

MÉTODOS

Medida de la anchura del *jet* en su origen en la valoración de la regurgitación protésica mitral. Influencia de la disposición espacial del *jet*

Pedro J. Morillas, Luis Martínez-Dolz, Joaquín Rueda, Catheline Lauwers, Luis Almenar, Vicente Miró, Francisco Ten, Ana Osa, Antonio Salvador, Miguel Palencia y Francisco Algarra

Servicio de Cardiología. Hospital Universitario La Fe. Valencia.

ecocardiografía Doppler color / ecocardiografía transesofágica / insuficiencia mitral / jet / prótesis cardíaca

Introducción y objetivos. Analizamos la influencia de la disposición espacial del *jet* en la correlación obtenida entre la medida de la anchura en su origen y la planimetría del área máxima en la cuantificación de la severidad de la regurgitación protésica mitral por Doppler color transesofágico.

Material y métodos. De 165 pacientes portadores de prótesis mitral a los que se realiza un ecocardiograma transesofágico por sospecha de disfunción protésica, se seleccionan 126 pacientes por presentar regurgitación protésica mitral patológica. En ellos se estudió la disposición espacial del *jet*, la anchura máxima en su origen y la cuantificación de la severidad mediante el área máxima de regurgitación.

Resultados. En el grupo de pacientes con *jet* libre (90) obtenemos un coeficiente de correlación entre ambos parámetros del 0,75, mientras que en el grupo de *jets* de pared (36) el grado de correlación es del 0,59.

Al analizar la presencia de insuficiencia mitral severa por planimetría y una anchura en su origen ≥ 5 mm, obtenemos una sensibilidad y especificidad del 72,7% y 95%, respectivamente, para *jets* libres, y del 70,7% y 68,4% para *jets* de pared.

Conclusiones. Existe una mejor correlación entre la medida del área y la anchura en su origen para *jets* libres que para *jets* de pared. Se aprecia una relación estadísticamente significativa entre la presencia de insuficiencia mitral severa y una anchura en el origen superior o igual a 5 mm independientemente de la distribución espacial del *jet*.

Palabras clave: Regurgitación mitral. Prótesis mitral. Ecocardiografía transesofágica.

THE MEASURING THE JET WITH AT ITS ORIGIN IN THE ASSESSMENT OF THE MITRAL PROSTHETIC REGURGITATION. INFLUENCE OF THE SPATIAL DISPOSITION

Introduction and objectives. The study was performed to test the influence of the jet spatial disposition on the correlation degree between the measurement of the jet width at its origin and the severity of mitral prosthetic regurgitation by transesophageal Doppler color flow imaging.

Material and methods. In 165 patients with mitral valve prosthesis which were submitted for transesophageal echocardiography examination due to suspected prosthetic dysfunction, we studied 126 with pathological mitral regurgitation. On these patients, studies of jet spatial disposition, maximum width in its origin and severity quantification by means of maximum regurgitation area were performed.

Results. For the free jet group of patients (90), jet width at its origin correlated with maximal regurgitation area ($r = 0.75$); whereas for the wall jet group (36), the correlation degree was 0.59.

We observed a relationship ($p < 0.05$) between severe mitral regurgitation assessed by maximal regurgitant jet size and jet width ≥ 5 mm in both groups: the sensitivity and specificity of 72.7% and 95% respectively for free jets, and 70.7% and 64.4% for wall jets.

Conclusions. The correlation between the area measurement and the width in its origin is better for free jets than for wall jets. A statistically significant relationship between the presence of severe mitral regurgitation and width in its origin ≥ 5 mm could be observed, independently of the jet spatial disposition.

Key words: Mitral regurgitation. Mitral prostheses. Transesophageal echocardiography.

(*Rev Esp Cardiol* 1999; 52: 31-36)

Correspondencia: Dr. P.J. Morillas.
Servicio de Cardiología. Hospital Universitario La Fe.
Avda. Campanar, 21. 46009 Valencia.

Recibido el 13 de febrero de 1998.
Aceptado para su publicación el 7 de octubre de 1998.

