

Influencia del tipo y tamaño de prótesis en la respuesta hemodinámica de las prótesis mitrales al esfuerzo

A. M. Alonso, M. C. Belló

Unidad Funcional de Cardiología. Hospital de Txagorritxu. Vitoria-Gasteiz.

RESUMEN. La ecocardiografía Doppler es el método habitualmente utilizado para evaluar el perfil hemodinámico de las prótesis mitrales. Se admite que en reposo no existen diferencias entre prótesis mecánicas-biológicas y entre aquellas con diferente tamaño de anillo.

Se ha estudiado la influencia que el tipo de prótesis (mecánica o biológica) y el tamaño del anillo valvular tiene sobre la respuesta al esfuerzo en las prótesis mitrales normofuncionantes.

En 37 pacientes de edad media 56 ± 10 años, portadores de prótesis mitral normofuncionante, se realizó Doppler de esfuerzo, obteniéndose mediante Doppler continuo ciego, en reposo, durante y al pico de esfuerzo el gradiente máximo instantáneo y medio. 23 casos eran portadores de prótesis mecánicas y en 14 casos biológicas. El anillo valvular era inferior a 26 mm en 7 casos y superior a 28 en 20.

Hubo un incremento con el esfuerzo de la frecuencia cardíaca de 80 ± 14 a 143 ± 22 ($p < 0.001$), del gradiente máximo de 11.4 ± 4 a 26.1 ± 7 mm Hg ($p < 0.001$) y medio de 4.8 ± 1 a 13.7 ± 5 mm Hg ($p < 0.001$). Las prótesis mecánicas tuvieron en reposo los gradientes pico (11.4 ± 3 & 11.3 ± 4) y medio (3.4 ± 1 & 2.9 ± 0.7) similar que las biológicas; al esfuerzo tampoco hubo diferencias entre mecánicas y biológicas para el gradiente pico (26 ± 7 & 26 ± 6) y medio (13.9 ± 6 & 13.2 ± 4). Las válvulas con anillo > 28 mm presentaron con respecto a aquellas de anillo < 26 mm un gradiente máximo instantáneo menor en el estadio 2 de ejercicio (21.3 ± 4 & 26.4 ± 6 , $p < 0.05$) y al esfuerzo máximo (25.4 ± 7 & 29.8 ± 8 , ns).

No se han encontrado en las prótesis mitrales normofuncionantes diferencias en la respuesta hemodinámica al esfuerzo entre mecánicas y biológicas. Sin embargo, las válvulas con anillos pequeños muestran un peor rendimiento hemodinámico al esfuerzo al presentar gradientes con el ejercicio más altos que aquellas con anillos mayores.

SUMMARY. Background. Doppler echocardiography is current tool for hemodynamic evaluation of mitral prosthetic heart valves. It's accepted that the area and the gradients by Doppler echocardiography are not influenced at rest by valvular type and valvular size.

We evaluated the influence of valvular type, mechanical-biological, and size on exercise hemodynamic of normally-functioning mitral prosthesis.

Thirty-seven patients with mitral prosthesis, mean age 56 ± 10 years, underwent exercise Doppler echocardiography. Peak and mean prosthetic gradient were obtained at rest, during and at maximal exercise with a nonimaging transducer. Mechanical prosthesis were 23 and biological valves 14. Valvular size was less than 26 mm in 7 patients and more than 28 mm in 20 patients.

Exercise increased the heart rate from 80 ± 14 to 143 ± 22 ($p < 0.001$), peak gradient from 11.4 ± 4 to 26.1 ± 7 mm Hg ($p < 0.001$) and mean gradient from 4.8 ± 1 to 13.7 ± 5 mm Hg ($p < 0.001$). We found similar peak (11.4 ± 3 & 11.3 ± 4) and mean gradient (3.4 ± 1 & 2.9 ± 0.7) at rest between mechanical and biological valves; at maximum exercise, peak (26 ± 7 & 26 ± 6) and mean gradient (13.9 ± 6 & 13.2 ± 4) were also similar. Prosthesis with > 28 -mm-size compared with prosthesis < 26 -mm-size showed minor peak gradient at second step (21.3 ± 4 & 26.4 ± 6 , $p < 0.05$) and at peak exercise (25.4 ± 7 & 29.8 ± 8 , ns).

