Recomendaciones para la evaluación de imágenes de prótesis valvulares. Reporte de la Asociación Europea de Imagen Cardiovascular avalado por la Sociedad China de Ecocardiografía, la Sociedad Interamericana de Ecocardiografía y el Departamento de Imagen Cardiovascular de Brasil

Patrizio Lancellotti^{1,2,} Philippe Pibarot^{3,4}, John Chambers⁵, Thor Edvardsen⁶, Victoria Delgado⁷, Raluca Dulgheru¹, Mauro Pepi⁸, Bernard Cosyns⁹, Mark Dweck¹⁰, Madalina Garbi¹¹, Julien Magne^{12,13}, Koen Nieman^{14,15}, Raphael Rosenhek¹⁶, Anne Bernard^{17,18}, Jorge Lowenstein¹⁹, Marcelo Luiz Campos Vieira^{20,21}, Arnaldo Rabischoffsky²², Rodrigo Hernández Vyhmeister²³, Xiao Zhou²⁴, Yun Zhang²⁵, Jose-Luis Zamorano²⁶, Gilbert Habib^{27,28}

Traducción Maria Laura Plastino, MD. FASE ; Brigitte Pizarro Alvarado, MD; Cristian Toldo, MD Asociación de Ecocardiografía de la Sociedad Interamericana de Cardiología (ECOSIAC)

¹Department of Cardiology, GIGA-Cardiovascular Sciences, University of Liège Hospital, Liège, Belgium; ²Gruppo Villa Maria Care and Research, Anthea Hospital, Bari, Italy; ³Québec Heart & Lung Institute / Institut Universitaire de Cardiology et de Pneumologie de Québec, Quebec, Canada; ⁴Department of Cardiology, Laval University and Canada Research Chair in Valvular Heart Disease, Quebec, Canada; ⁵Guy's and St Thomas' Hospitals, London, UK; ⁶Department of Cardiology, Oslo University Hospital, Rikshospitalet and University of Oslo, Oslo, Norway; ⁷Department of Cardiology, Heart Lung Center Leiden University Medical Center , Leiden The Netherlands; ⁸Centro Cardiologico Monzine, NRCCS, Milan ITALY; ⁹Cardiology, Centrum voor Hart en Vaatziekten, UZ Brussel, Bruxelles, Belgium; ¹⁰BHF/University Centre for Cardiovascular Science, University of Edihourgh, UK; ¹¹KIng's Heal-th Partners, King's College Hospital NHS Foundation Trust, London, UK; ¹²CHU Limoges, Hôpital Dupuytren, Service Cardiologie, Limoges F-87042, France; ¹³INSERM 1094, Faculté de médecine de Limoges, 2, rue Marcland, 87000 Limoges, France; ¹⁴Departments of Cardiology, Jerasmus MC, Rotterdam, The Netherlands; ¹⁶Department of Cardiology, Medical University of Vienna, Vienna, Austria; ¹⁷Cardiology department, CHRU de Tours, F-37000, Tours, France; ¹⁸François Rabelais University, Faculty of medicine, F-37000, Tours, France; ¹⁹Servicio Cardiolagnostico Investigaciones Médicas de Buenos Aires, Argentine; ²⁰Heart Institute (InCor), São Paulo University Medical School, São Paulo, Brazil; ²¹Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, Brazil; ²²Hospital Pro Cardiology, Chinese PLA General Hospital in Beijing, China; ²⁵Shandong University Qilu Hospital in Jinan, Shandong, China; ²⁶University Alcala de Henares. Hospital Ramon y Cajal, Madrid, Spain; ²⁷Aix-Marseille Universit, 13005-Marseille, France.

La disfunción de la válvula cardíaca protésica (VCP) es rara pero potencialmente mortal. Aunque a menudo es desafiante, establecer la causa exacta de la disfunción de la VCP es esencial para determinar la estrategia de tratamiento apropiado. En la práctica clínica, un enfoque global que integra varios parámetros de la morfología y la función de la válvula evaluada con ecocardiografía 2D/3D transtorácica y transesofágica es clave para detectar y cuantificar la disfunción de la VCP apropiadamente. La cinefluoroscopía, la tomografía computarizada multidetector, la resonancia magnética cardíaca, y en menor medida, la imagen nuclear son herramientas complementarias para el diagnóstico y tratamiento de las complicaciones de la VCP. El presente documento contiene recomendaciones para el uso de imágenes multimodales en la evaluación de la VCP.

Palabras clave: ecocardiografía; resonancia magnética cardíaca; cinefluoroscopía; tomografía computarizada; medicina nuclear; válvula cardíaca protésica

*Correspondencia del autor. Tel: +32 4 366 71 94; Fax: +32 4 366 71 95.

E-mail: plancellotti@chu.ulg.ac.be

Endorsado por la Sociedad China de Ecocardiografía, Sociedad Interamericana de Ecocardiografía y Departamento Brasilero de Imagen Cardioavscular

Revisores de documentos EACVI: Nuno Cardim (Portugal), Erwan Donal (Francia), Maurizio Galderisi (Italia), Kristina H Haugaa (Noruega), Philipp A Kaufmann (Suiza), Denisa Muraru (Italia).

Contenido

Introducción	2
Tipos de prótesis valvulares cardíacas	3
Evaluación ecocardiográfica	4
Evaluación Ecocardiográfica 2D	4
Ecocardiografía Doppler	5
Ecocardiografía Doppler color	6
Ecocardiografía 3D	6
Ecocardiografía de estrés	6
Modalidades de imagen adicionales	6
Cinefluoroscopía	6
Tomografía computarizada cardiaca	8
Resonancia magnética cardíaca	8
Cardiología nuclear	8
Características y función de las VCP	9
Características funcionales y morfológicas	9
Movimiento de velos y movilidad del oclusor	9
Sombra acústica	.10
Microburbujas	.11
Eco contraste espontáneo	.11
Filamentos	.11
Características hemodinámicas	.12
Patrones de flujo (Flujos anterógrados) y clicks	.12
Gradientes de presión y área del orificio efectivo	.14
Velocidad y gradientes del flujo transprotésico	.14
Area del orificio efectivo (EOA)	.14
Indice velocidad Doppler (DVI)	.15
Parámetros de dinámica de eyección de flujo	.15
Recuperación de presión y alto gradiente localizado	.17
Regurgitación fisológica (flujo retrógrado)	17
Distunción de VCP	18
Disfunción valvular estructural	.18
Disfuncion valvular no estructural y otras causas	10
de distuncion valvular	.18
Regurgitación patologica de las VCP	.19
Evaluación en imagenes de la distunción de VCP	20
Mismatch protesis paciente	20
Seguimiento y monitoreo	23
Enroque valvular específico	
valvula protesica aortica	
Evaluación basal y estudios seriados	
Evaluación por imagenes	
Moriologia y lunción valvular	.25
Obstrucción adquirida de la protesis dortica	.25
Evaluación integral	.25 20
Evaluación integral	.20 20
Begurgitación aórtica natológica	.20
Evaluación con doppler color	.29
Evaluación integral	31
Válvula protésica mitral	37
Evaluacion basal y estudios seriados	
Evaluación por imágenes	32
Morfología v función valvular	.32
	.32 .32 .33
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral	.32 .32 .33
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler.	32 32 33 33 33
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler Evaluacion integrativa	32 32 33 33 33 33
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler Evaluacion integrativa Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión	32 32 33 33 33 33 34
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler Evaluacion integrativa Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión Regurgitación mitral patológica	32 32 33 33 33 34 35 35
Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler Evaluacion integrativa Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión Regurgitación mitral patológica Evaluación con Doppler color	32 32 33 33 33 34 35 35 35

Evaluación integral	37
Válvula protésica tricúspide	38
Evaluación basal y estudios seriados	38
Evaluación por imágenes	38
Morfología y función valvular	39
Obstrucción adquirida de la prótesis tricúspide	39
Evaluación Doppler	39
Evaluación integral	40
Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión	40
Regurgitación tricuspidea patológica	40
Evaluación con Doppler color	40
Evaluación integral	40
Válvula protésica pulmonar	40
Evaluación basal y estudios seriados	40
Evaluación por imágenes	42
Morfología y función valvular	42
Obstrucción adquirida de la prótesis pulmonar	42
Evaluación Doppler	42
Evaluación integral	43
Regurgitación pulmonar patológica	43
Evaluación con Doppler color	43
Evaluación integral	43
Referencias	43

Introducción

La enfermedad cardíaca valvular afecta a más de 100 millones de personas en todo el mundo y representa un problema cada vez mayor debido a la creciente carga de enfermedad valvular degenerativa con el envejecimiento de la población y de la aún elevada incidencia de cardiopatía reumática en los países en desarrollo (1). En los últimos 50 años se han realizado alrededor de 4 millones de reemplazos de válvula cardíaca protésica (VCP), y éste sigue siendo el único tratamiento definitivo para la mayoría de los pacientes con enfermedad cardíaca valvular grave (2). Se prevé que para el 2050 el número total de reemplazos sea de 850 000 por año (3).

