

Evaluación precoz de válvulas protésicas por ecocardiografía Doppler

**M. HELGUERA, E. TASSANO, E. V. SEGURA, D. F. ARAMBURU, J. ALBERTAL,
H. LARDANI, Srta. F. FRANK**

Instituto Cardiovascular de Buenos Aires

Trabajo recibido para su publicación: 5/90. Aceptado: 10/90

Dirección para separatas: Instituto Cardiovascular de Buenos Aires, Blanco Encalada 1543/47,
(1428) Buenos Aires, Argentina

El objetivo del trabajo fue evaluar el funcionamiento de las prótesis valvulares en el postoperatorio inmediato (antes de los 15 días). Se estudiaron 60 pacientes con reemplazo valvular. En ningún caso hubo evidencia clínica de disfunción protésica. Se evaluaron 40 pacientes con prótesis aórtica (Ao) y 20 pacientes con prótesis mitrales (Mi). En el grupo Ao se evaluaron 28 pacientes con prótesis de Starr (S), 8 con prótesis de Saint Jude (SJ) y 4 con prótesis biológicas (B). Dentro del grupo Mi se evaluaron 5 pacientes con S, 10 con SJ y 5 con B. Se determinó el gradiente máximo (GM_{áx}), el gradiente medio (GM_{ed}), área valvular mitral (AVM) y en 13 pacientes del grupo Ao el área valvular aórtica (AVAo) basada en la ecuación de continuidad. En todos los pacientes se investigó la presencia de regurgitación aórtica (RAo) y regurgitación Mi (RMi), y se cuantificó en leve, moderada o severa. Entre los resultados hallados, si bien los valores no tuvieron diferencia estadísticamente significativa, encontramos ciertas tendencias que permitieron llegar a las siguientes conclusiones: en el grupo Ao no encontramos diferencias significativas de GM_{áx}, GM_{ed} ni AVAo entre las distintas prótesis. En las prótesis aórticas con RAo encontramos GM_{áx} y GM_{ed} mayores. En el análisis de 13 pacientes del grupo Ao con AVAo, las S tenían menores valores de área que las SJ y B. En el grupo Ao los pacientes con RAo tenían GM_{áx} y GM_{ed} mayores que en el grupo sin RAo, tendencia que se mantuvo al calcular el gradiente corregido por la velocidad del tracto de salida del ventrículo izquierdo, sin alcanzar esta significación estadística. En el grupo Mi no encontramos diferencia de GM_{áx}, GM_{ed} ni AVMi estadísticamente significativa entre las diferentes válvulas. Se considera de utilidad la realización de estos estudios en el postoperatorio inmediato para poder detectar precozmente las anomalías protésicas.

Existen múltiples métodos no invasivos para determinar el funcionamiento de las prótesis valvulares: la radiografía de tórax, el fonocardiograma, la radioscopia y el ecocardiograma en modo M y bidimensional son algunos de ellos. Estas técnicas presentan todavía serias dificultades para detectar anomalías protésicas. Para establecer la presencia de anomalías es requisito indispensable definir claramente las características de los flujos normales.

La ecocardiografía Doppler es un método eficaz para determinar los gradientes transvalvulares en válvulas nativas cuando éstas se hallan estenóticas y para precisar el grado de regurgitación en las insuficiencias valvulares. Últimamente se han publicado diversos estudios sobre la utilidad de este método para el estudio de las válvulas protésicas.¹⁻¹⁰ En este trabajo se intenta determinar las características de flujo y los gradientes de presión transvalvulares basales en pacientes sometidos recientemente a cirugía de reemplazo valvular con prótesis, sin signos clínicos de disfunción.

MATERIAL Y METODO

1) Pacientes en estudio

Ingresaron en el estudio 60 pacientes consecutivos operados de reemplazo aórtico y mitral con prótesis de bola (Starr), de disco (Saint Jude) y biológicas (de porcino). Ninguno presentaba signos clínicos de disfunción protésica. De ellos, 40 eran aórticos y 20 mitrales.

En el grupo aórtico se evaluaron 28 pacientes con prótesis de Starr, 8 prótesis de Saint Jude y 4 biológicas.

Dentro del grupo mitral se evaluaron 5 Starr, 10 Saint Jude y 5 biológicas.

Todos los pacientes fueron estudiados por ecocardiografía Doppler continuo y pulsado, dentro de los 15 días del postoperatorio.