Hemodynamics on exercise using Doppler echocardiography was not influenced by valvular type (mechanical-biological) in normal mitral prosthesis. However, mitral prosthesis of small size showed worse on hemodynamics exercise than bigger ones.

(Rev Med Univ Navarra 1996; 40:19-26).

Palabras clave

Prótesis mitral. Doppler. Ejercicio

Key words

Mitral prosthesis. Doppler. Exercise.

Correspondencia

Angel M Alonso Gómez

Pintor A. Vera Fajardo 11 C, 5º A

01008-VITORIA

Introducción

La implantación de una prótesis artificial en sustitución de la válvula mitral enferma representa el tratamiento quirúrgico de elección, cuando no se puede realizar un tratamiento conservador (1). La ecocardiografía convencional y transesofágica es el método habitualmente utilizado para el estudio de las prótesis mitrales (PM) normales y disfuncionantes (2-5). Está aceptado que la ecocardiografía Doppler es la técnica de elección para evaluar el perfil hemodinámico de las prótesis mitrales, al haberse encontrado una excelente correlación entre los parámetros hemodinámicos obtenidos por Doppler y los encontrados en estudios cruentos realizados simultáneamente (6,7). Se admite que en reposo no existen diferencias en los

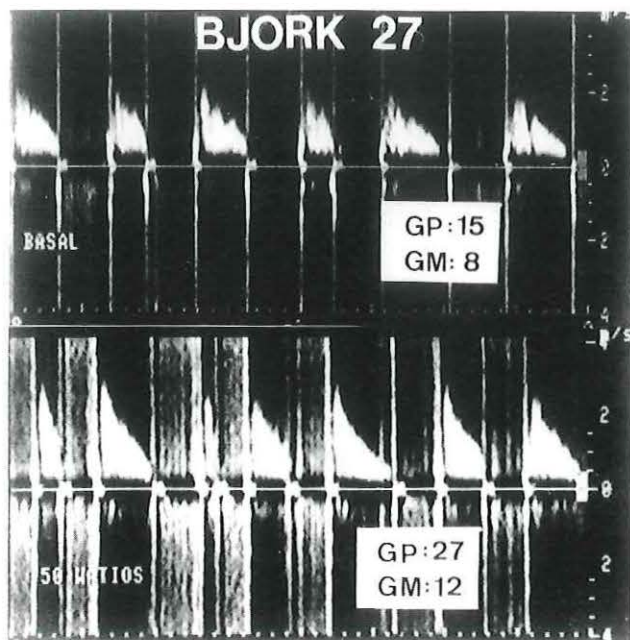
parámetros hemodinámicos de las PM, en razón al tipo de prótesis (mecánicas-biológicas) y al tamaño de anillo valvular (2,3). Sin embargo existen pocos datos sobre la respuesta hemodinámica por Doppler al esfuerzo y casi siempre se refieren a esfuerzos no máximos (8-11).

El propósito de este trabajo es estudiar la influencia que el tipo de prótesis (mecánica o biológica) y el tamaño del anillo valvular tiene sobre la respuesta hemodinámica de las PM al esfuerzo.