La disfunción de la VCP es rara pero potencialmente mortal. Aunque a menudo es desafiante, establecer la causa exacta de la disfunción de la VCP es esencial para determinar la estrategia de tratamiento apropiado (4,5). En la práctica clínica, un enfoque global que integra varios parámetros de la morfología y la función de la válvula evaluada con ecocardiografía 2D / 3D transtorácica (ETT) y transesofágica (ETE) es clave para detectar y cuantificar la disfunción de la VCP apropiadamente. La cinefluoroscopía, la tomografía computarizada multidetector (TC), la resonancia magnética cardíaca (RMC), y en menor medida, la imagen nuclear son herramientas complementarias para el diagnóstico y tratamiento de las complicaciones de la VCP (4,5). El presente documento contiene recomendaciones para el uso de imágenes multimodales en la evaluación de la VCP.

Tipos de prótesis valvulares cardíacas

Algunos modelos de válvulas han sido retirados del mercado o son implantados sólo en raras ocasiones. Sin embargo, éstos todavía pueden requerir de imágenes, ya sea como rutina o en la sospecha de mal funcionamiento. Las válvulas de reemplazo se agrupan como biológicas o mecánicas (Tabla 1) (6, 7).

Tabla 1. Tipos de Prótesis Valvulares Cardíacas

Biológicas

Con stent Bioprótesis porcina Bioprótesis de pericardio Sin stent Bioprótesis porcina Bioprótesis de pericardio Homoinjerto aórtico Autoinjerto pulmonar (Procedimiento R Sin suturas Transcatéter Mecánicas Bivalva Monodisco basculante

Tabla 2. Diseños y modelos de prótesis valvulares cardíacas biológicas

Válvula de reemplazo porcina con stent

- Hancock standard y Hancock II
- Medtronic Mosaic*

Bola en jaulada

- Carpentier-Edwards standard y suprannauar
- St Jude medical Bicor, **Bioimplant**, Epic
- AorTech Aspire
- Labcor
- Carbomedics Synergy

Válvula porcina sin stent

- St Jude Medical Toronto*
- Medtronic Freestyle
- Cryolife-O'Brien*
- Cryolife-Ross Stentless porcine pulmonary
- Edwards Prima Plus
- AorTech Aspire
- St Jude Biocor
- Labcor
- St Jude Quattro stentless mitral
- Shelhigh Skeletorized Super-Stentless aortic porcine y pulmonic
- Medtronic-Venpro Contegra pulmonary valve conduit

* Indica retirado del mercado

Válvula de reemplazo pericárdica con stent

- Baxter Perimount
- Mitroflow Synergy
- St Jude Biocor pericardia
- St Jude Trifecta
- Labcor pericardial
- Sorin Pericarbon MORE*

Pericárdica

- Sorin Pericarbon
- Sin suturas
- Perceval S (Sorin)
- Edwards Intuity (Edwards
- Lifesciences)
- 3F Enable (ATS Medical) • Trilogy (Arbor Surgical Technologies)

La válvula biológica implantada con mayor frecuencia es una bioprótesis con stent. Éstas se componen de stents de polímero o alambre cubiertos de tela con un anillo de sutura al exterior y la válvula en el interior. La válvula puede ser una válvula porcina completa (Tabla 2) (por ejemplo, Carpentier-Edwards standard o Hancock standard). Sin embargo, hay una barra de músculo en la base de la cúspide coronaria derecha porcina, que puede hacer que sea relativamente obstructiva. Por tanto, esta cúspide puede ser extirpada y reemplazada por una sola cúspide de otro cerdo (por ejemplo, Hancock Modified Orifice) o, más frecuentemente, cada cúspide se puede tomar de tres cerdos diferentes para producir una válvula tricompuesta (por ejemplo, Medtronic Mosaic, St Jude Epic o Carbomedics Sinergy). Las bioprótesis pericárdicas con stent tienen cúspides hechas de pericardio (Tabla 2) o una hoja de corte pericárdico mediante una plantilla y cocidos en el interior del stent o de vez en cuando a la parte exterior del stent (por ejemplo, Mitroflow, Trifecta). Por lo general, el pericardio es bovino, de vez en cuando es porcino y, de forma experimental, a partir de canguros. Las bioprótesis también difieren en el método de preservación de las cúspides de la válvula, el uso de regímenes de anticalcificación y la composición y diseño del stent y anillo de sutura.

Las bioprótesis sin stent suelen consistir en una preparación de aorta porcina. La aorta puede ser relativamente larga (por ejemplo, Medtronic Freestyle) o puede ser esculpida para colocarse debajo de las arterias coronarias (por ejemplo, St Jude Medical Toronto). Algunas son de material tricompuesto (por ejemplo, Cryolife-O'Brien, Biocor) o hecha de pericardio bovino (por ejemplo, Sorin Freedom) (Tabla 2). Los homoinjertos de válvulas consisten en válvulas humanas aórticas u ocasionalmente pulmonares, que suelen ser criopreservadas. Tienen una buena durabilidad si se extrae de manera precoz después de la muerte y no necesitan anticoagulación. Por esta razón en los jóvenes se pueden usar como una alternativa a las válvulas mecánicas . También pueden ser utilizadas como opción en presencia de endocarditis ya que permiten una amplia eliminación de la infección con el reemplazo de la raíz aórtica y de la válvula y la posibilidad de utilizar el tejido adjunto de la valva mitral donante para reparar perforaciones en la base de la valva anterior mitral del receptor. Las válvulas sin stent fueron introducidas para aumentar el área del orificio disponible para el flujo. También se esperaba que la tensión en las cúspides pueda disminuirse dando lugar a una mayor durabilidad y que algunas de las complicaciones relacionadas con el stent, tales como trombosis valvular puedan ser menos frecuentes.

El procedimiento de Ross consiste en sustituir la válvula aótica enferma del paciente por su propia válvula pulmonar (8). Por lo general, se implanta entonces un homoinjerto en la posición pulmonar. Es una operación realizada de manera infrecuente que requiere gran entrenamiento. Está justificada porque la válvula nativa se coloca en el lado sistémico permitiendo una buena durabilidad. Por tanto, es una alternativa en pacientes jóvenes que no desean tomar anticoagulación de manera regular. El autoinjerto puede crecer lo cual lo hace particularmente apropiado para los niños, para reducir la necesidad de repetir las operaciones durante el crecimiento. Es probable que resista la infección mejor que las válvulas que incluyen material no biológico y también se pueden usar de preferencia en pacientes con endocarditis infecciosa.

Las válvulas sin suturas (Tabla 2) se desarrollaron con la esperanza de reducir los tiempos de bypass en pacientes con alto riesgo de cirugía convencional y para facilitar un abordaje mínimamente invasivo (9).

Las válvulas transcatéter son una tecnología relativamente nueva para los pacientes con alto riesgo de reemplazo de válvula convencional o en los que la toracotomía no es factible o apropiada por razones técnicas: por ejemplo, la aorta de porcelana o cuando hay un injerto de mamaria interna izquierda cruzando la línea media (10). Estos son temas de otras guías (11).

Las válvulas mecánicas implantadas con mayor frecuencia son actualmente las válvulas mecánicas bivalvas (Tabla 3). Los diversos diseños difieren en la composición y la pureza del carbono pirolítico, en la forma y el ángulo de apertura de las valvas, el diseño de los pivotes, el tamaño y la forma de la carcasa y el diseño del anillo de sutura. Por ejemplo, la válvula de St Jude Medical tiene una carcasa profunda con pivotes contenidos en bridas, que a veces puede oscurecer las

• 3F-SAVR

valvas en ecocardiografía, mientras que la válvula estándar Carbomedics tiene una carcasa más corta que permite obtener imágenes con mayor claridad de los extremos de las valvas. También se utilizan las válvulas monodisco basculante y de vez en cuando la válvula de bola enjaulada Starr-Edwards.