INTRODUCCIÓN

La detección y cuantificación de la regurgitación mitral mediante ecocardiograma transtorácico constituye uno de los aspectos más problemáticos en la evaluación del paciente portador de prótesis valvular mitral, debido al fenómeno de enmascaramiento producido por los elementos sintéticos de la prótesis. La introducción de la ecocardiografía transesofágica (ETE) en la práctica clínica abre una nueva vía para poder valorar de forma fiable la regurgitación valvular protésica, con una mejoría sustancial en la resolución de la imagen con respecto al ecocardiograma transtorácico al permitimos analizar los flujos desde una zona de acceso posterior a la aurícula¹.

La vía transesofágica nos permite cuantificar la severidad de la regurgitación mitral en función de parámetros como el área de regurgitación por Doppler, la anchura del *jet* en su origen y la afectación del flujo de las venas pulmonares²⁻⁶. La mayoría de los estudios de cuantificación de la regurgitación mitral por ecocardiografía Doppler-color transesofágico, correlacionados con la angiografía, han utilizado fundamentalmente como parámetro cuantitativo la planimetría del área máxima de regurgitación en la aurícula izquierda^{3,7}. Sin embargo, en muchas ocasiones existe una enorme dificultad en la detección del *jet* de regurgitación completo, con los consecuentes problemas a la hora de cuantificar su severidad y obtener datos reproducibles por planimetría del área máxima, siendo esto especialmente frecuente ante *jets* de regurgitación excéntrica o de pared⁷⁻⁹. Así pues, la diferenciación entre *jets* libres y de pared ha adquirido una importante relevancia en los últimos años a la hora de cuantificar adecuadamente la severidad de la regurgitación mitral tanto en válvulas nativas como en prótesis, habiéndose demostrado una tendencia a la infravaloración de la severidad en los *jets* de pared en la medida del índice de regurgitación mitral o del área de extensión del *jet*¹⁰⁻¹². Para obviar, al menos parcialmente, esta situación, es interesante la evaluación de otros parámetros como la medición de la anchura máxima del *jet* regurgitante en su origen. De este modo para algunos autores, y en el contexto de regurgitación sobre válvula nativa, un diámetro del *jet* superior o igual a 5,5 mm identifica una regurgitación mitral severa con una sensibilidad y una especificidad del 92%⁶.

Hemos realizado un análisis en nuestro medio de la influencia de la disposición espacial del *jet* en el grado de correlación obtenido entre la medida de la anchura en su origen y la planimetría del área máxima en la cuantificación de la severidad de la regurgitación protésica mitral mediante ETE Doppler-color.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado ETE a 165 pacientes (94 mujeres y 22 varones), con una edad media de 58 años (rango

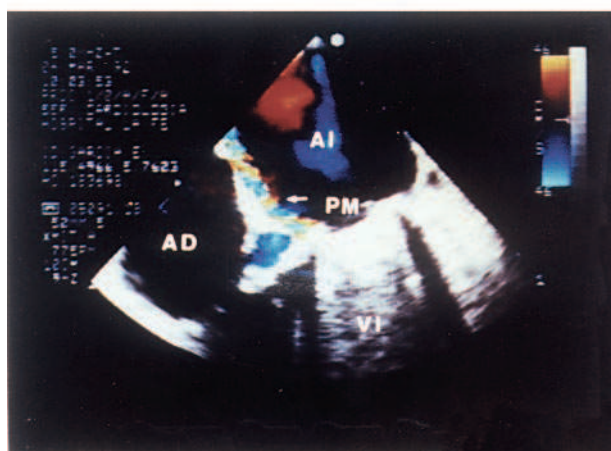


Fig. 1. Imágenes correspondientes a ETE desde un plano de 4 cámaras modificado en 2 pacientes portadores de prótesis mecánica mitral, con sendos jets de regurgitación periprotésica severa y diferente disposición topográfica: libre (superior) y de pared (inferior); AI: aurícula izquierda; AD: aurícula derecha; VI: ventrículo izquierdo; PM: prótesis mitral.

30-76 años), portadores de prótesis mitral, por sospecha de disfunción. De ellos, se han seleccionado 126 pacientes que presentaban insuficiencia mitral patológica (fig. 1).