Métodos

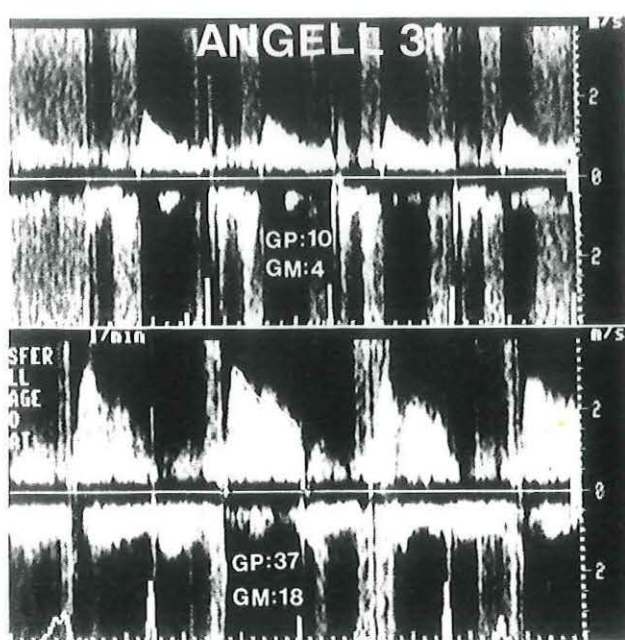
Se han estudiado 40 pacientes con prótesis mitral, de los cuales 37 eran portadores de prótesis normofuncionantes. Las características clínicas en este grupo de prótesis normales fueron las siguientes: Edad media de 56 ± 10 años, con un rango entre 35 y 79, 14 eran varones y 23 mujeres. Estaban en grado funcional I de la NYHA 15, 21 en grado II y 1 en grado III. 10 presentaban de base ritmo sinusal y 27 fibrilación auricular. El diagnóstico clínico por el que se indicó cirugía fue estenosis mitral en 24 casos, insuficiencia mitral en 3, doble lesión en 5 y disfunción de prótesis en 5 casos.

Fig. 1



Registro del gradiente transprotésico en basal y al esfuerzo máximo de un paciente con prótesis de Bjork del número 27. GP: Gradiente pico. GM: Gradiente medio.

Fig. 2



Registro del gradiente transprotésico en basal y al esfuerzo máximo de un paciente con prótesis de Angell del número 31. GP: Gradiente pico. GM: Gradiente medio.

Se implantaron 23 válvulas mecánicas (14 Bjork, 4 St Jude, 2 Sorin, 1 Star, 1 Hall Kaster, 1 Carbomedics) y 14 biológicas (6 Hancock, 3 Carpentier, 2 Ionescu, 1 Wessex, 1 Intac, 1 Angell). Hubo cirugía asociada en 21 casos: En 12 se implantó una prótesis aórtica, en 4 casos cirugía conservadora de la válvula tricúspide, en otros 4 injertos aortocoronarios y en un caso marcapaso definitivo. El diámetro del anillo valvular era de 31 mm en 5 prótesis, de 29 en 15, de 27 en 10 y menor en 7 casos. El tiempo transcurrido desde la intervención hasta la fecha de la realización del Doppler de esfuerzo fue de 5.2 ± 3.7 años (0.16-16). La fracción de eyección por ecocardiografía fue mayor del 55% en 32/37 pacientes. Se han considerado prótesis normales en razón a la ausencia de datos clínicos y de ecocardiografía Doppler transtorácica de disfunción protésica. En 10/37 casos se detectó por Doppler continuo flujo de regurgitación mitral que se consideró "normal" para las prótesis.

En tres pacientes la prótesis mitral se consideró disfuncionante, dos prótesis biológicas con estenosis y

una prótesis mecánica con regurgitación moderada-severa, en pacientes en grado funcional III de la NYHA. Este estudio forma parte de un protocolo de investigación clínica aceptado por la Comisión de Investigación de nuestro hospital y en todos los casos los pacientes dieron su consentimiento.

Todos los estudios fueron realizados con un equipo Dasonics Vingmed CFM 700 por el mismo observador (AAG). En situación basal, con el paciente de pie o en decubito supino, se exploró con Doppler continuo con imagen, la proyección apical cuatro cámaras, hasta obtener la señal del flujo auriculo-ventricular izquierdo. Desde esa posición, desplazando medialmente el transductor se obtuvo el flujo auriculo-ventricular derecho. A continuación se realizó la misma maniobra con una sonda Pedoff de 2 megahertzios para Doppler continuo ciego. Aunque la maniobra con imagen sirvió de referencia, se usaron para su análisis los registros obtenidos de forma ciega que presentaron la más alta velocidad y menor dispersión acústica. En dos casos fue necesario usar el

Tabla I

Evolución de la frecuencia cardíaca, área y gradientes durante el ejercicio.