2) Equipo

Los estudios Doppler fueron realizados con un equipo Aloka SSD-725 y unidad Doppler UGR-36. Se utilizó un transductor secuencial de Doppler continuo y pulsado de 2 MHz y un transductor de onda continua Pedoff de 2 MHz.

La velocidad de flujo a través de las válvulas protésicas se determinó ubicando el transductor en las ventanas apical, para las válvulas mitrales, y supraesternal, apical y paraesternal derecha para evaluar la aórtica (Figs. 1 y 2).

Se colocó el transductor lo más perpendicularmente posible al anillo valvular en las prótesis con flujo central, para hallar el mayor *jet*, y

con una ligera angulación en las prótesis con flujo excéntrico.

El audio y la calidad del trazado sirvieron como guía para alinear el transductor paralelo al eje del flujo, utilizando el modo continuo para confirmar la máxima velocidad del *jet*.

Para pesquisar la presencia de insuficiencia protésica se rastreó con Doppler pulsado la aurícula izquierda en los mitrales y el tracto de salida del ventrículo izquierdo en los aórticos, desde las ventanas apical y paraesternal (Figs. 1 y 2).

3) Medidas de gradientes y áreas valvulares

Se midió la velocidad pico transvalvular en metros por segundo con Doppler continuo, tomándose el pico máximo hallado. Se usó la ecuación modificada de Bernouille ($P = 4 \times V^2$). Se calculó el gradiente de presión transvalvular. El gradiente medio se determinó electrónicamente realizando el trazado del contorno de la curva de flujo. El área aórtica se obtuvo por medio de la ecuación de continuidad:

$$\text{Area (cm}^2\text{)} = \frac{\text{Velocidad máxima del TSVI} \times \text{área subaórtica}}{\text{Velocidad máxima aórtica}}$$

* TSVI: Tracto de salida del ventrículo izquierdo.

En los mitrales se midió el *pressure half time* o tiempo de hemipresión ($P_{1/2}$) en milisegundos y se determinó el área valvular por medio de la ecuación:

$$\text{Area (cm}^2\text{)} = \frac{220}{P_{1/2}}, \text{ según L. Hatle}^{11}$$

Se utilizó el promedio de tres ciclos cardíacos para pacientes con ritmo sinusal y cinco ciclos en pacientes con fibrilación auricular.

4) Detección de regurgitación valvular

La presencia de insuficiencia mitral fue investigada mediante la búsqueda de una señal regurgitante debajo de la prótesis, en la aurícula izquierda. Se rastreó el *jet* en la aurícula izquierda, con Doppler pulsado, para determinar su dirección y buscar pérdidas periprotésicas que fueran de flujo excéntrico. Se consideró insuficiencia mitral mínima cuando ésta se hallaba inmediatamente por debajo de la prótesis y significativa (moderada a severa) cuando se hallaba a más de 2 cm del anillo de cierre protésico, en la aurícula izquierda.

La insuficiencia aórtica fue sugerida por un *jet* diastólico regurgitante hallado con Doppler de pulsos en el tracto de salida de ventrículo izquierdo.

Se consideró mínima si se hallaba inmedia-

Tabla 1
Gradientes máximos (GMáx), gradientes medios (GMed), áreas valvulares aórticas (AVAo) y áreas valvulares mitrales (AVMi)
en prótesis aórticas y mitrales

PROTESIS AORTICA							
Prótesis	Nº	GMáx	GMed	RAo			AVAo
SE	28	37,5 ± 14,4	20,9 ± 9,7	Nº 12	43 %	Nº 7	1,44 ± 0,22 cm ²
SJ	8	37,4 ± 14	21 ± 7	3	37,5 %	4	1,72 ± 0,40 cm ²
B	4	27 ± 14,2	14,1 ± 7	1	25 %	2	1,72 ± 0,28 cm ²
Total	40	36,5 ± 29	20 ± 2	16	40 %	13	1,57 ± 0,32 cm ²

