de la onda R a la siguiente, se expresa en mseg.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis de las variables se realizó a través de medidas de tendencia central del tipo de la media aritmética y desviación estándar, los grupos se compararon a través de sus promedios mediante análisis de varianza para datos con distribución normal, considerando un valor de significancia menor de 0.05.

La correlación del área valvular mitral basal con el tiempo de hemipresión obtenidos durante el esfuerzo se sometieron a análisis de regresión lineal.

Todas las variables se estudiaron en el paquete estadístico EPI5 de la División de Estudios Epidemiológicos y seguimientos del Centro de Enfermedades de Atlanta Georgia.

RESULTADOS

Se incluyeron en el estudio 30 pacientes, 21 (70 %) del sexo femenino y 9 (30 %) del sexo masculino (graf. 1), con edad media de 46.73 \pm 12.46 años (rango 18-65 años) (graf. 2), 7 (23%) en ritmo sinusal y 23 (77 %) en fibrilación auricular, con prótesis mecánica en posición mitral normofuncionante; Sorin en 23 (77 %), B/S 4 (13 %), S/E en 2 (7 %) y Carbomedix en 1 (3 %) (graf. 3), número de prótesis promedio de 28 (rango de 26 a 31), con tiempo de implantación promedio de 39.7 meses.

DATOS BASALES

El estudio ecocardiográfico en condiciones de reposo reportó un área valvular funcional promedio de 2.50 cm² (1.9 a 3.9), con tiempo de hemipresión promedio de 88.83 (rango de 55 a 116).

DATOS DEL ESFUERZO (Tabla 1):

Se determinó el tiempo de hemipresión para intervalos de frecuencia cardíaca de 10 en 10 a partir de 100 por minuto, obteniéndose los siguientes valores promedio: 76.83, 68.07, 63.41, 59.55 y 47.80 respectivamente, los cuales tuvieron la siguiente variación porcentual respecto al THP basal: 1.14, 1.23, 1.29, 1.33 y 1.46 respectivamente.

Al expresar los datos del esfuerzo corregidos porcentualmente de acuerdo a la disminución progresiva del THP y comparar sus valores promedios mediante análisis de varianza para una curva de distribución normal se demostró que a frecuencias de 101 a 120 existe diferencia entre las áreas, siendo en promedio mayores que las basales ($p < 0.05$) a frecuencias mayores de 120 las áreas valvulares en promedio son semejantes a las basales ($p > 0.05$).

Al establecer las correlaciones del área valvular mitral con los tiempos de hemipresión se observó que a mayor áreas valvular mitral menor tiempo de hemipresión con una correlación basal de ($r = -0.95$), conforme se incrementa la frecuencia cardíaca la correlación fué menor siendo aún aceptable para frecuencias menores de 130 por minuto (tabla 2), a frecuencias de 130 a 140 no hubo correlación y a frecuencias mayores de 140 nuevamente se observó correlación negativa (gráfico 4).

En base a los resultados anteriores se considera que la variación porcentual del THP se mantiene en relación al incremento de la frecuencia cardíaca, por lo que se propone utilizar la corrección del THP para frecuencias cardíacas de 101-110 multiplicando por una constante de 1.14; para 111-120, 1.23; para 121-130, 1.29; 131-140, 1.33 y para frecuencias mayores de 140, 1.46, estableciendo la consideración que para frecuencias de 130 a 140 la correlación es baja.