Tabla 3. Diseños y modelos de prótesis valvulares cardíacas mecánicas

Válvulas de reemplazo mecánico bivalvas

- St Jude medical: standard, HP, Masters y Regent
- Carbomedics: standard, reduced cuff, Optiform, Orbis and supra-annular (Top Hat) Carboseal incluye un injerto aórtico
- Válvulas de reemplazo monodisco basculante • Bjork-Shiley monostrut* • Sorin Monoleaflet Allcarbon • Medtronic-Hall • Omnicarbon • Ultracor Bola enjaulada • Starr-Edwards • Smeloff-Cutter
- On-X

Edwards Tekna

Sorin Bicarbon

Edwards Mira

- Medtronic Advantage
- Jyros

ATS

* Indica retirado del mercado

Estos tipos de válvulas se diferencian principalmente en el sitio de la aorta, por la posición de implantación con respecto al anillo. Las válvulas son intra-anular, parcialmente supra-anular o totalmente supra-anular. Las válvulas parcialmente supra-anulares tienen un anillo de sutura supraanular, pero parte de la carcasa dentro del anillo (por ejemplo, On-X, St Jude HP). Las válvulas totalmente supra-anulares tienen todas las partes de su mecanismo encima del anillo en posición aórtica (por ejemplo, Carbomedics 'Top Hat', Medtronic Mosaic) y ocasionalmente en la posición mitral (por ejemplo, Carbomedics Optiform). La posición supra-anular está diseñada para levantar la válvula protésica por encima del anillo para maximizar el área del orificio disponible para el flujo. El máximo tamaño implantable puede entonces ser limitado por el diámetro de la raíz aórtica o la posición del ostium de la arteria coronaria derecha.

La comparación de los diferentes tipos de válvula es difícil debido a grandes variaciones en cuanto a los tamaños (12). Esto significa que para un anillo de determinado paciente, puede haber grandes diferencias en el tamaño de etiqueta. En un estudio (13) se compara el tamaño de etiqueta de la válvula con un modelo de anillo proporcionado por bloques mecanizados de polipropileno, el diámetro del 'tejido del anillo' varió desde 3,5 mm más pequeño hasta 3,0 mm más grande con respecto al tamaño de la etiqueta.

Evaluación ecocardiográfica

La ecocardiografía 2D y Doppler son esenciales para la evaluación inicial y el seguimiento de pacientes con VCP (14). Aunque dicha evaluación sigue los mismos principios que para las válvulas cardíacas nativas, el examen ecocardiográfico de la VCP es más difícil. En el momento de la ecocardiografía, es imprescindible conocer y documentar: 1) la razón para el estudio de eco; 2) los síntomas del paciente; 3) el tipo y el tamaño de la VCP; 4) la fecha de la cirugía; 5) la presión arterial y la frecuencia cardíaca; 6) la talla, el peso y la superficie corporal del paciente (Tabla 4). El estudio ecocardiográfico integral está indicado en caso de nuevo soplo o síntomas posiblemente relacionados con la VCP. Cuando se obtiene precozmente tras el alta hospitalaria, puede servir para definir las características basales de la VCP ("huella digital").
 Tabla 4. Parámetros esenciales en la evaluación integral de la función de la válvula protésica

	Parámetros
Información clínica	 Fecha del reemplazo valvular. Tipo y tamaño de la válvula protésica. Talla, peso, área de superficie corporal e índice de masa corporal. Síntomas y hallazgos clínicos relacionados. Presión arterial y frecuencia cardíaca.
Imágenes de las válvulas	 Movimiento de las cúspides, valvas u oclusor. Presencia de calcificación o estructuras anormales sobre los diversos componentes de la prótesis. Movimiento e integridad del anillo de sutura valvular.
Evaluación Doppler de la válvula	 Doppler espectral. Velocidad pico y gradiente. Gradiente medio de presión. Señal Doppler de la integral velocidad tiempo (VTI) Índice de velocidad Doppler (DVI) Tiempo de hemipresón en válvulas mitral y tricúspide. Área de orificio efectivo (EOA) Presencia, localización y severidad de la regurgitación.
Otros datos	 Tamaño y función de VI y VD e hipertrofia Tamaño de AI y AD. Enfermedad valvular coexistente. Estimación de la presión de arteria pulmonar.
Cuando están disponibles estudios post operatorios	 Ante sospecha de disfunción de protésis valvular, comparación con parámetros anteriores.

VI : ventrículo izquierdo, VD : ventrículo derecho, AI : aurícula izquierda, AD : aurícula derecha. Adaptado de Zoghbi et al. Referencia 14

Evaluación Ecocardiográfica 2D

previos

La ETT 2D se recomienda como imagen de primera línea en VCP (7,14). Probablemente se necesite un ETE 2D para la evaluación de la estructura de una VCP y las complicaciones asociadas (15). Recomendándose en todos los casos de disfunción de VCP (16, 17).

La imagen ecocardiográfica completa de la VCP incluye el uso de múltiples vistas (vistas convencionales paraesternal y apical en ETT o vistas medioesofágicas de 2-3-4-cámaras, comisural y transgástricas en ETE y vistas fuera del eje) atento a determinar el tipo de prótesis, confirmar la adecuada morfología y movilidad de la valva/oclusor, comprobar la integridad y la estabilidad del anillo de sutura (cualquier movimiento de balanceo), identificar la presencia de calcificación o estructuras anormales en cualquiera de los diversos componentes de la VCP, evaluar el tamaño de las cámaras cardíacas, el espesor de la pared y masa del VI, los índices de función sistólica y diastólica del VI, y la presión sistólica de arteria pulmona (PSAP). En el caso de VCP aórtica, se deben evaluar hallazgos adicionales, tales como la raíz de aorta y aorta ascendente.

Tabla 5. Modalidad	f <mark>abla 5.</mark> Modalidades de imagen : Ventajas y limitaciones			
2D ETT	 Consideraciones técnicas Múltiples vistas Angulación cuidadosa de la sonda (alineamieno) para la visualización precisa del movimiento de los velos 	Ventajas • Pimera línea de imagen • Facilidad de uso • Evaluación de la función del VI y tamaño y presión pulmonar	 Limitaciones Limitada por la ventana acústuca y hábito corporal Sonbra acústica por material protésico Ángulo dependiente en la precisión de datos Doppler 	
2D ETE	 Múltiples vistas Angulación cuidadosa de la sonda (alineamieno) para la visualización precisa del movimiento de los velos 	 Mayor resolución que ETT Proximidad del esófago con el corazón Mejor visaulización del lado auricular de la VCP mitral y la parte posterior de la VCP aórtica Mejor visualización de complicaciones perianulares 	 Sombra acústica por material protésico Ángulo dependiente en la precisión de datos Doppler 	
3D ETE	 Múltiples cortes de planos Modo ángulo estrecho/vistas oblícuas Conjunto de datos de volumen completo Modo Zoom 	 Fácil de usar Excelente imagen espacial Permite visualización de frente (vista quirúrgica) Agrega a imágenes eco 2D 	 Pobre visualización de estructuras cardíacas anteriores Pobre resolución temporal Expulsión de tejido Falta de caracterización de los tejidos Artefactos debido a la orientación oblícua (en lugar de horizontal) de la VCP en posición mitral 	
Cinefluoroscopía	 Proyecciones postero-anterior (0°) y lateral (90°) Proyección'de pefil' (haz paralelo tanto al plano del anillo valvular y al eje de oscilación de discos) Proyección 'face on' (haz paralelo al tracto de salida de la válvula) 	 Fácil de usar Evaluación de la función de la VCP Detección de calcio en los velos 	 No evaluación hemodinámica No hay pistas sobre la etiología de la limitada movilidad valvular 	
TC Cardíaca	 Amplias ventanas de exposición y reconstrucciones multifásicas para la evaluación de la movilidad valvular Planos oblícuos dobles (vistas de eje corto y largo) 	 Conjunto de datos 3D No limitado por hábito corporal Apropiado para patología aórtica Alta sensibilidad para detección de calcificación Permite visualización/diferenciación de trombo y pannus Excelente imagen espacial 	 Exposición a radiación Potencial nefrotoxicidad por contraste Alergias al contraste Artefactos por objetos metálicos 	
RMC	 Secuencias eco T1-weighed spin y eco gradiente (steady-state free- precession y fast gradient echo) Secuencia de contraste de fase 	 Apropiado para patología aórtica (incluso sin contraste) No radiación ionizante Caracterización miocárdica 	 Artefactos por objetos metálicos Información limitada en válvulas protésicas Resolución espacial y temporal limitada 	
lmagen nuclear	 Diferentes marcadores para retratar inflamación, calcificación o metabolismo 	 Extensión de la infección local/actividad metabólica Identifica infección extracardíaca/actividad metabólica 	 Exposición a radiación Información limitada en válvulas protésicas, excepto en endocarditis infecciosa 	