COMPARACION ENTRE PACIENTES CON RAo Y SIN RAo

	Nº	GMáx	GMed
Sin RAo	24	30,15 ± 2,1	16,3 ± 1,7
Con RAo	16	45,9 ± 13,5	26 ± 8,47

COMPARACION ENTRE GRADIENTE Y AREA CORREGIDO POR TSVI EN PROTESIS AORTICAS

	Nº	GMáx	GMed	AVAo	4 x (V1 - V2) ²
Con RAo	5	50,3 ± 11,5	27,6 ± 6,3	1,38 ± 0,1	44,9 ± 11,3
Sin RAo	8	27,7 ± 9,1	16,3 ± 7,3	1,69 ± 0,4	22,8 ± 10
Total	13	36,4 ± 16,9	20,6 ± 5,4	1,57 ± 0,3	31,3 ± 10,7

PROTESIS MITRALES

	Nº	GMáx	GMed	AVMi	RMi
SE	5	12,2 ± 3,7	5,6 ± 2,5	1,91 ± 0,5	0
SJ	10	12 ± 5,1	6,4 ± 2,9	2,43 ± 0,6	0
B	5	11,9 ± 5,3	5,3 ± 1,9	2,6 ± 0,6	0
Total	20	12,1 ± 0,19	5,9 ± 0,5	2,34 ± 0,2	0

En todos los pacientes la p no fue significativa. — Abreviaturas: RAo: regurgitación aórtica. RMi: regurgitación mitral. SE: Starr. SJ: Saint Jude. B: Biológica.

tamente por debajo de la prótesis y significativa si se encontraba a más de 2 cm, en el tracto de salida de ventrículo izquierdo, utilizando las ventanas apical y paraesternal.

5) Análisis estadístico

Se compararon las velocidades, los gradientes picos y medios y las áreas valvulares protésicas utilizando el test de Student. Se consideró una $p < 0,05$ como estadísticamente significativa.

RESULTADOS

1) Gradientes y áreas protésicas

Los gradientes máximos y medios, en mmHg, y las áreas valvulares mitrales (20 pacientes) y aórticas (13 pacientes) se detallan en la Tabla 1.

Entre las prótesis mitrales encontramos gradientes similares máximos y medios con un promedio de $12,1 \pm 0,2$ mmHg y $5,9 \pm 0,5$ mmHg respectivamente.

En lo que respecta a las áreas protésicas mitrales, hallamos que las válvulas de Starr pre-

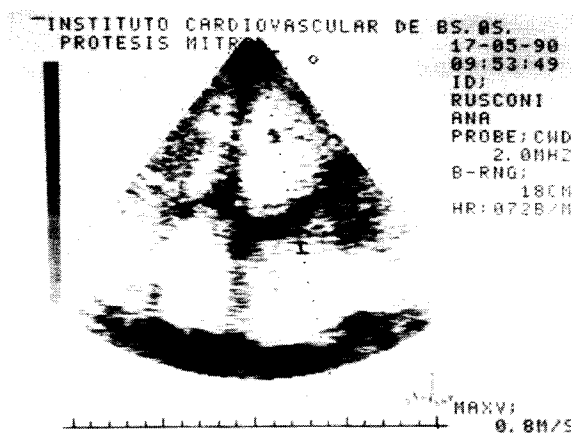


Fig. 1a. Se observa una vista apical de cuatro cámaras, con el cursor ubicado perpendicularmente al anillo mitral para medir velocidad de flujo de llenado ventricular izquierdo. El pulsado se encuentra inmediatamente por debajo de la válvula protésica mitral para pesquisar insuficiencia mitral.

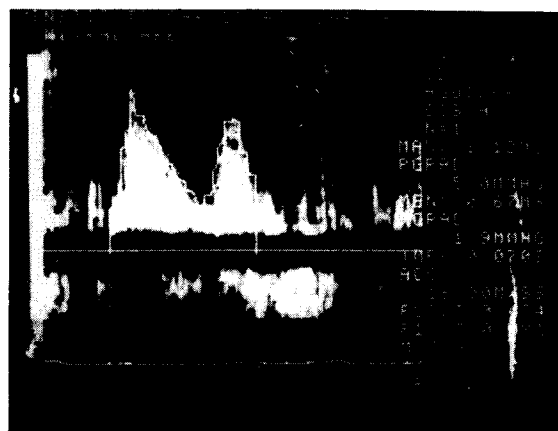


Fig. 1b. Flujo mitral a través de una válvula protésica de Saint Jude que muestra una onda E de llenado ventricular precoz con una velocidad máxima de 1,12 m/s y un gradiente máximo de 5 mmHg. La velocidad media es de 0,67 m/s con un gradiente medio de 1,9 mmHg. Se observa también onda A con una relación E/A > 1.

sentaron áreas menores ($1,9 \pm 0,5 \text{ cm}^2$) que las Saint Jude ($2,4 \pm 0,62 \text{ cm}^2$) y éstas, a su vez, que las biológicas ($2,6 \pm 0,4 \text{ cm}^2$).

