



ARTÍCULO ESPECIAL

EL ÁREA VALVULAR AÓRTICA Y EL CONCEPTO DE EVALUACIÓN HEMODINÁMICA

Las múltiples opciones disponibles en el mercado para la realización de un reemplazo valvular, sumadas a las variadas técnicas de implante y de reparo, han contribuido al hecho de esclarecer mecanismos fisiopatológicos y de generar sustitutos para cada situación patológica. Sin embargo, esta diversificación protagoniza la actual dificultad para estandarizar los procedimientos quirúrgicos y comparar los resultados adquiridos a mediano y largo plazo con una misma estrategia. Por un lado, las relaciones existentes entre prótesis, sus tamaños de manufactura, los diámetros interno y externo, y las áreas de trabajo según cada dispositivo, tanto in vitro como in vivo, son todas fieles ejemplos de la variabilidad en la obtención del mejor injerto para cada situación. Por otro lado, la comparación entre distintos tipos bioprotésicos comercialmente disponibles ha sido insegura debido en parte a la gran variedad de parámetros para ser evaluados. Dichos parámetros, en algunas ocasiones muy complejos, son sesgados a menudo por las empresas de manufactura en el afán de incluir en el mercado un determinado sustituto valvular y de atribuir, en algunas situaciones, beneficios improbados. El cirujano, de alguna forma, se encuentra obstaculizado debido a la alta complejidad de los parámetros por evaluar y a la información abstracta de datos referidos en tablas o en algoritmos previamente determinados.

Siendo el objetivo final de la sustitución valvular el reemplazo por un injerto competente y sin estenosis, la identificación de indicadores confiables parece ser obligatoria con el fin de esclarecer y relacionar la elección protésica con cada variable de paciente permitiendo concebir y comparar mejores resultados a largo plazo. El desconocer las implicancias clínicas existentes por la falta de correlaciones válidas lleva consigo la aceptación de un significativo compromiso hemodinámico y un empeoramiento de su estatus clínico en el tiempo. La elección de la más adecuada prótesis teniendo en cuenta estas relaciones sigue siendo en la actualidad motivo de debate.

Desde siempre la valoración hemodinámica valvular estuvo básicamente vinculada a las áreas valvulares y sus gradientes

AUTOR:

DR. JAVIER E. FERRARI
AYARRAGARAY

Cirujano cardiovascular

Servicio cirugía cardiovascular

CORRESPONDENCIA:

Sanatorio Mitre

jferrari1962@gmail.com

postoperatorios²⁻³. El nivel de trabajo cardíaco adecuado que se logra mediante un gradiente de presiones transvalvular correcto y el volumen de regurgitación mínimo posible, debe ser el resultado del esfuerzo por conseguir la menor pérdida de energía derivada del pasaje de flujo a través de la prótesis asociada a la eliminación de la estasis o turbulencia, datos indispensables para reducir el grado de trombogénesis y hemólisis. Si bien ningún sustituto protésico puede lograr la eficiencia de una válvula normal, el índice de función protésica deberá guardar una relación directa con estos parámetros de la forma más ventajosa.

CONCEPTO DE ÁREA VALVULAR

Ante la presencia de una estenosis aórtica significativa y siguiendo los principios de la mecánica de fluidos, la obstrucción al flujo transvalvular es reflejada por la aceleración del jet sanguíneo hacia el tracto de salida ventricular izquierdo (TSVI) conduciendo a un aumento posterior de la poscarga. Dicha área valvular deberá encontrarse reducida a más menos una cuarta parte del tamaño normal para que cambios significativos en la hemodinámica sean observados³.



Figura 1. Vena contracta: características de un flujo al salir de un orificio.

Descarga de fluidos por un orificio.
M. Saleta, D. Tobia y S. Gil 2003.