A menudo es necesario la ampliación de imágenes 2D en tiempo real para su óptima visualización, El modo M permite una mejor evaluación de los movimientos de la válvula (evaluación de la rápida apertura y cierre y el grado de excursión del oclusor) con los intervalos de tiempo correspondientes y el reconocimiento de movimientos rápidos. El movimiento del disco protésico se evalúa mejor en la posición mitral, los ángulos de apertura y cierre se pueden identificar en el 77% y el 100% de los pacientes por ETT y ETE respectivamente (18). Por el contrario, en la posición aórtica los ángulos de apertura (no ángulos de cierre) de prótesis monodisco se identifican en sólo el 40% y el 77% de los pacientes por ETT y ETE respectivamente, y para prótesis mecánica bivalva en 13% y 35%, respectivamente (18). Dado que puede ocurrir la disfunción intermitente cíclica o no cíclica de prótesis mecánicas (aumento intermitente en gradientes transprotésicos), se recomienda un examen cuidadoso de los gradientes y el movimiento del disco durante varios latidos consecutivos.

Ecocardiografía Doppler

Los principios de la evaluación de flujo a través de la VCP son similares a los utilizados en la evaluación de la válvula nativa, incluyendo el anáisis de múltiples ventanas y la correcta alineación del haz Doppler con la dirección del flujo (19, 20, 21). Las grabaciones Doppler deben realizarse a una velocidad de barrido de 100 mm/s. Las mediciones se deben tomar sobre 1 a 3 ciclos en ritmo sinusal. En la fibrilación auricular, siempre que sea posible, las mediciones Doppler se deben realizar durante períodos de frecuencia cardíaca fisiológica (65-85 latidos/ min); se recomienda un promedio de 5 ciclos. Para los cálculos de área de orificio efectivo (EOA) de la válvula y el índice de velocidad Doppler (DVI), que requieren mediciones de diferentes ciclos cardíacos, se recomienda coincidir las respectivas longitudes de ciclos de hasta el 10% (14). Las grabaciones Doppler deben obtenerse con una respiración tranquila o en apnea medio-espiratoria. El ETT es el método de elección para grabaciones de señal Doppler. Sin embargo, cuando es técnicamente difícil, se indica ETE.

Ecocardiografía Doppler color

La evaluación Doppler color se debe realizar en múltiples ventanas con ajustes Doppler color apropiados (límite de Nyquist alrededor de 50-60 cm/s). La evaluación Doppler color permite discriminar flujos fisiológicos de patológicos y entre regurgitación intra- y/o para-protésica. Deben ser evaluados el origen y la dirección de los chorros. La localización de la regurgitación periprotésica puede ser difícil y se recomienda el uso de múltiples posiciones del transductor transtorácico, incluyendo vistas fuera de eje, (20). En este sentido, el ETE es a menudo necesario, en particular en válvulas mitral y tricúspide en las que es superior a la ETT. El ETE sigue siendo esencial para la evaluación de la regurgitación paravavular (11,14,15). Los jets de regurgitación podrían ser ocultados por sombra acústica.

Ecocardiografía 3D

La ecocardiografía 3D en tiempo real, particularmente durante el ETE, es adecuada para la evaluación de VCP y proporciona gran ventaja sobre las imágenes 2D (22,23). La visión quirúrgica 3D « en-face » de la válvula es de gran ayuda para determinar la función de la VCP y definir la presencia, el origen, la dirección y la extensión de los chorros de regurgitación (11,24-27). Las fugas (leaks) se definen mediante ecocardiografía 3D como áreas ecogénicas por fuera del anillo de sutura, confirmándose por Doppler color. La ecocardiografía 3D independientemente de la posición permite la mejor visualización de los componentes de la VCP como las valvas, los anillos y los puntales (soporte de material del disco o valvas). Pueden ser evaluados por ecocardiografía 3D la presencia y localización de la formación de trombos, pannus, y dehiscencia de válvula protésica (28-33). Esto es especialmente útil para la evaluación de las válvulas mecánicas mitral y aórtica donde las imágenes 2D son a menudo de mala calidad debido a la sombra acústica. Con imágenes 3D con frecuencia se puede visualizar el lado ventricular de las válvulas mitrales protésicas, lo cual está impedido sistemáticamente con imágenes 2D (27).

Después de localizar el mejor plano para obtener imágenes de la VCP por imágenes 2D estándar, se puede realizar modo de adquisición de ángulo-estrecho, modo de zoom en 3D, adquisición de volumen completo (de uno o varios latidos con regitro ECG) con y sin Doppler color. Una vez que se adquieren los conjuntos de datos en 3D, éstos pueden ser recortados para visualizar de manera óptima las estructuras cardíacas. Por convención, la imagen de la válvula mitral, tal como se ve desde la perspectiva de la aurícula izquierda, se hace girar hasta posicionar la válvula aórtica a las 12 y el apéndice auricular izquierdo a las 9 en punto (11,26). Las 5 en punto se asigna a la comisura entre los senos coronarios izquierdo y no coronariano. Las fugas paravalvulares aórticas se encuentran más comúnmente localizadas entre las cúspides derecha y no coronariana (34).

Hay algunas limitaciones en imágenes 3D como la mala visualización de estructuras cardíacas anteriores, pobre resolución temporal e imágenes subóptimas debido a mal registro en ECG en pacientes con arritmias. Tradicionalmente, el modo de zoom 3D proporciona imágenes de alta resolución espacial a expensas de la resolución temporal con velocidad de cuadro típicamente menor a 10 Hz. Esto puede obstaculizar la capacidad de visualizar las estructuras en movimiento rápido como las vegetaciones y el comportamiento dinámico del anillo

mitral. Debido a la mayor distancia desde la sonda ETE las estructuras cardíacas anteriores tales como las valvas aórticas y tricuspideas, así como estructuras posteriores tales como la valva posterior de la válvula mitral, no pueden ser visualizadas (11,26).

Ecocardiografía de estrés

La ecocardiografía de estrés es una herramienta valiosa para la evaluación de la función hemodinámica de la VCP, especialmente cuando hay discordancia entre el estado sintomático del paciente y la hemodinamia de la VCP (4,5, 11, 35). En los pacientes sin síntomas, o con síntomas leves o equívocos, la modalidad preferida es ejercer la ecocardiografía de estrés. La prueba de ejercicio en bicicleta semi-supina es técnicamente más fácil que la bicicleta en posición vertical o luego de correr en cinta, especialmente cuando en el nivel pico del ejercicio son evaluados varios parámetros de estrés. La ecocardiografía de estrés con dobutamina en dosis bajas (hasta 20 mg/kg/min) puede ser utilizada en pacientes con síntomas moderados o graves, o cuando es imposible una prueba de esfuerzo. Los detalles sobre los protocolos de ecocardiografía de estrés se proporcionan en otra parte (36,37).

Puntos clave

El ETT 2D se recomienda como imagen de primera línea en VCP. El ETT también es el método de elección para grabaciones de señal Doppler. Tanto el ETT como el ETE son necesarios para la evaluación completa en un paciente con sospecha de disfunción de VCP. La ecocardiografía 3D, especialmente con ETE, puede proporcionar información adicional y se utiliza cada vez más. Es esencial obtener imágenes en múltiples vistas y múltiples planos para garantizar la visualización completa de la región valvular y supravalvular. Para examinar el movimiento del disco valvular el ETT y el ETE tienen mayor sensibilidad en la posición mitral que en la aórtica. Para la evaluación de regurgitación de la VCP, el ETE es superior en la posición mitral/tricúspide mientras el ETT es mejor en posición aórtica. El ETE, especialmente cuando se completa con la evaluación 3D, sigue siendo superior para evaluar la regurgitación paravalvular.