En promedio, las prótesis mitrales presentaron un área de $2,3 \pm 0,3 \text{ cm}^2$.

En las prótesis aórticas hallamos gradientes máximos ($37,5 \pm 14,4 \text{ mmHg}$) y medios ($20,9 \pm 9,7 \text{ mmHg}$) ligeramente superiores en las válvulas mecánicas (Starr y Saint Jude) en comparación con las biológicas, que tuvieron gradientes máximos promedios de $27 \pm 14,2 \text{ mmHg}$ y medios de $14,1 \pm 7 \text{ mmHg}$ (Fig. 2).

El promedio de los gradientes aórticos máxi-

mos y medios fue respectivamente de $36,5 \pm 2,9 \text{ mmHg}$ y $20 \pm 2 \text{ mmHg}$.

En lo que respecta a las áreas protésicas aórticas, hallamos un promedio de $1,6 \pm 0,3 \text{ cm}^2$ en los 13 pacientes en que se determinó por ecuación de continuidad. Las prótesis de Starr presentaron áreas de $1,4 \pm 0,2 \text{ cm}^2$, las de Saint Jude de $1,7 \pm 0,4 \text{ cm}^2$ y las biológicas de $1,7 \pm 0,3 \text{ cm}^2$.

En ningún caso las diferencias halladas tuvieron significación estadística.

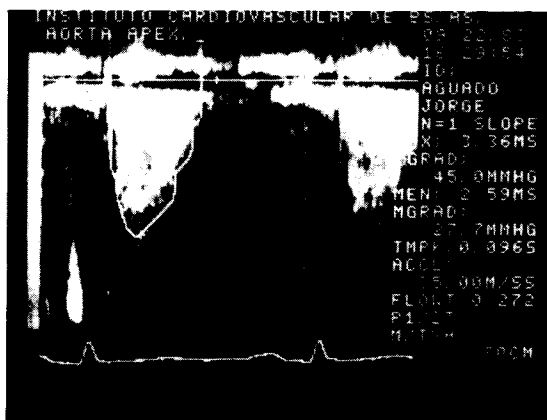


Fig. 2a. Flujo anterógrado aórtico a través de una prótesis de Starr. Se aprecia una velocidad máxima de 3,36 m/s, que corresponde a un gradiente máximo transprotésico de 45 mmHg. La velocidad media es de 2,59 m/s, que corresponde a un gradiente medio de 27,7 mmHg.



Fig. 2b. Se observa una vista apical de cinco cámaras con el cursor perpendicular al anillo protésico aórtico (válvula de Starr). La muestra del Doppler pulsado se encuentra inmediatamente por debajo de la prótesis, en el tracto de salida del ventrículo izquierdo, límite máximo hasta donde se detecta el jet de regurgitación protésica aórtica considerado como normal.

2) Regurgitación protésica

No se registró regurgitación protésica en ninguna de las prótesis implantadas en posición mitral, independientemente del tipo de válvula que se utilizó.

En los aórticos encontramos mínima regurgitación en un 40 % de las prótesis (Fig. 2), con una mayor prevalencia en prótesis de Starr (43%), menor en las Saint Jude (37,5%) y menor aún en las biológicas (25%).

Si comparamos a los pacientes que tenían regurgitación aórtica con aquellos que no la presentaban, encontramos que los primeros tenían mayores gradientes máximos ($45,9 \pm 13,5$ mmHg) y medios (26 ± 9 mmHg) que los segundos: $30,2 \pm 2,1$ mmHg y $16,3 \pm 1,7$ mmHg respectivamente.

En lo que respecta a las áreas valvulares, aquellos con regurgitación aórtica tuvieron un área menor ($1,4 \pm 0,1$ cm²) que los que no tenían regurgitación ($1,7 \pm 0,4$ cm²).