ESTADIO	FRECUENCIA CARDIACA (lpm)	AREA PROTESIS (cm ²)	GRADIENTE MAXIMO (mm Hg)	GRADIENTE MEDIO (mm Hg)
Basal (n=37)	80±14 (n=36)	2.47±0.5	11.4±3.6	4.8±1.5
Estadio 1 (n=37)	106±17 (n=30)	3.05±0.7	19.2±5.1	8.9±2
Estadio 2 (n=34)	125±25 (n=21)	3.2±0.9	22.8±5.1	11.3±3
Estadio 3 (n=30)	136±25 (n=19)	3.4±0.7	26.5±6.3	14±4.6
Estadio 4 (n=12)	148±23 (n=6)	2.85±0.4	30.2±5.6	16.2±5
Estadio 5 (n=2)	128±6 (n=1)	3	34.5±6	18±7
Máximo Esfuerzo (n=37)	143±22 (n=22)	3.35±0.7	26.1±6.8	13.7±5

cm²:Centímetros cuadrados; Hg:Mercurio; lpm:Latidos por minuto; mm:Milímetros; n:Número.

Doppler con imagen, pues el registro ciego era de una calidad muy baja. El modo Doppler continuo ciego mide velocidades de hasta 8 metros/segundo. El software del equipo dispone de un sistema de cine-loop que permite el análisis en tiempo real de al menos los últimos 3 segundos.

En los 15 primeros pacientes se realizó la prueba de esfuerzo sobre una cinta rodante Powerjog, siguiendo un protocolo modificado de Bruce. En el resto se ha utilizado un cicloergómetro en decúbito Ergoline 900, con la camilla a 50-60 grados. Partiendo de 25 vatios de carga inicial, se incrementa cada 3 minutos 25 vatios hasta el esfuerzo máximo. Se monitorizó el electrocardiograma con la señal del ECG del ecocardiógrafo. El cicloergómetro dispone de un sistema de medición automática de la presión arterial, que se obtuvo cada tres minutos; en el resto se hizo con esfigmomanómetro de mercurio. Se realizaron pruebas máximas limitadas por síntomas y se siguieron las normas de detención del test habitualmente aconsejadas. La capacidad funcional aeróbica se obtuvo a partir del trabajo externo realizado según las tablas apropiadas (12). La prueba se realizó bajo los efectos del tratamiento médico que habitualmente llevaban los pacientes.

En situación basal, entre el segundo y tercer minuto de cada estadio, al máximo esfuerzo y a partir de los 5 minutos de recuperación se realizaron los registros, obteniéndose los siguientes parámetros:

* Orificio valvular efectivo mitral (OVE) en centímetros cuadrados: A partir del flujo auriculo-ventricular izquierdo, según la fórmula de Hatle de $OVE = 220/THP$, donde THP es el tiempo de hemipresión en milisegundos (13). En este estudio se considera equivalente al área valvular protésica.

* Gradiente máximo instantáneo (GMI) de la prótesis, obtenido a partir de la velocidad máxima del flujo transprotésico, usando la ecuación modificada de Bernoulli (Modificación de Holen-Hatle, $P = 4 \times V^2$) (13).

* Gradiente medio (Gmd) determinado a partir de la integral de la presión, obtenida a partir de la digitalización del registro de velocidad Doppler, dividido por el tiempo de duración.

* Incremento del gradiente máximo instantáneo y medio calculado como la diferencia entre el GMI y Gmd en situación basal y al máximo esfuerzo.

Los registros se almacenaron en un video Panasonic VHS-Prof 6200 para su posterior análisis. El valor medio de cada parámetro se obtuvo promediando de tres a cinco ciclos cardiacos de alta calidad, no necesaria-

mente consecutivos. En los pacientes en fibrilación auricular se promediaron al menos 5 ciclos cardiacos. Todos los cálculos se realizaron con el paquete de software de cálculo que dispone el equipo Dasonics Vingmed CFM 700.

Los datos se presentan como valor medio y desviación estándar. Se ha considerado significación estadística un valor de p menor de 0.05. Los datos se introdujeron en el programa de bioestadística Sigma (Horus Hardware) y las variables cuantitativas y cualitativas fueron analizadas de acuerdo a sus normas. Para la correlación entre variables se calculó el coeficiente R de correlación de Pearson y su significación estadística.