El ETE se realizó con un equipo Hewlett Packard (Sonos 1000), utilizando una sonda monoplanar de 5 MHz. Los pacientes, en ayunas y con una ligera sedación con midazolam (0,04 mg/kg intravenoso), fueron examinados en decúbito lateral izquierdo, con monitorización electrocardiográfica y vía venosa de mantenimiento durante el transcurso de la prueba, siguiendo la sistemática de estudio habitual.

El Doppler codificado en color se realizó con un campo variable de barrido entre 15 y 30 imágenes por segundo, modificándose el ángulo del sector entre 30 y 90°. Cada estudio se trató de optimizar utilizando el menor ángulo para obtener la máxima área de flujo regurgitante. Se consideró que existía un ajuste adecua-

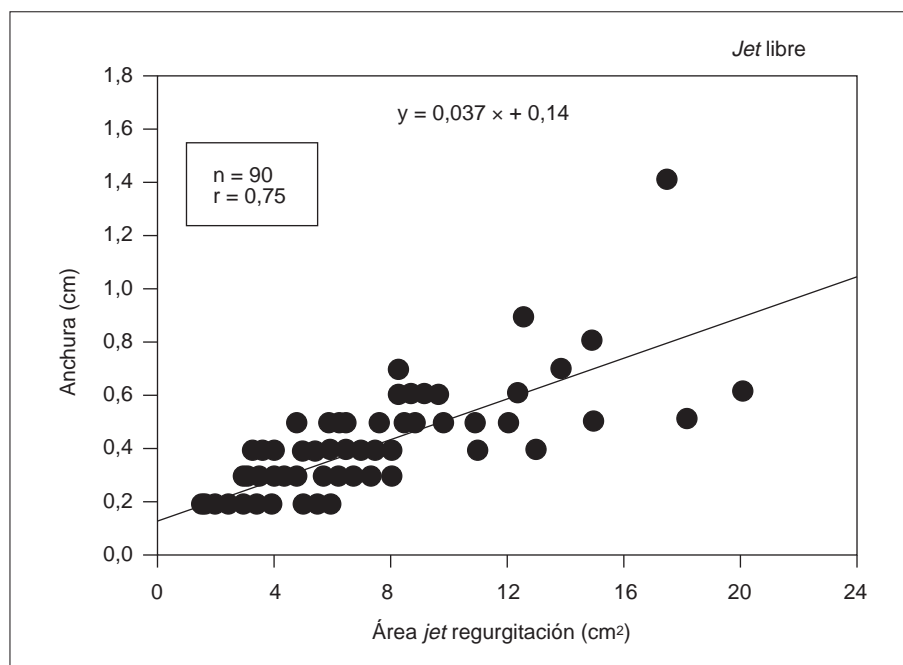


Fig. 2. Correlación entre el área máxima de regurgitación y la anchura del jet en su origen en el grupo de pacientes con jet libre.

do de ganancia cuando se obtenía una desaparición de saturación de la señal de color con la máxima ganancia posible.

En los pacientes en los que se detectó regurgitación protésica mitral por ETE se analizó: *a*) la anchura máxima del *jet* en la porción más proximal de su origen en, al menos, dos planos utilizando el *zoom* del sistema y realizando una media de 3 mediciones en cada plano; *b*) la disposición espacial del *jet*: libre o de pared, considerando este último como aquel que desde su origen discurre adherido a la pared auricular, y *c*) su cuantificación por planimetría del área máxima de regurgitación, incluyendo en dicha medida tanto las áreas de turbulencia como las de bajo flujo, y definiendo insuficiencia mitral (IM) severa cuando ésta era superior a 8 cm^{2,13}. En aquellos casos con varios *jets* de regurgitación patológicos, tanto el área global de la regurgitación como la anchura se obtuvieron por la suma de los valores de cada uno de los *jets*.

La relación entre los parámetros cuantitativos se valoró mediante regresión lineal (significación $p < 0,05$), utilizando la prueba de la χ^2 para las comparaciones entre datos cualitativos.