Para descartar la posibilidad de que la diferencia de gradiente se debiera a una aceleración de la sangre, como consecuencia de la insuficiencia aórtica, en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI), se corrigieron los gradientes, restando la velocidad del TSVI [fórmula $P = 4 \times (V1 - V2)$]; comprobamos que aún así persistían estas diferencias, ya que aquellos con regurgitación tenían un gradiente corregido de $44,9 \pm 11,3$ mmHg y aquellos sin regurgitación, de $22,8 \pm 10$ mmHg.

En ningún caso las diferencias halladas tuvieron significación estadística.

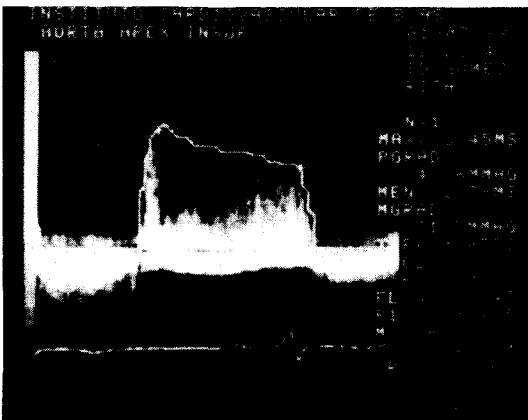


Fig. 2c. Flujo aórtico retrógrado obtenido en el TSVI inmediatamente por debajo de la prótesis aórtica. Corresponde a una insuficiencia aórtica leve o mínima.

DISCUSION

1) Gradiente de presión y área de prótesis normofuncionantes

La confiabilidad de las medidas por Doppler ha sido convalidada por métodos hemodinámicos.^{1,9} En este estudio damos a conocer los gradientes máximos, medios y las áreas valvulares (20 mitrales y 13 aórticos) en reemplazos valvulares clínicamente normofuncionantes en el postoperatorio inmediato (ver Tabla 1).

En nuestros pacientes hubo prevalencia de prótesis de Starr (28 sobre 40) en aórticos, y de Saint Jude (10 sobre 20) en los mitrales.

Si bien las diferencias no fueron estadísticamente significativas, encontramos en el grupo aórtico una tendencia a presentar menores gradientes en las válvulas biológicas en comparación con las mecánicas. En lo que respecta a las áreas valvulares, se encontró una tendencia a presentar un área menor en las Starr *versus* las Saint Jude o las biológicas.

Las prótesis en posición mitral presentan similitud entre los gradientes máximos y medios en los diferentes tipos de válvulas: las áreas valvulares son menores en las Starr, intermedias en las Saint Jude y las mayores áreas las encontramos en las válvulas biológicas.

De lo antedicho se deduce que las válvulas biológicas y las mecánicas de disco (Saint Jude) tienen un mejor perfil hemodinámico; hallamos menores gradientes y mayores áreas valvulares que en las prótesis de bola (Starr).

Cabe aclarar que en las prótesis de bola tuvimos mayor dificultad para encontrar el *jet* por Doppler, dada la excentricidad y la dispersión de flujos en este tipo de válvulas, sobre todo en posición mitral. Se necesitan múltiples vistas y orientaciones del transductor para encontrar la óptima onda de flujo.

Los gradientes y las áreas en este estudio coinciden con los datos hallados en estudios anteriores.^{7,12}

2) Regurgitación protésica en válvulas normofuncionantes

Estudios angiográficos previos demostraron la presencia de mínima regurgitación valvular en prótesis de Saint Jude.^{13,14} Esta pequeña regurgitación es transvalvular y tiende a ser más pronunciada en válvulas de mayor área.

En este estudio se halló mínima regurgitación aórtica en el 40 % de los pacientes, de los cuales las válvulas de Starr la presentaron en un 43%, las Saint Jude en un 37,5% y las biológicas en el 25%.

Cabe destacar que en todos los casos la regurgitación fue mínima, detectándose con el Doppler pulsado, inmediatamente por debajo de la prótesis aórtica, en el tracto de salida del ventrículo izquierdo; no consideramos que este hallazgo sea indicativo de disfunción protésica, sino un hallazgo normal para esta técnica.

Llamativamente no encontramos regurgitación mitral en nuestros pacientes, a pesar de buscarla minuciosamente. Pannidis y colaboradores⁷ hallaron regurgitación mitral en prótesis de Saint Jude en el 32% de los pacientes.