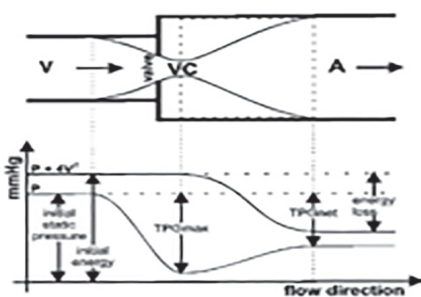


Figura 2. Esquema del sistema compuesto por ventrículo izquierdo (V), válvula aórtica y aorta ascendente (A). TPG max: Presión de gradiente máximo. TPG net: Presión de gradiente neto. VC: Vena contracta. P: Presión estática. $P + 4V^2$: Energía en términos de presión total.

A medida que el flujo se acelera debido a la abrupta reducción inducida por la estenosis, la presión estática disminuye y una parte de la energía potencial se convierte en energía cinética. Este proceso es estable y no induce una pérdida significativa en el flujo de energía total. La diferencia entre las presiones en el TSVI y la vena contracta (definida como el segmento del jet donde el área transversal es más estrecha)⁴, es el gradiente máximo de presión transvalvular esquematizado en la Figura 1.

Más allá de dicho nivel, el jet se desacelera provocando turbulencias. La presión estática aumenta hasta alcanzar un máximo. Parte de la energía se pierde durante el momento de desaceleración y expansión de flujo de forma irreversible (Figura 2).

El área valvular aórtica puede ser calculada de diferentes formas: por cateterismo cardíaco (área de Gorlin), ecocardiografía Doppler (área del orificio efectivo (EOA, *effective orifice area*), o imágenes planimétricas (área del orificio geométrico, GOA, *geometric orifice area*) extraídas por ecocardiografía transtorácica o transesofágica, resonancia nuclear magnética o bien tomografía computada multislice. Si bien todas ellas evalúan la gravedad de la estenosis, dichas técnicas de diagnóstico proporcionan datos a veces disímiles. Las diferencias dependen, principalmente, de la forma del TSVI y de la sección transversal de la aorta ascendente y se obtienen valores notablemente diferentes en un mismo individuo en función del método utilizado. Por lo tanto, el aclarar los conceptos hemodinámicos y diagnósticos al referirse al área valvular permitirá extrapolar datos relevantes y comprender sus implicancias clínicas.

CONCEPTO DE ÁREA DEL ORIFICIO EFECTIVO

La mínima sección transversal o área de volumen que representa el flujo a su paso hacia el tracto de salida ventricular está referida como área del orificio efectivo (EOA) y es considerada un parámetro o medición de la *performance* valvular dependiente de la apertura de la misma (Figura 3)⁵. Por otra parte, es el dato más característico y relevante a la hora de relacionar el *mismatch* protésico (PPM).

Es un parámetro fisiológico derivado de principios hidráulicos que se corresponde con el área ocupada por el flujo que sale de la válvula. Calculada de acuerdo con el teorema de continuidad y sobre la base de la integral de velocidad en función del tiempo obtenida por Doppler continuo (VTI), es menos dependiente del flujo y, por lo tanto, aún mejor que la medición única de los gradientes valvulares. Para esto se necesitan las velocidades en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) y sobre la válvula aórtica, así como la superficie de dicho tracto.

Expresado algebraicamente:

$$\text{EOA (expresada como un área bidimensional en cm}^2\text{)} \\ = (\text{área TSVI} \times \text{VTI TSVI}) / \text{VTI Ao}$$

Donde:

TSVI: Tracto de salida del ventrículo izquierdo

VTI: la integral de velocidad en función del tiempo determinado a través de la prótesis por Doppler continuo (Cm/s).

Determinado por ecocardiografía Doppler, la relación existente entre el EOA y el flujo es, en el caso de las válvulas mecánicas, más complejo aún. A menudo la presencia de dos válvulas de variado tamaño y con un ángulo determinado de cierre es más difícil de interpretar que el característico de las bioprótesis, donde el flujo central no obstructivo por sí solo determina la *performance* relativa valvular.