Modalidades de imagen adicionales

Cinefluoroscopía

La fluoroscopía es una técnica no invasiva fácil y rápidamente disponible para evaluar VCP mecánicas. Está indicado principalmente en caso de gradientes anormalmente altos. El método permite la correcta identificación del tipo de prótesis implantada y la evaluación de su funcionamiento (38-40). A través de proyecciones adecuadas, se puede evaluar la movilidad de los velos valvulares, el movimiento del anillo valvular o incluso la ruptura y/o migración de las partes de la válvula. Una oscilación o balanceo del anillo basal son indicativos de una amplia dehiscencia de la válvula. Este examen, sin embargo, no permite la evaluación hemodinámica o proporcionar pistas sobre la etiología de movilidad reducida del disco.

Generalmente, el estudio de cinefluoroscopía se lleva a cabo con el paciente en posición supina. La VCP se ve en tres proyecciones principales: a) las proyecciónes postero-anterior (0°) y la lateral (90°) para identificar la orientación 'in situ' de la válvula; b) la proyección 'de perfil' (con el haz radiográfico en paralelo tanto al plano del anillo valvular como al eje de oscilación de los discos), lo que permite el cálculo de los ángulos de apertura y cierre y; c) la proyección 'de cara' (con el haz radiográfico en paralelo al tracto de salida de la válvula) que se utiliza sólo para prótesis mitrales. En todas las vistas, con frecuencia se requieren el posicionamiento cuidadoso del paciente y el uso de angulación cráneo-caudal, debido a la variabilidad en la orientación de la prótesis quirúrgica,. Es de destacar que en la posición aórtica la cinefluoroscopía proporciona una mejor evaluación del movimiento de los discos que la ecocardiografía (41).

Se adquiere una corta película (aproximadamente 10 latidos) de cine-fluoroscopía en cada proyección, desde donde se seleccionan cuadros para evaluar y medir el radio de movimiento del disco. Los ángulos de apertura y cierre se calculan como la distancia entre las 2 valvas en las posiciones totalmente abierta y cerrada (Figura 1A, Panel A y B). Para prótesis monodisco, el ángulo de apertura se define como la distancia entre la carcasa y el disco en la posición completamente abierta, y para prótesis de disco bivalva como la distancia entre las valvas en la posición totalmente abierta (Figura 1B). Este método suele ser factible pese a la pobre radio-opacidad de algunas válvulas mecánicas.

Es de destacar que la detección de calcio en los velos de una válvula tisular es diagnóstico de degeneración, pero no permite la evaluación de su impacto hemodinámico.



Figura 1. (A) Evaluación de los ángulos de cierre (Paneles a y c) y apertura (Paneles b y d) (ángulo formado entre los discos en las posiciones completamente abierta y cerrada), evaluación de las válvulas mecánicas bidisco utilizando cinefluoroscopía (Paneles a y b) y tomografía computarizada cardiaca (Paneles c y d) (ángulo de la valva en relación con el plano del orificio del anillo). (B) Evaluación de los ángulos de apertura (Panel e) y cierre (Panel f) de una válvula mecánica monodisco utilizando cinefluoroscopía.

Tomografía computarizada cardiaca

La TC cardiaca no se lleva a cabo generalmente para evaluación de rutina, sino cuando se sospecha disfunción valvular u otras complicaciones. Puede proporcionar mayor información de la integridad, movilidad y la patología (para) valvular (por ejemplo, endocarditis, dilatación aneurismática u otro compromiso de los tejidos cercanos) (42,43). La TC se puede utilizar como una alternativa a la fluoroscopía para VCP mecánicas en la medición de ángulos de apertura/cierre (Figura 1A, Panel C y D) y podría ser considerada para obtener imágenes de las cúspides de las válvulas biológicas (engrosamiento de velos, visualización de la calcificación o trombos) si el ETE es no concluyente (44-47). La mala coaptación puede ser visible, permitiendo en algunos casos la cuantificación planimétrica del orificio valvular regurgitante. La regurgitación paravalvular puede ser identificada, dependiendo del tamaño del defecto y la radiopacidad del anillo valvular (48,49). Se puede apreciar dehiscencia del anillo por un desplazamiento oscilante del anillo valvular en las reconstrucciones TC dinámicas. La TC puede distinguir trombo de pannus (50-54). Se puede utilizar TC para cuantificar la severidad de la estenosis en una bioprótesis, por planimetría del área del orificio anatómico (área del orificio geométrico, AOG) (45). Las consecuencias morfológicas de disfunción valvular obstructiva o regurgitante pueden ser observadas en forma de dilatación auricular o ventricular o estasis de medio de contraste que sugiere congestión. En preparación para reoperación, la TC cardíaca también puede ser útil para evaluar el estado de las coronarias o la permeabilidad de los puentes, especialmente en pacientes jóvenes con enfermedad cardíaca valvular no degenerativa (55,56). Para evitar un traumatismo no intencional durante la esternotomía, la TC puede evaluar el espacio entre el esternón y el ventrículo derecho. Aunque poco frecuente, puede ocurrir pinzamiento o lesión de la arteria coronaria circunfleja izquierda, debido a su proximidad al anillo, y puede ser evaluado por angiografía por TC (57).

Utilizando la adquisición sincronizada al ECG o la reconstrucción de datos de imágenes casi libres de movimiento (dependiendo de la resolución temporal) con una resolución espacial isotrópica sub-milimétrica se puede adquirir y reconstruir en cualquier plano transversal imaginario. Si los datos se adquieren durante todo el ciclo cardíaco, las imágenes pueden ser reconstruidas representando las fases cardíacas consecutivas, lo que permite posteriormente la evaluación del desplazamiento estructural. Contrario a la ecocardiografía en tiempo real, las reconstrucciones TC dinámicas (repetidamente) exhiben sólo un único ciclo cardíaco. La evaluación dinámica de las válvulas mecánicas radiopacas no requiere la invección de medio de contraste, similar a la cinefluoroscopía. De manera similar a la angiografía TC coronaria, puede ser utilizada la modulación farmacológica de la frecuencia cardíaca (58). La VCP se visualiza mejor en las posiciones totalmente abierta o cerrada. Los ángulos nominales de apertura dependen del tipo de VCP, y a veces también de su localización de implante (Tabla 6) (6,49-51, 59). La obtención de imágenes con contraste de válvulas del lado derecho, en particular la válvula tricúspide es complicada por la opacificación no homogénea cuando el contraste llega selectivamente desde la vena cava superior. O bien la imagen se adquiere durante la recirculación, o el contraste se inyecta en tiempo y proporción apropiada de forma simultánea a través de un vaso de extremidad superior e inferior para mejorar la homogeneidad del contraste en el lado derecho del corazón.

Las desventajas de TC cardiaca son el uso de medio de contraste yodado y la necesidad de radiación ionizante. Dependiendo del tipo de escáner, el protocolo de exploración seleccionado y el requerimiento para imágenes simples o multifásicas, la dosis de radiación varía entre aproximadamente 1 y 20 mSv (60). La TC cardiaca se limita aún más por su incapacidad para evaluar el flujo y la hemodinámica. La presencia de material de compresa adyacente al anillo valvular también puede ser mal interpretado como regurgitación, aunque la densidad es a menudo ligeramente superior al realce de contraste sanquíneo (61).