Dada la dificultad habitual para detectar una pérdida valvular o paravalvular y diferenciarla de la pérdida "fisiológica" hallada en este estudio, se debe recurrir al Doppler pulsado y mapear la cavidad ventricular o la aurícula izquierda. Un *jet* hallado a más de 2 cm del anillo protésico sugiere una regurgitación significativa y no puede ser considerada como "fisiológica".

Pannidis⁷ sugiere que un indicio de regurgitación significativa es el aumento de la velocidad pico a través de la válvula, lo que indica un aumento de flujo a través de dicha prótesis como consecuencia de la suma del volumen sistólico más el volumen regurgitante. En nuestro estudio, sin embargo, el grupo con regurgitación no significativa también presentó velocidades superiores a las prótesis competentes. Probablemente esto se deba a la menor viscosidad sanguínea que presentaban, dado el bajo hematocrito en el postoperatorio precoz (menor de 15 días).

Varios estudios encontraron menor regurgitación en prótesis de Starr,¹⁵⁻¹⁷ lo cual no coincide con nuestros hallazgos, y en prótesis biológicas en coincidencia con nosotros.

Las medidas por Doppler de velocidad de flujo a través de las prótesis normofuncionantes están influenciadas por el tamaño de la válvula y por la función ventricular. No obstante, la reproductibilidad y seguridad de este método están demostradas.¹⁵⁻¹⁸

LIMITACION DE ESTE ESTUDIO

El número de pacientes en nuestro estudio dista mucho de ser el ideal para comparar datos y realizar subagrupaciones, por lo que consideramos estos datos como un aporte a la evaluación de las prótesis, esperando contar en el futuro con un mayor número de pacientes.

Debido a que el estudio se realizó en el postoperatorio precoz, el hematocrito todavía bajo podría condicionar mayores velocidades de flujo transvalvulares. Por el mismo motivo,

muchos pacientes seguramente no presentaban una función ventricular totalmente recuperada después de la cirugía.

Un estudio de seguimiento, actualmente en marcha, permitirá aportar datos para responder a estos interrogantes, debiendo esperarse un retorno a la normalidad del hematocrito y una recuperación de la función ventricular.

CONCLUSIONES

La ecocardiografía Doppler provee importante información cuantitativa de las características del flujo, gradientes de presión y áreas valvulares efectivas en los diversos tipos de prótesis valvulares.

Las válvulas biológicas y Saint Jude tienen mejores perfiles hemodinámicos que las válvulas Starr. Es común observar una mínima regurgitación protésica en reemplazos valvulares aórticos, mayormente con válvulas mecánicas (Starr y Saint Jude) y en menor medida con biológicas. No se observó este fenómeno en prótesis en posición mitral.

Los estudios basales en el postoperatorio precoz son útiles para detectar en el futuro cualquier cambio en el patrón clásico, como signo precoz de disfunción protésica.

La ecocardiografía Doppler puede ser un estudio no invasivo valioso junto con otras técnicas para descubrir disfunción protésica precoz.

El seguimiento cronológico de estos pacientes permitirá también precisar los cambios a esperar cuando las variables hemodinámicas precozmente alteradas por la cirugía retornen a sus valores basales.

SUMMARY

The object of this review was to evaluate prosthetic valve function with Doppler echocardiography during the early postoperative period (less than 15 days following surgery). The study group consisted of 60 patients with prosthetic valves (PV) and no clinical evidence of prosthetic malfunction, 40 patients with aortic valve prosthesis (AVP) and 20 patients with mitral valve prosthesis (MVP). Of the 40 patients with AVP, 28 had Starr prosthesis (S), 8 had Saint Jude prosthesis (SJ) and 4 had biologic prosthesis (B). Among the 20 patients with MVP, 5 had S, 10 had SJ and 5 had B prosthesis. The maximal gradient, mean gradient and mitral valve area were measured in all patients. Thirteen patients with AVP had valve areas (VA) measured according to the continuity equation method. The presence of valve insufficiency was evaluated in all patients graded in absent, mild, moderate and severe. In the patients with AVP no statistically significant

differences were found in the maximal gradient or mean gradient among the different type prosthesis. In those patients with AVP and valve insufficiency, maximal gradient and mean gradient were higher. In the 13 patients with AVP and measured VA those with S had smaller areas than those with SJ or B prosthesis with out statistical significance. This trend persisted even after correcting the gradient by the left ventricular out flow tract velocity but with out showing statistical significance. In the group of patients with MVP no statistically significant differences in maximal gradient, mean gradient and VA among the different type prosthesis were found. We conclude that the early postoperative Doppler evaluation of PV may help in the detection of prosthetic function abnormalities yet not evident clinically.