SEXO

12

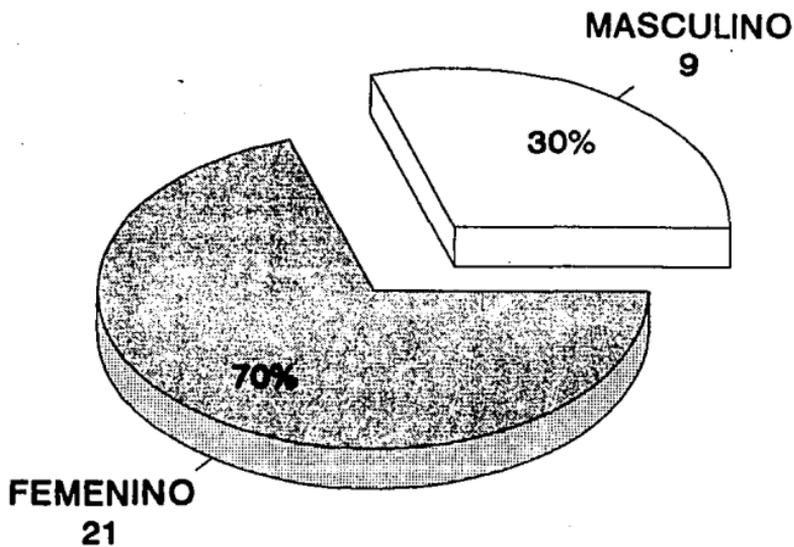


GRAFICO 1

EDAD

No.