Resonancia magnética cardíaca

La RMC ha demostrado ser segura en pacientes con VCP, en guienes es utilizada comúnmente para evaluar patología aórtica concomitante (62). La RMC es una técnica excelente para la evaluación volumétrica de las cámaras cardíacas y flujos y puede ser de valor para evaluar la función de la propia VCP, especialmente como un método complementario cuando el ETT es no diagnóstico y el ETE es indeseable (63-66). La RMC puede por lo tanto ser usada para el análisis de la válvula utilizando la secuencia steady state free precession (SSFP), que discrimina precisamente la sangre del tejido (67). El flujo turbulento a través de un orificio regurgitante es fácilmente visible con SSFP (visualización de vacíos de señal debido al giro desfasado de protones en movimiento) (63,64). La anatomía de la VCP puede ser captada mediante adquisición de vistas en eje corto estándar, eje largo de 2, 3 y 4 cámaras en combinación con cines en eje largo oblicuo ortogonal a la línea de coaptación (68). Se puede identificar la restricción en el movimiento de velos. El área de orificio geométrico también se puede medir en válvulas biológicas (69). Ningún estudio ha informado sobre la evaluación de pannus o trombo mediante RMC. En algunas circunstancias, la evaluación del área del orificio regurgitante anatómico por planimetría en una toma paralela al plano valvular y perpendicular al chorro regurgitante es factible usando la secuencia SSFP en RMC (70). Además, también pueden ser obtenidos el flujo sanguíneo y la velocidad mediante mapeo de velocidad de contraste de fase (71-73). La RMC es, pues, una herramienta útil para la evaluación de la regurgitación, especialmente en el seguimiento de las válvulas de reemplazo pulmonares. A pesar de que su valor se ha demostrado cada vez más para la cuantificación de regurgitación en válvulas nativas y, en menor grado después de la implantación de válvula aórtica transcatéter, hay datos muy limitados en pacientes con VCP implantadas quirúrgicamente. La RMC también puede potencialmente demostrar patrones de flujo asimétrico anormales en la obstrucción VCP aunque las mediciones de ángulo valvares pueden no ser siempre posibles. La RMC con realce tardío de gadolinio (imágenes obtenidas 10-20 minutos después de la inyección de contraste) es ampliamente utilizada para evaluar fibrosis cardiaca en varias cardiomiopatías (74). En los pacientes con PCV, la RMC podría servir para evaluar el impacto de la sustitución valvular en la estructura del miocardio. Hasta la fecha, en las válvulas cardíacas que han sido estudiadas, no se ha demostrado alcanzar niveles sustanciales de calefacción relacionado con la RMC (75-77). Por otra parte, aunque la RMC proporciona información sobre las velocidades y patrones de flujo relacionados con la VCP, se requieren más estudios para proporcionar valores de referencia de diagnóstico y permitir la discriminación de las condiciones normales de las patológicas.

Cardiología nuclear

El uso de técnicas de imagen nuclear en la evaluación de VCP es limitado. Sin embargo interés reciente ha rodeado el uso 18F-fluorodeoxiglucosa tomografía por emisión de positrones (PET) en la detección de endocarditis de VCP (78), que no es el alcance del presente documento. Otros estudios recientes sugieren que la 18F-fluoruro de sodio PET/TC es capaz de identificar la calcificación del tejido activo y predecir progresión de enfermedad en pacientes con estenosis aórtica nativa (79). Se necesitan más estudios para determinar si esta técnica sería capaz de identificar la mineralización activa de los tejidos de válvulas bioprotésicas y por lo tanto predecir el riesgo de degeneración de la estructura valvular.

Tabla 6: Válvulas mecánicas: Ángulos de apertura y opacificación

	Materiales protésicos		Abierta (Grados)	Cerrada (Grados)
	Carcasa	Oclusor		
Válvulas de Bola Enjaulada				
Starr-Edwards	Jaula con tres (aórtica) o cuatro puntales (mitral) de aleación cobalto-cromo	Goma de silicona	N/A	N/A
Válvulas de disco oscilante				
Björk-Shiley	Aleación cobalto-cromo	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito con marcador radiopaco de tantalio	60 (<1981) 70 (>1981)	0
Medtronic-Hall	Aleación de titanio	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	75 (aórtica) 70 (mitral)	0
Omniscience	Aleación de titanio	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	80	12
Omnicarbon	Carbón pirolítico sobre sustrato de graffito	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	80	12
Sorin Allcarbon	Áleación cobalto-cromo recubierto con una fina capa de carbon pirolítico	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	60	0
Válvulas bivalve		5 5 5		
ATS Medical	Carbón pirolítico sobre sustrato de grafito con banda metálica	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	85	25
Carbomedics	Carbón pirolítico sólido con banda metálica anular rígida de titanio	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	78-80	15
Edwards Tekna (previously Duromedics)	Carbón pirolítico sólido con anillo rígido de titanio	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	73-77	15
St. Jude Medical	Carbón pirolítico sobre sustrato de grafito con banda metálica	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	85	30 (19-25 mm) 25 (27-31 mm)
On-X	Carbón pirolítico con sustrato de grafito con bandas de aleación de titanio	Carbón pirolítico puro sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	85-90	40
Bicarbon	Aleación cobalto-cromo recubierto con una fina capa de carbon pirolítico	Silicio aleado de carbon pirolítico sobre sustrato de grafito cargado de tungsteno	80	20

Ángulos valvares en relación con el plano del orificio anular como el proporcionado por los fabricantes. Tenga en cuenta que los ángulos se miden utilizando el mismo enfoque mediante tomografía computarizada cardíaca. Por el contrario, en cinefluoroscopía, los ángulos de apertura y cierre en las VCP bivalvas se definen como el ángulo entre los discos en las posiciones totalmente abierta y cerrada, respectivamente. Esto significa que el ángulo de apertura es el ángulo entre los 2 discos (generalmente menos que 30 ° y en la mayoría de las válvulas <20°). El ángulo de cierre es por lo general >120-130°.

Puntos clave:

Las técnicas de imagen diferentes a la ecocardiografía generalmente no se llevan a cabo para la evaluación rutinaria de VCP, sino más bien cuando se sospecha disfunción valvular u otras complicaciones. Pueden proporcionar mayor información de la integridad valvular y la patología valvular/paravalvular. La cinefluoroscopía tiene un papel complementario en la evaluación de la movilidad del disco de las VCP mecánicas y la estructura de anillo valvular.La TC cardiaca es también una importante técnica de imagen adyuvante que permite la visualización de la calcificación y cambios degenerativos de prótesis biológicas, formación de pannus, presencia de trombo, y la evaluación del movimiento de oclusores en las válvulas mecánicas. El uso de RMC aún no es una práctica rutinaria, pero está incrementándose. La imagen nuclear actualmente tiene una aplicación muy limitada en la evaluación de VCP mas alla que en el marco de sospecha de endocarditis infecciosa.

Características y función de las VCP

Características funcionales y morfológicas

Movimiento de velos y movilidad del oclusor

Las VCP mecánicas tienen patrones específicos de ecos que pueden ayudar a identificar el tipo de prótesis (7,14,80-82). En VCP normales, el movimiento es rápido y consistente con cada latido. Los ángulos de apertura nominales dependen del tipo de VCP, y a veces también de su localización (Tabla 6) (39,40,49-51,59).

Una válvula mecánica de bola enjaulada muestra una jaula y el eco en movimiento de la bola en el lado ventricular. En eco 2D, los puntales metálicos proporcionan ecos muy reflectantes. Por el contrario, la superficie proximal de la válvula proporciona ecos menos intensos. En tiempo real, el cabezal se mueve hacia adelante y hacia atrás en la jaula. Para una válvula de reemplazo en la posición mitral, el cabezal está situado en el anillo de sutura en sístole. En modo M, la jaula, el anillo de sutura, y la bola proporcionan cuatro ecos distintos.

Se puede ver un simple movimiento de eco hacia arriba y hacia abajo en el lado ventricular con la válvula disco oscilante (monovalva). El ángulo de apertura del disco en relación con el anillo valvular se extiende de 60 a 80 grados resultando en dos orificios de diferente



Figura 2. Válvula mecánica en posición mitral: apariencia normal. Apariencia ecocardiografía transesofágica (ETE) 2D y 3D de una válvula mecánica funcionando normalmente en posición mitral. (A-D) 2D y 3D así como flujo color en 2D y 3D de una válvula mecánica bidisco en posición abierta desde la perspectiva atrial. Notar los dos orificios semicirculares laterales y el orificio central como hendidura, ambos visibles en ETE 2D y 3D. Notar el flujo doppler color anterógrado normal y la aceleración de flujo a nivel de los tres orificios en ETE 2D (B). (E-H) 2D y 3D así como flujo color en 2D y 3D de una válvula mecánica bidisco en posición cerrada desde la perspectiva atrial. Notar la apariencia normal del flujo doppler color retrógrado mostrando los" jets de lavado" fisiológicos para este tipo de prótesis en imagen de flujo color en 2D (F) y 3D (H). Tomografía computarizada cardiaca con reconstrucción volumétrica de una válvula bidisco desde la perspectiva atrial (abierta, I) y ventricular (cerrada, J).

tamaño. En el modo M, la apertura de la válvula forma un eco intenso con múltiples reverberaciones.