RESULTADOS

Los 126 pacientes que presentaban IM patológica fueron asignados a 2 grupos en función de la disposición espacial del *jet*: libre (90 pacientes) y de pared (36 pacientes). Al correlacionar la medida del área y la anchura del *jet* en el origen en el grupo de IM con *jet* libre, obtenemos un coeficiente del 0,75 (fig. 2), mientras que en el grupo de pacientes con IM patológica y

jet de pared, la correlación es menor, con un valor de 0,59 (fig. 3).

Asimismo, se aprecia una relación estadísticamente significativa entre la presencia de IM severa por planimetría del *jet* y una anchura en su origen mayor o igual a 5 mm, tanto para *jets* de pared ($p = 0,045$) como libres ($p < 0,001$), obteniéndose una sensibilidad y especificidad relativas mejores en éstos últimos (72,7% y 95% frente a 70,7% y 68,4%, respectivamente) (tabla 1).

DISCUSIÓN

Estudios clínicos y experimentales han demostrado que los *jets* que impactan en las paredes, tanto ventriculares como auriculares, pueden desarrollar un área de regurgitación por Doppler color menor de la que tendrían para igual volumen regurgitante, si se dirigen libremente al interior de la cámara receptora del flujo¹⁴. Chen, en pacientes con prolapso mitral, ha demostrado cómo para IM con igual fracción regurgitante, los *jets* que impactan en las paredes tienen alrededor de un 40% menor área de codificación en color que los *jets* libres en la cavidad auricular¹¹. El motivo por el que los *jets* de regurgitación pueden tender a dirigirse a las paredes de la aurícula es múltiple y está básicamente relacionado con el efecto Coanda¹⁵⁻¹⁷, que explica hidrodinámicamente cómo en presencia de descarga de un flujo en las vecindades de una pared, el chorro del flujo tiende a adherirse a ella, adquiriendo una dimensión mínima en la dirección perpendicular a la pared pero dispersándose en grandes áreas de la misma.

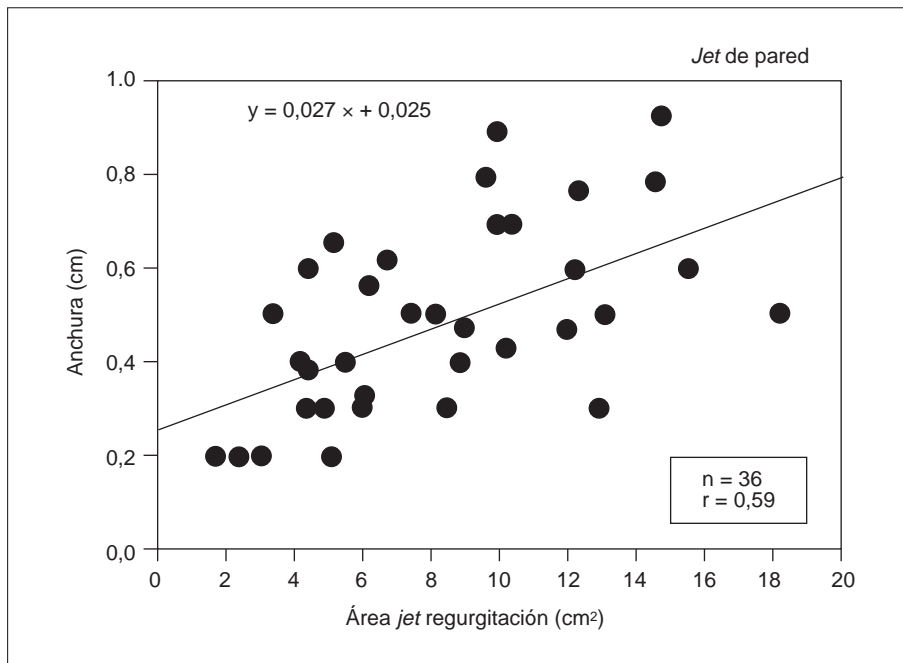


Fig. 3. Correlación entre el área máxima de regurgitación y la anchura del jet en su origen en el grupo de pacientes con jet de pared.