Sin embargo, la utilidad de las áreas efectivas como parámetro de análisis hemodinámico reside en la libertad o la existencia de errores de medición. Dificultades en la evaluación del área del tracto de ventricular izquierdo y la subestimación de las velocidades causada por errores de angulación son las posibles y principales fuentes de duda en la estimación del área efectiva aórtica. Al acceder a estas mediciones debe asumirse que el área del tracto es circular, con flujo laminar y que el área y flujo deberían medirse en el mismo sitio. Con coeficientes de variación del diámetro TSVI del 5-8%, es de esperar cambios significativos del área valvular^{6,7}. Pacientes con enfermedad aórtica severamente calcificada en su anillo, así como una severa hipertrofia ventricular puede reducir el tamaño del anillo aórtico. Como resultado, una prótesis demasiado pequeña para su superficie corporal podría ser insertada con el desmedro que esto ocasionaría. Se debe agregar que, para similares tamaños protésicos, el EOA puede variar considerablemente dependiendo del tipo de fabricante. En general, las válvulas mecánicas presentan



Figura 3. Concepto de área del orificio efectivo (EOA). Extraído y modificado de “What Do You Mean by Aortic Valve Area: Geometric Orifice Area, Effective Orifice Area, or Gorlin Area?”. Damien Garcia, Lyes Kadem. The Journal of Heart Valve Disease 2006;15: 601-608

A range of published EOAS	
Milano - Annals 2001	1.10
Deligdis - JICS 2002	1.10
Pollertier - J Card Surg 1988	1.13
Perier - J Card Surg 1991	1.17
Borger - Annals 2007	1.30
Aspart - Eur J CT Surg 1994	1.30
Aspart - Eur J CT Surg 1996	1.30
Rao - JICS 1999	1.30
Khan - Annals 2000	1.30
Eichinger - JICS 2005	1.39
Vitale - Annals 2003	1.48
McDonald - Annals 1997	1.49
Tasca - Annals 2003	1.45
Dalmau - KTS 2006	1.69
Dalmau - KTS 2007	1.75
Dalmau - KTS 2006	1.90

Tabla 1.

mayor área que las bioprótesis. Joe Sauter, ingeniero y especialista del Grupo Sorin publica los resultados de áreas efectivas relatadas en 16 publicaciones a modo de demostrar la extensa variabilidad de dicho parámetro con un mismo tipo y tamaño valvular. ("Aortic Root Surgery- "Hemodynamic evaluation of the bioprosthetic aortic valves") Tabla 1.

Por las razones antedichas y para evitar mayor variabilidad que la que inherentemente se presenta, principalmente referida a las técnicas de medición, el parámetro de evaluación de la hemodinamia valvular deberá ser apropiadamente establecido para lograr una validez probada y relacionada a los resultados posoperatorios. Valores de referencia para los datos de EOA existen para cada tipo y tamaño de prótesis⁸ (Tabla 2).

Idealmente, estos valores deberían ser lo más representativos como sea posible del rendimiento in vivo. Por ello, y siguiendo

los lineamientos de grupos dedicados a esta tarea y con vasta experiencia, tales como Dumensil y Pibarot, valores obtenidos in vivo en forma de ecocardiogramas posoperatorios y con fuerte soporte estadístico parecerían ser el mejor parámetro validado para predecir correctos resultados. Los valores in vitro son a menudo más optimistas no siendo realmente representativos en la mayoría de los casos.

Derivados de los estudios previos

a la comercialización, generalmente sobreestiman los valores in vivo en un 10% a 15%⁹. Por lo tanto, estos grupos de trabajo sugieren la utilización de ambos criterios, tanto in vivo, referidos a los estudios ecográficos de control, o in vitro, sostenidos por las empresas de manufactura, en forma temporal hasta que al menos valores in vivo puedan ser proporcionados.