Se puede visualizar dos discos separados en la VCP bivalva; se abren y cierran casi en sincronía. El ángulo de apertura de las valvas con respecto al plano del anillo varía de 75 a 90 grados, con la válvula abierta consta de tres orificios: uno orificio central pequeño, como hendidura entre las valvas, y lateralmente dos orificios semi-circulares más grandes (Figura 2).

Las válvulas biológicas tienen una estructura trivalva, que normalmente aparece fina (1-2mm) con movimiento sin restricciones y sin evidencia de prolapso (1,7,9,83). Sus apariciones en 2D y modo M revelan una apertura en forma de caja en sístole en la posición aórtica y en la diástole en la posición mitral o tricuspídea, similar a la de las válvulas nativas. El anillo de sutura y los puntales sin embargo (los 3 puntales se muestran en la vista de eje corto en la Figura 3) son más ecogénicos, y pueden limitar la visualización de las valvas (Figura 3, Panel A y B). Las bioprótesis aórticas sin stent o los homoinjertos aórticos tienen una apariencia similar a la de las válvulas aórticas nativas, a excepción de un aumento de espesor en el tracto de salida del VI y la aorta ascendente. Precozmente después de la implantación, una válvula sin stent insertada como una inclusión puede estar rodeada de hematoma y edema. Las suturas se definen como ecos lineales, gruesos, brillantes, múltiples, espaciados uniformemente, generalmente inmóviles, vistos en la periferia del anillo de sutura de una VCP; pueden ser móviles cuando están libres o son inusualmente largas. El aspecto 3D de la válvula biológica, en cualquier posición anatómica, es siempre similar a la apariencia de una válvula aórtica nativa, con 3 cúspides, con el diámetro mayor cuando se utiliza en posición mitral o tricuspídea y con el diámetro más pequeño cuando se utiliza en posición aórtica o pulmonar.

Sombra acústica

Los materiales protésicos, particularmente en modelos mecánicos, causan numerosos artefactos de ultrasonido, incluyendo sombra acústica, reverberaciones, refracción, y artefactos en espejo (Figura 4, Panel A a E) (14,84). A menudo, esto afecta la calidad de imagen y es aún más pronunciada en el caso de dobles VCP. Se deben utilizar múltiples vistas y a veces fuera del eje para superar estos problemas e interrogar las áreas alrededor de las prótesis. Las válvulas son generalmente mejor visualizadas con ajustes de ganancia más bajos.

En general, el lado auricular derecha/izquierda (AD/AI) de una válvula protésica mitral/tricuspídea es oscurecida por la sombra acústica desde el enfoque del ETT, lo que resulta en una baja sensibilidad para la detección de regurgitación protésica mitral o tricuspídea (RM, RT), trombo, pannus, o vegetación (Figura 5, Panel A y B). El ETE ofrece imágenes de calidad superior del lado auricular AD/AI de las prótesis mitral/tricuspídea (Figura 5, Panel C y D). En la posición aórtica, la cara posterior de la válvula aparece con sombra en ETT (Figura 4, Panel A), mientras que la cara anterior de la válvula esta ensombrecida en el ETE (Figura 4, Panel C a E) (85,86).

Para válvulas con stent, el haz de ultrasonidos debe alinearse cuidadosamente paralelo al flujo para evitar los efectos de sombra de los stents y anillo de sutura (87).

Los artefactos creados por válvulas mecánicas son diferentes para TC cardíaca en comparación con la ecocardiografía o RMC. El volumen parcial combinado con efectos de interpolación creados durante la reconstrucción de imágenes provoca estructuras metálicas (recubiertas) que aparecen más grandes (artefacto hiperdenso, radiante y de rasgo brillante), mientras que los efectos de endurecimiento de haz crean sombras oscuras (artefacto hipodenso). Estos artefactos son más graves durante las fases del desplazamiento rápido (31,36,40). Las válvulas con anillos de cobalto-cromo (válvula Björk-Shiley) sufren artefactos más graves de endurecimiento de haz. La activación prospectiva del ECG puede reducir artefactos inducidos por VCP en comparación con activación ECG retrospectiva.

Las VCP también producen artefactos con pérdida de señal RMC relacionadas con la distorsión del campo magnético por el soporte metálico de las válvulas mecánicas (75). Los artefactos son menores con la válvula biológica. Los artefactos son más pronunciados con cines eco-gradiente y menos en imágenes con eco-giro(65).



Figura 3. Bioprótesis: apariencia normal. Apariencia ecocardiográfica 2D y 3D transtorácica (ETT) y transesofágica (ETE) de válvulas de reemplazo bioprotésicas. (A) Apariencia por ETT 2D de una bioprótesis normal en posición mitral; el cuadro en el que las valvas se juntan se comporta como un fuerte eco reflector produciendo sombra acústica (flechas blancas). Sin embargo, este fenómeno es de menor magnitud comparado con las válvulas mecánicas. Los lados ventricular y auricular de una de las valvas están muy bien delineados (flechas rojas). (B) Apariencia por ETE 2D a 120° de una bioprótesis normal en posición aórtica vista en diástole: el cuadro de la válvula es bien visto debido a escasa sombra acústica; los lados aórtico y ventricular de dos de las valvas son claramente vistos desde eje largo. (C) Apariencia por ETE 2D a 45° de una bioprótesos normal en posición aórtica, vista en diástole, desde el lado aórtico. Los tres pilares del marco metálico en el que las valvas están montadas se ven en horas 1, 5 y 10 en punto (flechas), así como las líneas de coaptación de las valvas. (D) Misma imagen que en C pero desde vista 3D. (E) Aspecto auricular de una válvula bioprotésica normal en posición mitral en diástole desde vista 3D. Se observa en detalle el anillo de la prótesis así como la superficie auricular de las tres valvas en sístole.

Microburbujas

Las microburbujas se caracterizan por una corriente discontinua de ecos transitorios redondeados, fuertemente ecogénicos, de movimiento rápido (88). Las microburbujas se producen en la zona de entrada de la válvula cuando la velocidad del flujo y la presión caen repentinamente en el momento del cierre valvular protésico, pero también pueden ser vistos durante la apertura valvular. La potencial cavitación está probablemente relacionado con el diseño de la válvula, el material de oclusión, y la velocidad del cierre valvar (89). Las microburbujas son comunes en la posición mitral (Figura 6, Panel A). Éstas son probablemente debidas a la desgasificación del dióxido de carbono y vinculados a la hipercoagulabilidad de la sangre cerca a la válvula, aunque de dudosa significancia. Ellas pueden estar en el origen de las señales transitorias de alta intensidad en la circulación cerebral, que pueden ser detectada usando examen Doppler transcraneal de la arteria cerebral media (90). Ellas pueden ser observadas en ambas VCP mecánicas normales y disfuncionales. No se encuentran microburbujas en las válvulas bioprotésicas.

Eco contraste espontáneo

El ecocontraste espontáneo (SEC) se define como ecos de humo (84). La prevalencia del SEC es 7% a 53%. El SEC es causado por aumento de la agregación de glóbulos rojos que se produce en flujo lento (por ejemplo, bajo gasto cardíaco, dilatación severa AI, fibrilación auricular, obstrucción patológica de una prótesis mitral).

Filamentos

Los filamentos son estructuras delgadas, ligeramente ecogénicas, de varios milímetros de largo (a menudo <1 mm de espesor y >2 mm hasta 30mm de longitud) y se mueven independientemente de la VCP (Figura 6, Panel B) (91-93). A menudo son visibles de forma intermitente durante el ciclo cardiaco, pero se repiten en el mismo sitio.



Figura 4. Válvula mecánica en posición aórtica: apariencia normal. Sombra acústica y reverberaciones vistas con ecocardiografía 2D transtorácica y transesofágica cuando se observa una válvula mecánica en posición aórtica dependiendo de la vista acústica utilizada (A-E, flechas amarillas). (F) Señal doppler de onda contínua (CWD) mostrando los clics de apertura y cierre (flechas blancas) de una válvula aórtica funcionando normalmente, una velocidad pico temprano y un gradiente normal de presión pico y medio a través de la prótesis. (G) Modo M mostrando apertura y cierre normal de los discos.