TABLA 1
Correlación entre la cuantificación de la severidad de la regurgitación mitral y la anchura del jet en su origen

	Jet libre			p	Jet de pared			p
	n	IM severa	IM no severa		n	IM severa	IM no severa	
Anchura ≥ 5 mm	19	16	3	< 0,001	18	12	6	0,045
Anchura < 5 mm	71	6	65		18	5	13	

IM: insuficiencia mitral.

La etiología de los diferentes tipos de IM va a influir directamente sobre la distribución espacial del flujo¹¹. Así, en pacientes con rotura de cuerdas se suelen producir jets de pared excéntricos hacia el lado opuesto al de la válvula afectada; por el contrario, en pacientes con infarto de miocardio el mecanismo habitual de la regurgitación suele ser un cierre valvular incompleto que favorece la aparición de jets centrales. En presencia de regurgitación sobre prótesis mitrales, habitualmente el mecanismo etiológico de la regurgitación suele ser la dehiscencia del anillo mitral que, al estar implantado en contacto con la pared, favorece el desarrollo del efecto Coanda y, por tanto, la aparición de jets excéntricos.

En los datos de nuestro trabajo se observa que, de los 126 registros en los que se objetivó regurgitación protésica patológica, 90 casos (71,4%) correspondie-

ron a jets libres y 36 (28,6%) a jets excéntricos o de pared. Es de destacar la menor proporción obtenida de jets de pared respecto a la mayoría de las series, en las que suelen predominar estos últimos sobre los jets libres en el contexto de regurgitación protésica², lo que puede deberse al hecho de que sólo hemos considerado como jets de pared aquellos que discurren adheridos a la pared auricular desde su origen, descartando los que impactan en su porción media o distal.

Cuando analizamos los resultados para jets libres podemos observar que existe una aceptable correlación estadística ($r = 0,75$) entre la medida del área regurgitante y la anchura del jet en su origen. Sin embargo, en el subgrupo de regurgitaciones mitrales patológicas con jet de pared, se obtiene un menor coeficiente de correlación ($r = 0,59$) probablemente debido a que la planimetría del área máxima regurgitante tiende a infravalorar su severidad¹⁴.

Asimismo, se aprecia una relación estadísticamente significativa entre la presencia de IM severa por planimetría del jet y una anchura en su origen mayor o igual a 5 mm tanto para jets de pared como libres, obteniéndose parámetros de significación estadística superiores en el grupo de jets libres ($p < 0,001$ frente a $p = 0,045$) con una sensibilidad y especificidad relativas mejores en estos últimos, hecho igualmente explicable porque la planimetría del área máxima de regurgitación identifica mucho peor las regurgitaciones mitrales significativas con jets excéntricos o de pared^{10-12,18}. Estos resultados vienen a completar un estudio realizado por nuestro grupo en el que se encontró una aceptable correlación global entre ambos parámetros, concluyendo que la medida de la anchura del jet

en su origen constituía un parámetro muy útil en la estimación de la severidad de la regurgitación protésica mitral, independientemente de la distribución espacial del *jet*¹⁹⁻²¹.

Cuando el orificio de regurgitación es pequeño y existe una diferencia significativa de presión entre las cavidades izquierdas, el *jet* de regurgitación puede ensancharse de forma importante pocos milímetros más allá del orificio regurgitante⁶. Por este motivo, debemos ser muy meticulosos a la hora de la medición de la anchura del *jet* en su porción más proximal. El Doppler color y en especial el *zoom* nos van a permitir obtener imágenes más precisas acerca del orificio regurgitante en la mayoría de los pacientes.

Existen varios estudios in vitro que apoyan el concepto de que el diámetro del *jet* regurgitante en su origen puede ser utilizado para valorar la severidad de la regurgitación mitral²²⁻²⁶. Modelos experimentales hidráulicos han demostrado que la cuantía del flujo regurgitante mitral depende fundamentalmente del tamaño del orificio regurgitante, del gradiente de presión a través de la válvula mitral y de la distensibilidad de la aurícula izquierda²⁷. En el orificio regurgitante la anchura del *jet* puede ser significativamente menor que el diámetro del orificio de regurgitación debido al efecto de la «vena contracta», pero la anchura de la porción proximal del *jet* y su área seccional están directamente relacionadas con el tamaño del orificio, relación que es relativamente independiente de la cuantía del flujo y del gradiente de presión²³. De este modo, la medida de la anchura del *jet* en su origen como método de valoración de la severidad de la regurgitación puede ser más racional que la del área del *jet*²². Así, teniendo en cuenta que el flujo es proporcional al área del orificio para unas condiciones hemodinámicas determinadas, la severidad de la regurgitación debería acrecentarse con el aumento del tamaño del orificio regurgitante^{23,25,27}.