JACC Vol. 36, No. 4, 2000
October 2000:1131-41

Pibarot et al.
Prosthesis-Patient Mismatch 1137

Table 2. Normal Effective Orifice Areas for the Most Currently Used Prosthetic Valves

Prosthetic Valve Size (mm)	19	21	23	25	27	29	Reference no.
Stented Bioprosthetic valves							
Medtronic Intact	0.85	1.02 ± 0.10	1.27 ± 0.11	1.40 ± 0.20	1.66 ± 0.16	2.04 ± 0.23	(2)
Medtronic Mosaic	—	1.22 ± 0.27	1.38 ± 0.23	1.65 ± 0.39	1.59 ± 0.33	1.65 ± 0.37	(95)
Hancock II	—	1.18 ± 0.11	1.33 ± 0.16	1.46 ± 0.15	1.55 ± 0.18	1.60 ± 0.15	(3)
Carpentier-Edwards SAV 2650	—	1.16 ± 0.14	—	—	—	—	(96)
Carpentier-Edwards Pericardial 2900	1.10	1.30	1.50	1.80	1.60	—	(97)
Stentless bioprosthetic valves							
Medtronic Freestyle	1.15	1.35 ± 0.21	1.48 ± 0.33	2.00 ± 0.39	2.32 ± 0.48	—	(39)
St. Jude Medical Toronto SPV	1.29 ± 0.19	1.46 ± 0.32	1.79 ± 0.33	2.34 ± 0.69	2.67 ± 0.75	—	(98)
Prima Edwards	—	1.30	1.50	1.70	2.00	2.50	(SJM4)
Medtronic Hall	0.80	1.10	1.49 ± 0.45	1.70 ± 0.78	2.12 ± 0.66	2.70 ± 1.03	(99)
Carbomedics Standard	—	1.50	1.80	2.30	2.80	—	(100)
Mechanical valves							
Medtronic Hall	1.19 ± 0.21*	1.34 ± 0.15	—	—	—	—	(96)
Carbomedics Standard	1.00 ± 0.40	1.54 ± 0.31	1.63 ± 0.30	1.98 ± 0.41	2.41 ± 0.46	2.63 ± 0.38	(93)
St. Jude Medical Standard	1.11 ± 0.13	1.52 ± 0.22	1.84 ± 0.25	2.12 ± 0.31	2.65 ± 0.21	—	(14)
—	—	1.73 ± 0.38	2.13 ± 0.61	—	—	—	(101)
—	—	1.76 ± 0.47	2.11 ± 0.63	—	—	—	(26)
St. Jude Medical Hemodynamic Plus	1.04 ± 0.19	1.38 ± 0.22	1.52 ± 0.26	2.08 ± 0.41	2.65 ± 0.58	3.23 ± 0.30	(13)
—	1.30 ± 0.30	—	—	—	—	—	(102)
—	—	2.01 ± 0.17	—	—	—	—	(101)
—	—	2.15 ± 0.29	—	—	—	—	(26)

*The label valve size of this valve is 20 mm. †Data provided by St. Jude Medical.

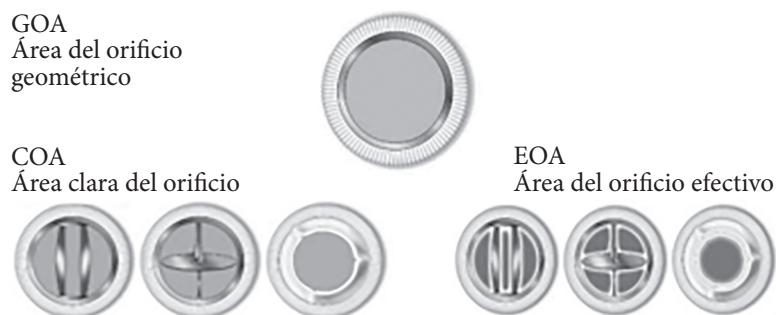
Effective orifice areas are expressed as the mean value ± SD cm². The effective orifice areas were measured by Doppler echocardiography using the continuity equation in patients with normally functioning prostheses. Some data appear conflicting or are based on limited series and may have to be revised as more data become available.

Tabla 2. Valores de referencia de EOA. Extraído de Pibarot, et al. Prosthesis-Patient Mismatch. JACC, Vol 36, N.º 4, 2000:1131-41.