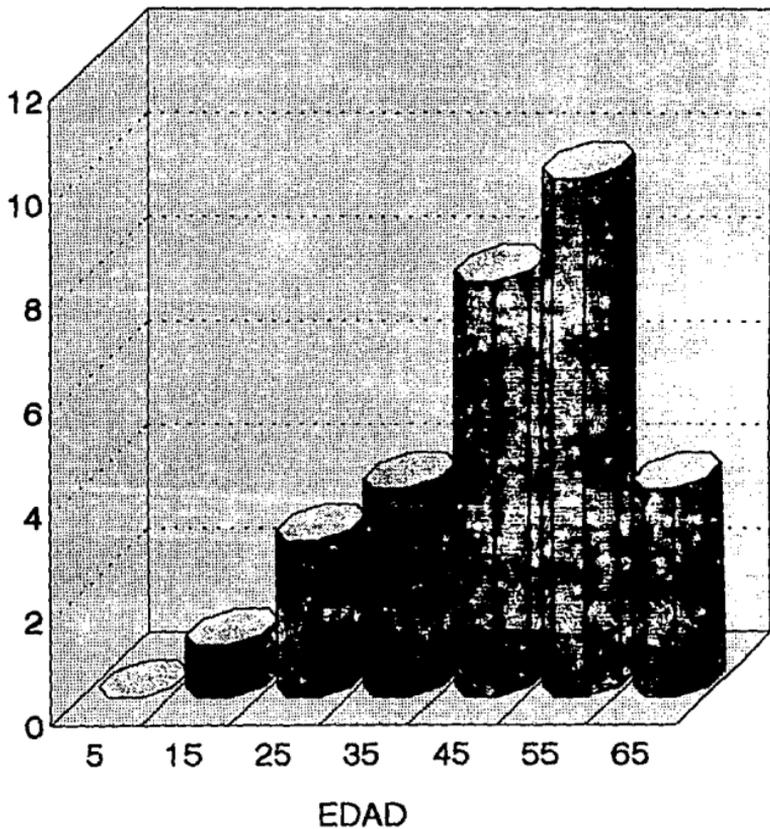


GRAFICO 2

TIPO DE PROTESIS

14

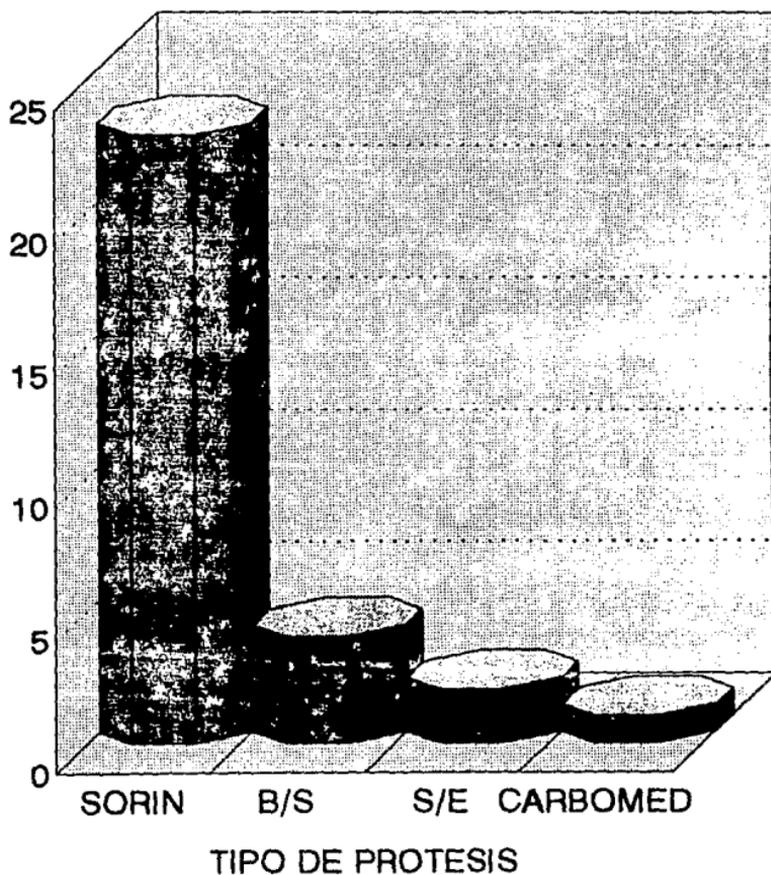


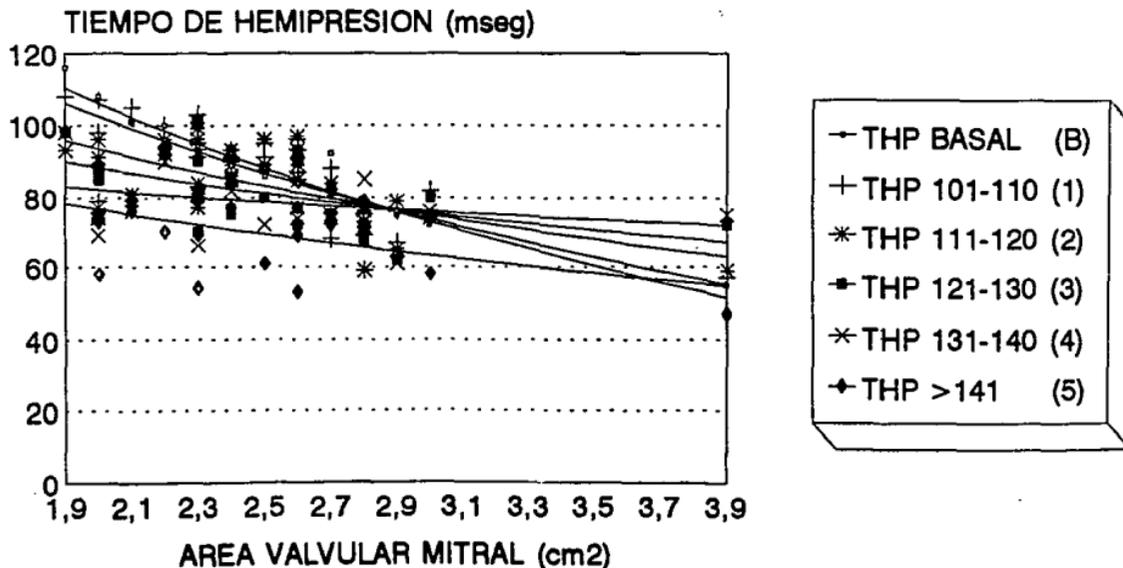
GRAFICO 3

MEDIDAS DE TENDENCIA CENTRAL

VARIABLE	MEDIA	DESVIACION ESTANDAR	VALOR MINIMO	VALOR MAXIMO	% VARIACION
EDAD	46,73	12,6	18	66	
AVM-BASAL	2,50	0,40	1,9	3,9	
THP-BASAL	88,83	12,62	55	116	100
THP 101-110	76,83	11,91	50	95	114
THP 111-120	68,07	9,10	47	81	123
THP 121-130	63,41	7,71	48	78	129
THP 131-140	59,55	7,47	46	76	133
THP > 140	47,80	7,74	32	60	146