Podemos encontrar varias limitaciones potenciales en la valoración de la severidad de la regurgitación protésica mitral a partir de la medición de la anchura del *jet* mediante Doppler color transesofágico: a) la presencia de múltiples orificios regurgitantes puede dificultar de forma notable su utilización²⁸; b) la tendencia a la sobrestimación del tamaño del orificio regurgitante debida a la pérdida de resolución lateral⁷; c) los movimientos de la válvula mitral pueden originar cambios significativos de las medidas de la anchura del *jet* pocos milímetros más allá del orificio regurgitante²³; y d) la validación de los resultados por ecocardiografía transesofágica monoplanar requieren la asunción de uniformidad en el orificio valvular, si bien los cambios morfológicos de la válvula mitral resultante del proceso patológico podrían alterar dicho planteamiento²⁹. La ecocardiografía transesofágica multiplanar permite una mayor exactitud y precisión en la valoración de tales medidas⁷.

BIBLIOGRAFÍA

1. Chaudry FA, Herrera C, DeFrino PF, Mehlman DJ, Zabalgoitia M. Pathologic and angiographic correlations of transesophageal echocardiography in prosthetic heart valve dysfunction. *Am Heart J* 1991; 122: 1.057-1.064.
2. García Fernández MA, Branco L, Azevedo J, Moreno M. Análisis de las regurgitaciones de las prótesis mitrales con eco Doppler color transesofágico. *Rev Esp Cardiol* 1990; 43 (Supl 3): 73.
3. Smith M, Harrison M, Pinton R, Kandil H, Kwan OL, DeMaria A. Regurgitant jet size by transesophageal compared with transthoracic Doppler color flow imaging. *Circulation* 1991; 83: 79-86.
4. Azevedo J, García Fernández MA, Moreno M. Infravaloración de la severidad de la insuficiencia mitral con Doppler color en presencia de jets excéntricos. *Rev Esp Cardiol* 1990; 43 (Supl 3): 67.
5. Kreis A, Lambert M, Hanrath P. Transesophageal echocardiographic pulmonary venous flow pattern in the evaluation of normal and insufficient mitral valve prosthesis. *Eur Heart J* 1990; 11: 135.
6. Tribouilloy C, Shen WF, Quéré JP, Rey JL, Choquet D, Dufosé H et al. Assessment of severity of mitral regurgitation by measuring regurgitant jet with at its origin with transesophageal Doppler color flow imaging. *Circulation* 1992; 85: 1.248-1.253.
7. Yoshida K, Yoshikawa J, Yamaura Y, Hozumi T, Akasaka T, Fukaya. Assessment of mitral regurgitation by biplane transesophageal color Doppler flow mapping. *Circulation* 1990; 82: 1.121-1.126.
8. Tribouilloy C, Shen WF, Slama MA, Rey LJ, Dufosé H, Choquet D et al. Assessment of severity of aortic regurgitation by M mode color Doppler flow imaging. *Eur Heart J* 1991; 12: 354-356.
9. Smith MD, Grayburn PA, Spain MG, De María AN, Kwan OL, Moffet CG. Observer variability in the quantification of Doppler color flow jet area for mitral and aortic regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1988; 11: 579-584.
10. Chen C, Flachskampf FA, Ancocina J, Weyman AE, Thomas JD. Three-dimensional shape of wall jets and free jets: implication for quantification of valvular regurgitation by color Doppler imaging [resumen]. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15: 89.
11. Chen CH, Thomas J, Anconina J, Harrigan P, Mueller L, Picard MH et al. Impact of impinging wall jet on color Doppler quantification of mitral regurgitation. *Circulation* 1991; 84: 712-720.
12. Cape EG, Yoganathan AP, Weyman AE, Levine RA. Adjacent solid boundaries alter the size of regurgitant jets on color Doppler flow maps. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17: 1.094-1.102.
13. Spain MG, Smith MD, Grayburn PA, Harlarent EA, De María AM. Quantitative assessment of mitral regurgitation by Doppler color flow imaging: angiographic and hemodynamic correlations. *J Am Coll Cardiol* 1989; 12: 585-596.
14. Thomas JD, Liu CM, Flachskampf FA, O'Shea JP, Davidoff R, Weyman AE. Quantification of jet flow momentum analysis: an in vitro color Doppler flow study. *Circulation* 1990; 81: 247-259.
15. Moises VA, Chobot V, Maciel B, Shandas R, Valdés-Cruz L, Sahn DJ. The Coanda-effect a phenomenon which causes jets to deviate and adhere to a wall or valve: in vitro color Doppler studies [resumen]. *Circulation* 1989; 80 (Supl 2): 578.
16. Launder BE, Rodi W. The turbulent wall jet: measurements and modeling. *Ann Rev Fluid Mech* 1983; 15: 429-459.
17. Chen C, Flachskampf FA, Rodriguez LL, Liu CM, Thomas JD. Impinging wall jets are much smaller than free jets: an in vitro color Doppler study. *Circulation* 1989; 80 (Supl. 2).
18. García Fernández MA, Torrecilla E, San Román D, Hernández 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; 5: 267-274.
19. Martínez-Dolz L, Salvador A, Lauwers C, Roldán I, Martí I, Chirivella A et al. Anchura del jet en su origen en la valoración de la severidad de la regurgitación protésica mitral por ecocardiografía transesofágica. *Rev Lat Cardiol* 1996; 17: 71-75.