BIBLIOGRAFIA

1. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR, Reeder GS, Holmes DJ, Seward JB, Tajik AJ: Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 80 (3): 504-514, 1989.
2. Nellessen U, Masuyama T, Appleton CP, Tye T, Popp RL: Mitral prosthesis malfunction. Comparative Doppler echocardiographic studies of mitral prosthesis before and after replacement. *Circulation* 79 (2): 330-336, 1989.
3. Ramírez ML, Wong M, Sadler N, Shah PM: Doppler evaluation of bioprosthetic and mechanical aortic valves: data from four models in 107 stable, ambulatory patients. *Am Heart J* 115 (2): 418-425, 1988.
4. Cooper DM, Stewart WJ, Schiavone WA, Lombardo HP, Lytle BW, Loop FD, Salcedo EE: Evaluation of normal prosthetic valve function by Doppler echocardiography. *Am Heart J* 114 (3): 576-582, 1987.
5. Alam M, Rosman HS, Lakier JB, Kemp S, Khaja F, Hautamaki K, Magilligan DJ Jr, Stein PD: Doppler and echocardiographic features of normal and dysfunctioning bioprosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 10 (4): 851-858, 1987.
6. Simpson IA, Reece IJ, Houston AB, Hutton I, Wheatley DJ, Cobbe SM: Non invasive assessment by Doppler ultrasound of 155 patients with bioprosthetic valves: a comparison of the Wessex porcine, low profile Ionescu-Shiley, and Hancock pericardial bioprostheses. *Br Heart J* 56 (1): 83-88, 1986.
7. Panidis IP, Ross J, Mintz GS: Normal and abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 8 (2): 317-326, 1986.
8. Simpson IA, Fisher J, Reece IJ, Houston AB, Hutton I, Wheatley DJ: Comparison of Doppler ultrasound velocity measurements with pressure differences across bioprosthetic valves in a pulsatile flow model. *Cardiovasc Res* 20 (5): 317-321, 1986.
9. Wilkins GT, Gillam LD, Kritzer GL, Levine RA, Palacios IF, Weyman AE: Validation of continuous-wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valve gradients: a simultaneous Doppler-catheter study. *Circulation* 74 (4): 789-795, 1986.
10. Sagar KB, Wann LS, Paulsen WH, Romhilt DW: Doppler echocardiographic evaluation of Hancock and Björk-Shiley prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 7 (3): 681-687, 1986.
11. Hatle L, Angelsen B, Tromsø A: New invasive assessment of atrioventricular pressure half time by Doppler ultrasound. *Circulation* 60: 1096-1104, 1979.
12. Weinstein IR, Marbarger JP, Pérez JE: Ultrasonic assessment of the Saint Jude Prosthetic valve: M-mode, two-dimensional and Doppler echocardiography. *Circulation* 68: 897-905, 1983.
13. Nicoloff DM, Emery RW, Arom KV et al: Clinical and hemodynamic results with the Saint Jude Medical Cardiac valve prosthesis, a three year experience. *J Thorac Cardiovasc Surg* 78: 331-342, 1979.
14. Worthan DC, Tri TB, Bowen TE: Hemodynamic evaluation of the Saint Jude Medical valve prosthesis in the small aortic anulus. *J Thorac Cardiovasc Surg* 81: 615-620, 1981.
15. Williams GA, Labovitz AJ: Doppler hemodynamic evaluation of prosthetic (Starr-Edwards and Björk-Shiley) and bioprosthetic (Hancock and Carpentier-Edwards) cardiac valves. *Am J Cardiol* 56: 325-332, 1985.
16. Ryan T, Armstrong WF, Dillon JC, Feigenbaum N: Doppler evaluation of patients with porcine mitral valves. *J Am Coll Cardiol* 5: 526, 1985.
17. Comesa RA, Beach KW, Janko CL, Reamer RP, Otto CM: Prevalence and factors influencing bioprosthetic regurgitation by Doppler. *J Am Coll Cardiol* 5: 392, 1985.
18. Ramírez ML, Wong M: Reproducibility of stand alone continuous-wave Doppler recording of aortic flow velocity across bioprosthetic valves. *Am J Cardiol* 55: 1197-1199, 1985.