Resultados

En la tabla 1 se muestra la evolución de la frecuencia cardiaca, área valvular, gradiente máximo instantáneo y medio en basal y a lo largo de los diferentes estadios de ejercicio. El incremento con el esfuerzo alcanzó significación estadística en los cuatro parámetros estudiados ($p < 0.001$). El valor medio del trabajo externo realizado fue de 6.1 ± 1.4 mets y el consumo de oxígeno de 21.5 ± 7 ml/kg/min. Las figuras 1 y 2 muestran los trazados en basal y al esfuerzo máximo de un paciente con una PM mecánica y biológica. Las causas

Tabla II

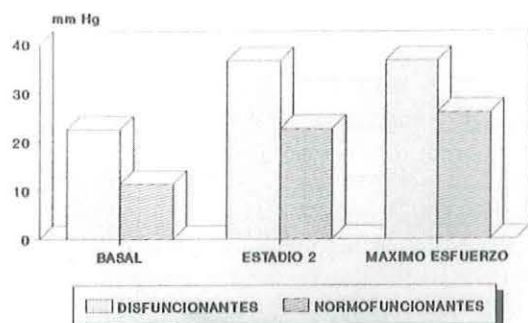
Área valvular y gradientes en prótesis mitrales mecánicas y biológicas.

	MECANICAS	BIOLOGICAS	p
Basal			
Número	23	14	
Área prótesis	2.5 ± 0.4	2.4 ± 0.6	ns
Gradiente pico	11.4 ± 3	11.3 ± 4	ns
Gradiente medio	4.6 ± 1	5.1 ± 2	ns
Estadio 2			
Número	21	13	
Área prótesis	3.4 ± 1	2.9 ± 0.7	ns
Gradiente pico	23 ± 6	22 ± 4	ns
Gradiente medio	11.3 ± 3	11.3 ± 3	ns
Máximo Esfuerzo			
Número	23	14	
Área prótesis	3.3 ± 0.8	3.4 ± 0.5	ns
Gradiente pico	26 ± 7	26 ± 6	ns
Gradiente medio	13.9 ± 6	13.2 ± 4	ns

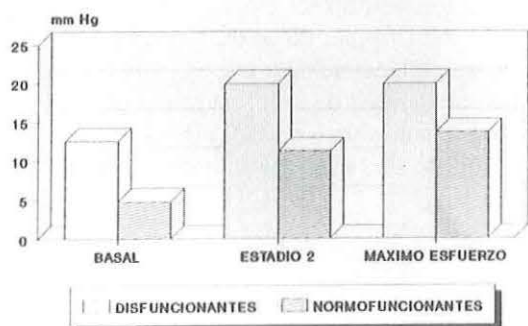
-ns: No significativo; p: Nivel de significación estadística.

Fig. 3

PROTESIS MITRALES GRADIENTE MAXIMO



PROTESIS MITRALES GRADIENTE MEDIO



Gradiente máximo y medio en las 37 prótesis mitrales normofuncionantes comparado con las disfuncionantes.

de detención de la prueba de esfuerzo fueron: Agotamiento muscular de extremidades inferiores en 30 casos, disnea en 5 y disnea y fatiga en 2. Los tres pacientes con disfunción detuvieron el test por disnea. Tres pacientes presentaron extrasistolia supraventricular y 18 extrasistolia ventricular durante la prueba, no apareciendo complicaciones significativas. El GMI al esfuerzo máximo se correlacionó con el GMI en basal ($R:0.47$, $p<0.01$) y el número de mets ($R:0.43$, $p<0.01$), pero no con la edad, la frecuencia cardíaca, ni la antigüedad de la prótesis. Similares correlaciones se obtuvieron con el gradiente medio. Los valores de GMI y Gmd de las prótesis disfuncionantes fueron significativamente mayores en situación basal, en el segundo estadio y al máximo esfuerzo (Figura 3).