20. Martínez-Dolz L. Valoración de la disfunción protésica mitral por ecocardiografía transtorácica y transeofágica [tesis doctoral]. Universidad de Valencia, 1995; 80-86.
21. Mele D, Vandervoort P, Palacios I, Rivera JM, Dinsmore RE, Schwammenthal E et al. Proximal jet size by Doppler color flow mapping predicts severity of mitral regurgitation. *Circulation* 1995; 91: 746-754.
22. Taylor AI, Eichlon EJ, Brickner ME, Eberhart RC, Grayburn PA. Aortic valve morphology: an important in vitro determinant of proximal regurgitant jet width by Doppler flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1990; 16: 405-412.
23. Baumgartner H, Schima H, Kühn P. Value and limitations of proximal jet dimensions for the quantification of valvular regurgitation: an in vivo study using Doppler flow imaging. *J Am Soc Echo* 1991; 4: 57-66.
24. Yoganathan A, Cape E, Sung HW, Williams FP, Jimoh A. Review of hydrodynamic principles for the cardiologist: application to the study of blood flow and jets by imaging techniques. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 1.344-1.353.
25. Bolger AF, Eigler NL, Pfaff JM, Resser KJ, Maurer G. Computer analysis of Doppler color flow mapping images for quantitative assessment of in vitro flow jets. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 450-457.
26. Simpson IA, Salm DJ. Hydrodynamic investigation of a hemodynamic problem: a review of the in vitro evaluation of mitral insufficiency by Doppler color flow imaging. *J Am Soc Echo* 1989; 2: 67-72.
27. Simpson IA, Valdes-Cruz LM, Sahn DJ, Murillo A, Tamura T, Chung KJ. Doppler color flow mapping of simulated in vitro regurgitant jets: evaluation of the effects of the orifice size and hemodynamic variables. *J Am Coll Cardiol* 1989; 12: 1.195-1.207.
28. Recusani F, Bargiggia GS, Yoganathan AP, Raisuro A, Valdés-Cruz LM, Sung HW 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. *Circulation* 1991; 83: 594-604.
29. Olsen LJ, Subramanian R, Ackermann DM, Orszulak TA, Edwards WD. Surgical pathology of the mitral valve: a study of 712 cases spanning 21 years. *Mayo Clinic Proc* 1987; 62: 22-34.