CONCEPTO DE ÁREA DEL ORIFICIO GEOMÉTRICO

Debido a la variabilidad de la EOA como parámetro fisiológico, algunos autores han tratado de forma alternativa realizar un análisis in vitro de los sustitutos valvulares considerando la llamada *área de orificio geométrico* y su indexación por superficie corporal (GOA-IGA) como vinculante para acceder a los mismos resultados. En comparación, las EOA representan el mínimo de la sección transversal del jet de flujo a través de la válvula, mientras que el GOA se refiere al área de apertura valvular, obtenida por planimetría. Es un parámetro anatómico a partir de la medición estática del diámetro interno protésico obtenida de la manufactura. Su cálculo implica el área completa, incluida la ocupada por valvas, discos, pivotes u otros mecanismos de la válvula. Sustraídos dichos componentes, se puede referir como *Clear Orifice*

Área (COA), área rara vez declarada. En regla general, los GOA son 1/4 a 1/3 más grandes que las EOA. Una representación gráfica se encuentra en el siguiente esquema:



Comparativo de una válvula bivalva, una monodisco y una bioprótesis teniendo en cuenta el EOA, GOA y COA. (Extraído y modificado de "Heart Valve Surgery – and Illustrated Guide". Springer_Verlag .2010)

La forma de acceder a estos valores de áreas geométricas es por medio de aquellos provistos por los fabricantes de válvulas y referenciadas en las instrucciones de uso o en los folletos correspondientes. Sin embargo, dichas áreas no son totalmente representativas ya que en la práctica los tejidos valvulares no se comportan y configuran siguiendo los márgenes del orificio interno del soporte y, por ende, de sus áreas.

El uso de planimetría por *CT scan* o tomografía computada multislice puede aportar para esclarecer estas diferencias. Tanto la capacidad para visualizar la apertura valvular protésica permitiendo la medición en sístole del área como la detección de anormalidades estructurales y del movimiento alterado en las cúspides estenóticas se encuentra bien correlacionada^{10,11}.

Las mediciones tomográficas pueden jugar un papel en aquellos pacientes en los que la evaluación del área por estudio ecográfico transesofágico es imposible debido al tamaño corporal o a la pobre ventana ecográfica o bien en asociación a patología de la aorta o arterias coronarias en pacientes que deban ser estudiados de forma no invasiva y con futuro reemplazo valvular.

CONCEPTO DE ÁREA POR CATETERISMO (GORLIN)

La medición de áreas por cateterismo se basa en la ecuación de Bernoulli, que describe la conservación de la energía de flujo aplicado entre el tracto de salida ventricular izquierdo y la vena contracta. En 1951, Gorlin y su padre elaboraron, basada en la ecuación hidrocínética orificial de Torricelli, una fórmula a partir de datos de flujo y de gradiente de presión¹². Se describe el flujo a través de un orificio como:

$$F = AVC_c$$

y por extrapolación: $A = F / VC_c$ donde

F= flujo

A= área del orificio

Cc= coeficiente de contracción

Tomando como referencia los gradientes de presión y la velocidad de flujo se puede inferir:

$$V^2 = (C_v)^2 \cdot 2gh \quad \text{o} \quad V = (C_v) \cdot \sqrt{2gh}$$

Donde:

V = velocidad de flujo

Cv= coeficiente de velocidad

g = aceleración debido a la gravedad (980 cm/sec/sec)

h = gradiente de presión en cm de H₂O

y combinando ambas ecuaciones:

$$A = \frac{CO / (DFP \text{ or } SEP)(HR)}{44.3C \sqrt{\Delta P}}$$

Donde:

CO = gasto cardíaco cm³/min

DFP= período de llenado sistólico seg/latido

SEP = período de eyección sistólica seg/latido

HR= ritmo cardíaco latidos/min

C= constante de corrección

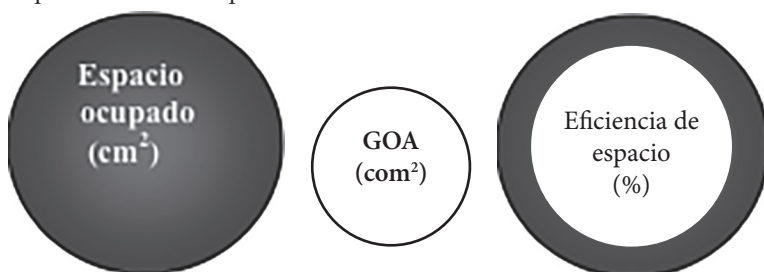
P= gradiente de presión

La ecuación de Gorlin se relaciona con el flujo a través de la válvula. Debido a esto, el área de la válvula puede ser calculada erróneamente como estenosis en pacientes con bajo gasto cardíaco. El uso de inotrópicos positivos (dobutamina) puede transitoriamente solucionar este defecto. El cateterismo cardíaco izquierdo (retrógrado) se emplea para registrar el gradiente a través de la válvula, estimar el área estenótica, evaluar la función ventricular izquierda, reconocer la existencia de lesiones valvulares coexistentes y detectar la presencia de aterosclerosis coronaria. Sin embargo, y debido a los riesgos inherentes del procedimiento y al grado de invasividad, ciertos parámetros pueden ser medibles de forma no invasiva mediante ecocardiografía Doppler reservando la angiografía para los casos de discrepancias entre los datos clínicos y ecocardiográficos o bien si el paciente es sintomático y un reemplazo valvular es planeado. También aportará datos ante la sospecha de enfermedad coronaria o evidencia de patología valvular asociada, patología congénita o hipertensión pulmonar¹³.

CONCEPTO DE EFICIENCIA DE ESPACIO

Para proveer el mayor flujo posible no solamente debe evaluarse el área protésica correspondiente, sino también la capacidad que tiene esta de adecuar su tamaño total al del espacio limitado de la raíz aórtica. Esto es definido como la relación entre el área de flujo de una válvula y el espacio ocupado, y tiene gran injerencia en los injertos con soporte. De esta manera, tanto el soporte como el diámetro

externo protésico se vuelven los referentes para ser discutidos. Desde el punto de vista esquemático:



Donde: eficiencia de espacio (%) = $GOA / \text{espacio ocupado}$

Dicho de otro modo, la esencia de los diseños valvulares se encuentra encaminada en maximizar las áreas contenidas dentro del espacio limitado de un soporte o *stent* y a su vez dentro de un espacio limitado de raíz aórtica. Para un mismo diámetro externo, correspondería mayor o menor área geométrica y, por ello, mayor o menor eficiencia del espacio ocupado por el soporte (Figura 4).



Figura 4. Comparación de la eficiencia de espacio basada en tres modelos de válvulas con soporte. Diámetro externo en círculo blanco; GOA, en círculo rojo.

■ IMPLICANCIAS RELACIONADAS A LA MEDICIÓN

Se ha hecho referencia a las diferentes formas de acceder al resultado de un área valvular específica, con las resultantes que esto acarrea. Las diferencias entre estos valores buscados (EOA, GOA, y área de Gorlin) dependen principalmente de la forma del flujo de entrada y del área de sección transversal de la aorta ascendente. Por otra parte, y debido a que estas características variarían significativamente de un paciente a otro, es de suponer que la relación entre estas tres variables sea específica para cada uno de nuestros pacientes¹⁴.

La relación entre el área valvular funcional y la superficie corporal para la elección del más adecuado tamaño valvular protésico halla su principal referencia en los trabajos de Rahimtoola¹⁵. Desde 1978, el concepto de “*mismatch*” (o PPM: paciente-prótesis-desajuste) es ampliamente debatido. Puede considerarse esta instancia cuando el área efectiva de la válvula protésica, luego de la inserción en el paciente, es menor que la válvula normal humana, provocando altos gradientes e interpretados como obstrucciones al TSVI. Teniendo en cuenta el volumen de tejido a ser prefundido (o sea, la superficie corporal, BSA) podemos relacionarla y obtener el área efectiva indexada ($EOA/BSA = EOA_i$) y cuantificar el límite aceptable entre un área efectiva y el peso corporal para evitar un PPM. $(0,85-0,90 \text{ cm}^2/\text{m}^2)$ = valor establecido como mínimo según resultados¹⁶.