Los parámetros hemodinámicos estudiados en reposo, a nivel submáximo y al máximo esfuerzo fueron similares en las prótesis mecánicas y biológicas (Tabla 2). También el incremento del gradiente pico (14.5 ± 6 & 14.8 ± 5) y medio (9.3 ± 5 & 8.1 ± 4) con el ejercicio fue similar en los dos tipos de válvulas. En la tabla 3 se muestran los hallazgos hemocinémicos del grupo de PM normales según el diámetro del anillo valvular. Aunque en reposo apenas existen diferencias, éstas se acentúan a nivel de ejercicio submáximo y al máximo esfuerzo. Las válvulas de anillos mayores de 28 mm con respecto a aquellas de anillo menor de 26 mostraron un menor incremento del GMI (14.6 ± 6 & 16.4 ± 6) y del Gmd (8.6 ± 5 & 11.3 ± 5). Estas diferencias probablemente alcanzaran significación estadística si la muestra fuera mayor.

Discusión

La ecocardiografía Doppler de esfuerzo es una técnica factible y segura que permite el estudio de la respuesta hemodinámica durante un esfuerzo reglado. Estudios realizados en nuestro medio han permitido corroborar esta afirmación en pacientes con estenosis mitral (14), prótesis aórticas (15) y marcapasos bicamerales (16). En este estudio se ha aplicado esta técnica a un grupo de pacientes con PM lo que ha permitido objetivar de forma incruenta la respuesta hemodinámica al ejercicio, con una metodología que, entendemos enriquece los estudios previos (8-11), al permitir definir un perfil hemodinámico de respuesta a lo largo de un ejercicio y obtener datos al esfuerzo máximo y no en el periodo postejercicio. El trabajo externo desarrollado fue similar al alcanzado por un grupo de pacientes intervenidos en el curso de una prueba de esfuerzo convencional (17), por lo que el test puede considerarse máximo y no hubo complicaciones. El registro de los gradientes fue técnicamente bueno, permitiendo realizar los cálculos necesarios. Los valores absolutos de gradiente pico y medio con el esfuerzo son más elevados que los previamente reportados ya que se obtuvieron durante el ejercicio máximo a diferencia de otros estudios que se hizo en el postesfuerzo (8-9). También, hubo un incremento del área, ya que, como ha señalado Hatle, el aumento del flujo a través de la válvula produce una disminución del tiempo de hemipresión y por tanto un incremento del área (13). El perfil hemodinámico de las prótesis normofuncionantes mostró gradientes mas bajos que los obtenidos en un grupo con estenosis mitral ligera (14), demostración objetiva del beneficio hemodinámico

co que condiciona el portar una valvula artificial. Los valores encontrados por nosotros son, en situación basal, similares a los reportados por Leavitt et al (11), pero con un incremento mayor de los gradientes con el ejercicio, ya que nuestros pacientes alcanzaron frecuencias cardiacas mas altas (143 & 104).

Los gradientes al esfuerzo máximo se correlacionaron con el gradiente medido en situación basal y con el trabajo externo desarrollado, ya que éste se correlaciona estrechamente con el gasto cardiaco durante el esfuerzo. Sin embargo, no se encontró correlación con la edad de los pacientes ni con la antigüedad de la válvula, lo que parece lógico, pues en las prótesis mitrales no suelen incrementarse con el tiempo los gradientes basales (18) y éste es determinante del gradiente al esfuerzo.

Hemos podido demostrar que la respuesta hemodinámica al esfuerzo de las válvulas mitrales artificiales normofuncionantes no se ve influenciada por el tipo de prótesis, obteniéndose cifras de gradientes similares en las prótesis mecánicas y biológicas, encontrando este hallazgo tanto a nivel de ejercicio submáximo como al esfuerzo máximo. El Doppler de esfuerzo es una técnica muy útil, por su carácter incruento, para evaluar y comparar diferentes tipos de prótesis, ya que los