TABLA 1

AREA VALVULAR MITRAL/TIEMPO DE HEMIPRESION



B= r -0.95, 1= r -0.78, 2= r -0.60, 3= r -0.50, 4= r -0.26, 5= r -0.45

GRAFICO 4

ANALISIS DE CORRELACION

FRECUENCIA CARDIACA	AREA VALVULAR MITRAL (cm ²)	TIEMPO DE HEMIPRESION	COEF. DE CORREL. DE PEARSON (r)
BASAL < 100	2,50	88,83	-0,95
101-110	2,58	87,47	-0,78
111-120	2,69	83,73	-0,60
121-130	2,71	81,80	-0,50
131-140	2,82	79,09	-0,26
>140	3,23	69,85	-0,45

TABLA 2

DISCUSION

La introducción del THP en la evaluación del área valvular protésica ha llegado a ser un instrumento de consolidación teórica, con correlaciones de $r = 0.77$ y $r = 0.87$, existiendo reportes aislados que aportan una correlación menor, esta variabilidad esta determinada por la influencia que ejercen factores diversos que incluyen al intervalo diastólico, área seccional y diseño de la prótesis, distensibilidad auricular y ventricular, volumen latido, flujo transmitral y las condiciones del paciente durante la realización del estudio. El análisis multivariado de estos factores proporcionó estimaciones porcentuales de variabilidad del 32 %, lo que explica las correlaciones diferentes reportadas en la literatura, considerando que particularmente en pacientes con prótesis el 6 % de esta variación permanece constante atribuidos al diseño protésico y al hecho de disminuir la influencia del intervalo diastólico al obtener mediciones a intervalos RR específicos. Se planteó la posibilidad de poder obtener la constante que expresará el área funcional protésica a frecuencias cardíacas mayores de 100 por minuto, donde el THP magnifica considerablemente en área funcional, lo cual contribuiría a evitar citas subsiguientes de pacientes al servicio de gabinetes de nuestro hospital por encontrarse en condiciones no óptimas para su evaluación.

No existen reportes en la literatura médica al respecto, pero si hay apoyo suficiente para sostener la interdependencia que algunas condiciones ya enunciadas ejercen sobre el tiempo de hemipresión.

Los valores promedio de todas las determinaciones realizadas en reposo y esfuerzo se analizaron observándose una relación inversa del THP a medida que se incrementaba la frecuencia cardíaca, esta variación sigue un patrón uniforme, de tal manera que permitió obtener una variación porcentual, que se utilizó como constante para que multiplicada por el THP obtenido a frecuencias cardíacas mayores de 100 por minuto y dividirse entre 220, expresara el área basal promedio: $AVM_{FC > 100} = 220 / THP \text{ medido} \times \text{Constante}$. proporcionando resultados similares a los basales. Se aplicó esta fórmula para expresar el THP para cada intervalo de frecuencia cardíaca, encontrándose correlaciones satisfactorias.

No obstante esta correlación es menor a medida que se incrementa la frecuencia cardíaca y posiblemente esté determinada por la influencia que ejerce el esfuerzo, donde las variables no controladas, como la distensibilidad de la aurícula y ventrículo izquierdo, el aumento del volumen latido y gasto cardíaco y quizá la existencia de lesiones valvulares de poca repercusión hemodinámica adquieran mayor importancia. Sin embargo; al expresar en números absolutos el área valvular funcional obtenida en el esfuerzo para cada paciente estudiado y compararla con su basal no se presentaron variaciones de interés clínico.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

CONCLUSIONES:

El tiempo de hemipresión disminuye progresivamente a medida que se incrementa la frecuencia cardíaca, proporcionando áreas valvulares protésicas mayores, el cual mantiene una variación porcentual uniforme pero sí suficiente para obtener buenas correlaciones a frecuencias cardíacas menores de 130 por minuto. Probablemente las condiciones hemodinámicas impuestas por el ejercicio influyen sobre la distensibilidad auricular y ventricular, incrementando el volumen latido, gasto cardíaco y magnificando las lesiones valvulares asociadas, muy frecuentes en este grupo de pacientes, disminuyendo la correlación a medida que el ejercicio es más intenso, sin embargo la variación porcentual del THP para intervalos específicos de frecuencia cardíaca permite corregir y expresar el área valvular funcional.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Libanof A. Rodbard S. Atrioventricular pressure half-time, measure of mitral valve orifice area. *Circulation* 1968;38:144-150.
- 2.- Hatle L. Angelsen B. Techn D. Tromadal A. Noninvasive assesement of atrioventricular pressure half-time by Doppler ultrasound. *Circulation* 1979;60:1096-1104.
- 3.- Thormann J. Gottwik M. Schlepper M. Hehrlein F. Hemodynamic alterations induced by isoproterenol and pacing after aortic valve replacement with the Björk-Shiley or St. Jude medical prosthesis. *Circulation* 1981;63:895-904.
- 4.- Sinda B. Chester R. Claude R. Estimation of mitral prosthetic valve area by Doppler echocardiography. *JACC* 1985;5:526.
- 5.- Wilkins G, Gillan L. Kritzer G. Levine R. Palacios I. Weyman A. Validation of continuous-wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valves gradients: A simultaneous Doppler-Catheter study. *Circulation* 1986;74:786-795.
- 6.- Panadis I. Ross J. Mintz G. Normal and abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. *JACC* 1986;8:317-26.
- 7.- Thomas J. Weyman A. Doppler mitral pressure half-time: A clinical tool in search of theoretical justification. *JACC* 1987;10:923-9.
- 8.- Rosamond T. Vered Z. Spray T. Perez J. The pressure half-time overestimates valve area with exercise: Validation in St. Jude prosthetic valves. *Circulation* 1988;78(supl.II):608.
- 9.- Chambers J. Jackson G. Rate-dependence of pressure half-time in normally-functioning mitral prostheses. A study in patients with permanent pacing systems. *Circulation* 1988;78(supl II):608.
- 10.- Rassi A. Crawford M. Richards K. Miller J. Differing mechanisms of exercise flow augmentation at the mitral and aortic valves. *Circulation* 1988;77:543-551.

- 11.- Chambers J. McLoughlin N. Rapson A. Jackson G. Effect of changes in heart rate on pressure half-time in normally functioning mitral valve prostheses. *Br Heart J* 1988;60:502-6.
- 12.- Nakatani S. Masurama T. Kodama K. Kitabatake A. Fujii K. Kamada T. Valve and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 1988;77:78-85.
- 13.- Kapur K. Fan P. Nanda N. Yoganathan A. Goyal R. Doppler color flow mapping in the evaluation of prosthetic mitral and aortic valve function. *JACC* 1989;13:1561-71.
- 14.- Reisner S. Lichtemberg G. Shapiro J. Schwarz K. Meltzer R. Exercise Doppler echocardiography in patients with prosthetic valves. *Am Heart J* 1989;755-759.
- 15.- Dumesnil J. Honos G. Lemieux M. Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443-1448.
- 16.- Chambers J. Jackson G. Jewitt D. Limitations of Doppler Ultrasound in the assessment of the function of prosthetic mitral valves. *Br Heart J* 1990;63:189-94.
- 17.- Weis P. Hoffman A. Burckhardt D. Doppler sonographic evaluation of mechanical and bioprosthetic mitral valve prostheses during exercise with a rate corrected pressure half-time. *Br Heart J* 1992;67:466-9.