El uso del área geométrica (GOA) implica una zona anatómica del orificio valvular. Comparativamente, la ecocardiografía Doppler mide el área denominada orificio efectivo, que representa el mínimo de la sección transversal del jet de flujo. Mientras que la primera puede ser medida con una regla; el área efectiva, no. La relación existente entre EOA y GOA se denomina *coeficiente de contracción* ($CC = EOA/GOA$), siendo un valor variable relacionado y dependiente de la forma del flujo de ingreso y del ángulo de apertura valvular¹⁷.

Si bien en casos particulares de estenosis aortica, valores de GOA y EOA pueden ser similares, no lo son en otros tantos donde el coeficiente de contracción es < 1 . Por otro lado, el área geométrica no caracteriza las propiedades del flujo, sino solamente relaciona el área anatómica del orificio valvular. Habiendo diferentes configuraciones de flujo para una misma área geométrica, la relación con el área efectiva es dependiente del grado de calcificación pudiendo variar sensiblemente de un paciente a otro.

Con respecto al área derivada por la fórmula de Gorlin, se ha demostrado no solo ser dependiente del área efectiva, sino también del área de sección aórtica. Las discrepancias entre la ecocardiografía Doppler y el cateterismo, dos de los métodos más utilizados, son relacionadas principalmente al área aórtica transversal¹⁸. Inclusive autores remarcan tanto concordancias como discrepancias en los resultados¹⁹. En general, el estudio Doppler sobrestima la severidad de la estenosis aórtica en comparación con el cateterismo^{20,21} pudiendo darse diferentes valores de área, más aún cuando el diámetro de la aorta es relativamente pequeño²².

CONCLUSIÓN

Conociendo que la apertura valvular es el factor determinante primario, valoraciones relacionadas han sido generadas con el propósito de correlacionar y llevar a la práctica el procedimiento de reemplazo valvular. Los términos en que el área valvular es relatada en la literatura a menudo no son claros cuando de EOA, GOA o área de Gorlin se refieren.

Las comparaciones entre válvulas son dificultosas y a la vez poco fiables y parece que a la fecha no hay un solo parámetro válido. Tanto el área efectiva como la geométrica y la zona de Gorlin representan diferentes parámetros hemodinámicos altamente dependientes de la forma del flujo y del área aórtica transversal, por lo tanto, es importante que los investigadores indiquen a cuál de ellos se están refiriendo cuando se utiliza el término de “área valvular aórtica”.

Considerado razonable utilizar la mayor área posible, el cirujano deberá recurrir al uso de áreas y flujos determinados por estudios in vivo o tablas de manufactura. Si bien la aplicación de áreas valvulares efectivas indexadas como valor de predicción de resultados posoperatorios puede ser aplicable, las variables a las que dicha medición está vinculada determinan una estricta definición

de parámetros. Por esta razón y para evitar confusiones, se sugirió relacionar el fenómeno de PPM a las áreas establecidas en base a los hallazgos recopilados in vivo y considerando que no es el tamaño o dimensión geométrica la que está en juego.

En contraposición, la utilización de áreas geométricas determinadas por observación directa puede ser válida y considerada en la medida de generar la mayor área geométrica posible en el momento de implante. Del mismo modo, el uso de tablas prefabricadas para áreas indexadas podría ser parcialmente ignorado.

Aunque el área obtenida por cateterismo (área de Gorlin) es equivalente desde el punto de vista hemodinámico, este método ha sido asociado a riesgos de embolización, por lo que es opinión general considerar al estudio invasivo solamente en casos de inciertos hallazgos ecocardiográficos.

Teniendo en cuenta que solo las áreas efectivas o geométricas son insuficientes a la hora de elegir un sustituto debido a la diversidad de modelos bioprotésicos actuales, es que el concepto de eficiencia de espacio debería ser tenido en cuenta por el cirujano para arribar al mejor desempeño. ■