estudios hemodinámicos de esfuerzo requieren una metodología mas costosa y molesta por lo que se suelen limitar a esfuerzos submáximos (19). Aunque está demostrado que, en reposo, el diferente tamaño del anillo valvular no condicionaba una diferente respuesta hemodinámica en las prótesis mitrales normales, no se había estudiado la influencia del tamaño del anillo en la respuesta hemodinámica al esfuerzo. En este estudio se ha comprobado que las válvulas con anillos mas pequeños condicionan áreas menores y gradientes mayores (además este hallazgo se obtuvo tanto a nivel submáximo como al máximo esfuerzo). Estos datos indican que el rendimiento hemodinámico al esfuerzo de las válvulas con anillos pequeños se puede considerar peor, aunque no en la medida que esto ocurre con las prótesis aórticas, que presentan diferencias mas acusadas (15). La consecuencia clínica de este hallazgo es que, también en posición mitral, hay que intentar implantar la válvula con anillo de mayor diámetro. Aunque no está establecido cual es la utilidad clínica del Doppler de esfuerzo en las prótesis mitrales, presumiblemente será útil en la detección de un perfil hemodinámico de severidad, tal como se ha demostrado en la estenosis mitral (14), así como en la interpretación de síntomas como la disnea o fatiga.

Tabla III

Area valvular y gradientes en diferentes tamaños de prótesis mitrales.

	>28mm	<28 mm	p	>28 mm	<26 mm	p
Basal						
Número	20	17	20	7		
Area prótesis	2.5±0.5	2.4±0.5	ns	2.5±0.5	2.3±0.2	ns
Gradiente pico	10.7±3	12.2±4	ns	10.7±3	13±3	ns
Gradiente medio	4.6±1.5	5±0.6	ns	4.6±1.5	5.1±1	ns
Estadio 2						
Número	19	15	20	6		
Area prótesis	3.6±1	2.9±0.6	<0.1	3.6±1	3±0.4	mp
Gradiente pico	21.3±4	24.8±5	<0.1	21.3±4	26.4±6	<0.05
Gradiente medio	10.8±3	11.9±3	ns	10.8±3	12.2±3	ns
Máximo Esfuerzo						
Número	20	17	20	7		
Area prótesis	3.7±0.6	3±0.6	ns	3.7±0.6	2.9±0.6	mp
Gradiente pico	25.4±7	26.9±7	ns	25.4±7	29.8±8	ns
Gradiente medio	13.3±5	14.1±5	ns	13.3±5	16.7±6	ns

ns:No significativo; mp:Tamaño de muestra pequeño. p:Nivel de significación estadística.

Entre las limitaciones del estudio hay que considerar que el grupo de pacientes no fue consecutivo y no disponemos de estudio transesofágico que cuantifique la presencia de regurgitación, pero podemos aceptar que se trata de un grupo de pacientes que en clínica se admiten como portadores de PM normofuncionantes. Aunque la medida de los gradientes está sujeto a varios factores que pueden modificar su reproducibilidad (20) y el cálculo del área valvular por el método de hemipresión es menos fiable que el obtenido por la ecuación de la continuidad (21), hemos comparado dos grupos en los que se ha empleado la misma metodología, por lo que las diferencias entre ellos se pueden considerar válidas.

Conclusiones

La ecocardiografía Doppler de esfuerzo es una técnica segura que permite estudiar la respuesta hemodinámica de las prótesis mitrales a un esfuerzo máximo. En este estudio no se han encontrado en las prótesis mitrales normofuncionantes diferencias en la respuesta hemodinámica al esfuerzo entre mecánicas y biológicas. Sin embargo, las válvulas con anillos pequeños muestran un peor rendimiento hemodinámico al esfuerzo al presentar gradientes con el ejercicio más altos que aquellas con anillos mayores.

Este estudio forma parte de un trabajo de investigación becado con una ayuda del F.I.S.S., expediente 89/0896.

BIBLIOGRAFIA

1. Martin Luengo C. Cuando operar una valvulopatía mitral. *Rev Esp Cardiol* 1991;44:258-268.

2. Reisner SA, Meltzer RS. Normal values of prosthetic valve Doppler echocardiographic parameters: A review. *J Am Soc Echo* 1988; 1: 201-10.

3. Zabalgaitia M. Valoración ecocardiográfica de las prótesis valvulares cardíacas. *Curr Probl Cardiol* 1992; 6:337-345.

4. Gonzalez Alujas MT, Garcia del Castillo H, Evangelista Masip A, Candell Riera J, Soler Soler J. Utilidad de la ecocardiografía transesofágica en la valoración de las prótesis mitrales mecánicas. Comparación con la ecocardiografía transtorácica. *Rev Esp Cardiol* 1993;46:407-412.