REFERENCIAS

1. Rao V, Jamieson WRE, Ivanov J, et al. Prosthesis-patient mismatch affects survival following aortic valve replacement. *Circulation*. 2000;102: III5-III9.
2. Skjaerpe T, Hegrenaes L, Hatle L. Noninvasive estimation of valve area in patients with aortic stenosis by Doppler ultrasound and twodimensional echocardiography. *Circulation*. 1985;7:810-818.
3. Bonow RO, Carabello BA, de Leon AC Jr, Edmunds LH Jr, Fedderly BJ, Freed MD, Gaasch WH, McKay CR, Nishimura RA, O'Gara PT, O'Rourke RA, Rahimtoola SH. Guidelines for the management of patients with valvular heart disease: executive summary, a report of the American College of Cardiology/American Heart association task force on practice guidelines. *Circulation*. 1998; 98:1949-1984.
4. Vilariño JO. Vena contracta.-*ARGENT CARDIOL* 1997; 65(3):261-264.,
5. Doppler assessment of prosthetic valve orifice area. *Circulation*.1992; 85:2275-83.
6. Bech-Hanssen O, Wallentin I, Larsson S, et al. Reference Doppler echocardiographic values for St. Jude Medical, Omnicarbon, and Biocor prosthetic valves in the aortic position. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11:466-77.
7. Jean G, Dumesnil, Philippe Pibarot. Prosthesis size and prosthesis patient size are unrelated to prosthesis-patient mismatch. Research Center of Laval Hospital/Quebe J Thorac Cardiovasc Surg; June 204 127:1852-1854.
8. Muneretto C, Bisleri G, Negri A, Manfredi J. The concept of patient-prosthesis mismatch. *J Heart Valve Dis* 2004; 13(Suppl 1):559-62. Blais C, Dumesnil JG, Baillot R, Simard S, Doyle D, Pibarot P. Impact of prosthesis-patient mismatch on short-term mortality after aortic valve replacement. *Circulation*. 2003;108:983-8.
9. Chambers J, Coppack F, Deverall P, Jackson G, Sowton E. The continuity equation tested in a bileaflet aortic prosthesis. *Int J Cardiol* 1991;31:149-54.
10. Chenot F, et cols. Evaluation of Anatomic Valve Opening and Leaflet Morphology in Aortic Valve Bioprosthesis by Using Multidetector CT: Comparison with Transthoracic Echocardiography. *Radiology*: Volume 255: Number 2, May 2010.
11. Pouleur AC, le Polain de Waroux JB, Pasquet A, Vancraeynest D, Vanoverschelde JL, Gerber BL. Planimetric and continuity equation assessment of aortic valve area: head to head comparison between cardiac magnetic resonance and echocardiography. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26 : 1436-1443.

12. Gorlin R, Gorlin SG. Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. *Am Heart J* 1951; 41:1-29.
13. ACC/AHA Guidelines for the Management of Patients with Valvular Heart Disease a Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Management of Patients with Valvular Heart Disease) *JACC* Vol. 32, No. 5 November 1, 1998:1486-588.
14. García D, Kadem L What Do You Mean by Aortic Valve Area: Geometric Orifice Area, Effective Orifice Area, or Gorlin Area? *The Journal of Heart Valve Disease* 2006;15:601-608.
15. Rahimtoola SH. The problem of valve prosthesis patient mismatch. *Circulation* 1978;58:20-24.
16. Rahimtoola SH. Valve prosthesis-patient mismatch: An update. *J Heart Valve Dis* 1998;7:207-210.
17. Garcia D, Pibarot P, Landry C, et al. Estimation of aortic valve effective orifice area by Doppler echocardiography: Effects of valve inflow shape and flow rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:756-765.
18. Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, et al. Effect of three-dimensional valve shape on the hemodynamics of aortic stenosis: Three-dimensional echocardiographic stereolithography and patient studies. *J Am Coll Cardiol* 2002;40:1479-1486 .
19. Garcia D, Dumesnil JG, Durand LG, Kadem L, Pibarot P. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: Practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:435-442.
20. Danielsen R, Nordrehaug JE, Vik-Mo H. Factors affecting Doppler echocardiographic valve area assessment in aortic stenosis. *Am J Cardiol* 1989;63:1107-1111.
21. Garcia D, Dumesnil JG, Durand LG, Kadem L, Pibarot P. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: Practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:435-442.
22. Levine RA, Schwammenthal E. Stenosis is in the eye of the observer: Impact of pressure recovery on assessing aortic valve area. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:443-445.