5. Garcia Fernandez MA, Torrecilla E, San Roman D, Hernandez JM, Esturau R, Moreno M et al. Ecocardiografía transesofágica en la disfunción protésica mitral: utilidad y limitaciones en la valoración de la insuficiencia mitral. *Rev Esp Cardiol* 1993;46:267-274.

6. Wilkins GT, Gillam LD, Kritzer GL et al. Validation of continuous-wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valve gradients: A simultaneous Doppler-catheter study. *Circulation* 1986; 74:786-795.

7. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 1989; 80:504-514.

8. Reisner SA, Lichtenberg GS, Shapiro JR, Schwarz KQ, Meltzer RS. Exercise Doppler echocardiography in patients with mitral prosthetic valves. *Am Heart J* 1989; 118:755-59.

9. Tatineni S, Barner HB, Pearson AC, Halbe D, Woodruff R, Labovitz AJ. Rest and exercise evaluation of St. Jude medical and Medtronic Hall prostheses. Influence of primary lesion, valvular type, valvular size, and left ventricular function. *Circulation* 1989; 80 (Suppl D): I-16-I-23.

10. Fan CM, Tao SQ, Liu HY, Hu BL, Yanq HY, Zhu XD. Hemodynamic evaluation of bovine pericardial xenograft valves in the mitral position by stress Doppler echocardiography. *Chin Med J* 1993; 106:40-44.

11. Leavitt JI, Coats MH, Falk RH. Effects of exercise on transmitral gradient and pulmonary artery pressure in patients with mitral stenosis or a prosthetic mitral valve: A Doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17:1520-1526.

12. Informe de la sección de cardiopatía isquémica y unidades coronarias. Las pruebas de esfuerzo en cardiología. Sección de cardiopatía isquémica y unidades coronarias. Sociedad española de cardiología. *Rev Esp Cardiol* 1985; 38:1-13.

13. Hatle L, Angelsen B, Tromsdal A. Noninvasive assessment of atrioventricular pressure half time by Doppler ultrasound. *Circulation* 1979; 60:1096-1104.

14. Alonso Gómez AM. Papel del Doppler de esfuerzo en la indicación de valvuloplastia percutánea y/o cirugía mitral en pacientes con grado funcional conservado. *Rev Esp Cardiol* 1993; 46:160-167.

15. Alonso Gómez AM, Arós F, Belló MC, Cordo JC, Camacho I, Diaz A et al. Prescripción de ejercicio físico en el individuo con prótesis aórticas. Papel del Doppler de esfuerzo. *Rev Esp Cardiol* 1993; 46:724-731.

16. Sancho-Tello MJ, Salvador A,

Olagüe J. Determinación por técnica Doppler de la importancia hemodinámica del ajuste de sincronía auriculo-ventricular y del incremento de la frecuencia cardíaca durante el ejercicio en estimulación bicameral. *Rev Esp Cardiol* 1990; 43(Supl 2):76-83.

17. Alonso Gómez AM, Malpartida F, Azpilicueta J et al. Capacidad funcional aeróbica en la cardiopatía valvular. Evolución postoperatoria a corto plazo (3 meses) y medio plazo (9 meses). *Rev Esp Cardiol* 1984; 37: 161-68.

18. Hoffmann A, Weiss P, Dubach P, Burckhardt D. Progressive functional deterioration of bioprostheses assessed by Doppler ultrasonography. *Chest* 1990; 98:1165-8.

19. Horstkotte D, Haerten K, Seipel L et al. Central hemodynamics at rest and during exercise after mitral valve replacement with different prostheses. *Circulation* 1983; 68 (Suppl II): 161-168.

20. Rijsterborgh H, Mayala A, Forster T et al. The reproducibility of con-

tinuous wave Doppler measurements in the assessment of mitral stenosis or mitral prosthetic function: The relative contributions of heart rate, respiration, observer variability and their clinical relevance. *Eur Heart J* 1990; 11:592-600.

21. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990; 65:1443-1448.