Se localizan generalmente en el lado de entrada de la VCP (es decir, el lado auricular de una prótesis mitral o el lado ventricular de una prótesis aórtica). Se pueden observar en ambas VCP mecánicas y biológicas. Los filamentos asociados a válvula protésica pueden tener múltiples causas; pueden tener una composición fibrinosa o de colágeno. Los filamentos se han encontrado más comúnmente en pacientes sometidos a ETE para la evaluación de fuente embolígena que en los pacientes examinados por otros motivos (93). Aunque esta asociación puede implicar un potencial embólico, su significado e implicancia terapéutica no están claros.

Puntos clave.

Las VCP mecánicas tienen patrones específicos de ecos que pueden ayudar a identificar el tipo de prótesis. La evaluación ecocardiográfica de la VCP puede estar limitada por el efecto de sombreado en particular para la prótesis mitral desde el enfoque del ETT y parcialmente para la prótesis aórtica desde las vistas de ETE.

Características hemodinámicas

Todas las VCP mecánicas con funcionamiento normal causan cierto grado de obstrucción al flujo sanguíneo, reflujo de cierre (necesario para cerrar la válvula), y reflujo de fuga (después del cierre valvular) (87,94).

Patrones de flujo (Flujos anterógrados) y clicks

El flujo de sangre a través de las VCP que funcionan normalmente se diferencia del flujo a través de las válvulas nativas. El patrón de flujo anterógrado es único para cada válvula y depende de la forma y el número de orificios a través del cual ocurre el flujo hacia adelante (7,14, 80-82,94-96). A menudo se pueden observar perfiles de espectro Doppler de doble cubierta en VCP mecánica. Registros de espectro Doppler del flujo de la VCP también incluyen señales de gran velocidad, breves, intensas, denominados clicks debido a la apertura y cierre del mecanismo oclusor (Figura 4, Panel F y la Figura 5, Panel E). El mapa de color debe llenar completamente el orificio en todas las vistas (Figura 2, Panel B).

En el ajuste de una válvula monodisco, el orificio grande prinicpal (jet semicircular en sección transversal) puede crear un jet denso y típicamente de menor velocidad saliendo del gran orificio, y un jet débil (podría ser también 2 o 3 chorros, dependiendo del número de puntales), con mayor velocidad desde el orificio menor.

Del mismo modo, las válvulas mecánicas bivalvas generan un jet denso, de menor velocidad que surge de los dos orificios laterales, con un jet débil de mayor velocidad que surge desde el orificio central. (Figura 2, Panel F). Así tres jets separados caracterizan el patrón de flujo transvalvular anterógrado (Figura 2, Panel B).

Con las VCP de bola enjaulada, los flujos de sangre van alrededor de toda la circunferencia de la bola y da dos jets laterales curvos y una gran estela en la parte central.

Con bioprótesis, se observa un patrón de flujo anterógrado central único.



Figura 5. Válvula mecánica en posición mitral: apariencia normal. Sombra acústica y reverberaciones vistas con ecocardiografía 2D transtorácica y transesofágica cuando se observa una válvula mecánica en posición mitral dependiendo de la vista acústica utilizada (A y B, sombra acústica y reverberaciones en el lado auricular (LA) vs C y D en el lado ventricular (LV)). (F) Señal doppler de onda pulsada (PWD) mostrando los clics de apertura y cierre (flechas blancas) de una válvula mitral con función normal. Modo M mostrando apertura y cierre normal de los discos.



Figura 6. Válvula mecánica en posición mitral: cavitación y filamentos. (A) Cavitación (flecha amarilla) dentro de la cavidad ventricular izquierda en relación con la presencia de una válvula mecánica en posición mitral, vista desde la proyección transtorácica apical. (B) Filamentos de fibrina (flecha naranja) vistos como finas masas filamentosas adheridas al lado auricular de una válvula mecánica en posición mitral vista desde proyección transesofágica.

Gradientes de presión y área del orificio efectivo

El rendimiento hemodinámico de la mayoría de las VCP es inferior al de la válvula nativa normal (7,12-14,96,97). Por lo tanto, la VCP a menudo causa algún grado de obstrucción al flujo sanguíneo, que puede variar dependiendo del modelo y tamaño de la prótesis, así como del tamaño del cuerpo del paciente (2,14). Los parámetros cuantitativos de la función VCP incluyen velocidad de flujo trans protésica (señal de velocidad más alta en VCP) y gradientes de presión, orificio regurgitante efectivo (EOA) y el índice de velocidad Doppler (DVI) (Tablas 1 y 2).

Velocidad y gradientes del flujo transprotésico

La ecocardiografía Doppler utiliza la relación definida por la ecuación de Bernoulli entre la velocidad y la presión, para calcular gradientes (98). Con la ecuación de Bernoulli, la diferencia de presión a través de un orificio restrictivo se define como:

$$\Delta P = P1 - P2 = 4(V_2^2 - V_1^2)$$

donde P1 y V1 son la presión y la velocidad, proximal al orificio restrictivo; y P2 y V2 son la presión y la velocidad, distal al orificio. La diferencia entre las presiones pico es el gradiente pico instantáneo, y la diferencia media en la duración del flujo es el gradiente medio. A partir de que V2 >> V1 y la fricción viciosa se ignora, el balance de energía a través del orificio se simplifica a:

$$\Delta P = 4(V_2^2)$$

que es la ecuación de Bernoulli simplificada utilizada para traducir la velocidad de la ecocardiografía en una caída de presión. Sin embargo, especialmente en bioprótesis normofuncionantes, los valores V2 puede ser bajos (a menudo <2m/s), por lo que el uso de la ecuación de Bernoulli simplificada (ajuste predeterminado en la máguina de eco) puede causar sobreestimación significativa de los gradientes de presión (99). Esta sobreestimación tal vez insignificante en VCP obstructivas (a menudo observados con válvulas mecánicas) con altos valores de V2 (de +3 a +5%), pero tal vez sea clínicamente significativa en bioprótesis normofuncionante (de +13 a +19%) (99). En estas situaciones, la estimación del gradiente de presión se determina con mayor precisión mediante la integración de la velocidad proximal a la prótesis en la ecuación de Bernoulli ($\Delta P = 4$ (V22-V12)). La velocidad pico a través de la prótesis está en cierta medida relacionada con el tamaño de la válvula teniendo las prótesis pequeñas velocidades más altas, pero ya que las velocidades son determinadas por el gasto cardíaco y la resistencia vascular sistémica puede haber superposición entre los diferentes tamaños de válvula de un tipo particular de prótesis (7). En los pacientes con prótesis aórtica y alto gasto cardíaco o con tracto de salida del VI (TSVI) estrecho, la velocidad proximal a la prótesis puede ser elevada y por lo tanto no es despreciable (velocidad proximal >1,5 m/s) (101,102).

Debido a los riesgos inherentes relacionados con cruzar una válvula protésica con un catéter, la evaluación invasiva de la hemodinámica de válvulas protésicas es muy poco utilizada. En general, hay una buena correlación entre los gradientes de presión pico y medio determinados de forma invasiva y no invasiva (14,100-103). Sin embargo, si hay recuperación de presión significativa, como en pacientes con aorta pequeña, los gradientes de presión medidos por cateterización del corazón izquierdo son menores que los medidos por ecocardiografía Doppler. El gradiente de presión pico a pico medido por catéter es sustancialmente menor que el gradiente pico instantáneo medido por catéter o Doppler. Dado que los picos de presión aórtica y VI no se producen al mismo tiempo, el gradiente de presión pico a pico no tiene ningún significado fisiológico (19,95). Además, está muy influenciado por la compliance de la aorta. Por lo tanto, este parámetro no debe utilizarse para la evaluación de válvulas aórticas nativas o protésicas. Se puede observar la subestimación de los gradientes en presencia de: 1) falla en la alineación de haz Doppler paralelo con el

chorro de velocidad más alta (ángulo ideal <20 grados), 2) cualquier estado de bajo flujo (los gradientes son conocidos por ser sensibles al flujo), 3) elevada presión arterial sistémica. Se puede observar sobreestimación de los gradientes en presencia de: 1) cualquier estado de alto flujo, 2) confundir la señal de flujo RM con la señal de flujo transaórtico (RM comienza antes y dura más que el flujo aórtico), 3) corrección del ángulo del interrogación Doppler en relación con la dirección del flujo sanguíneo (esto no es recomendable), 4) el fenómeno de recuperación de presión (gradiente Doppler sustancialmente mayor que la gradiente de presión determinada de forma invasiva, especialmente en pacientes con aorta pequeña).

Área del orificio efectivo (EOA)

El EOA no es el mismo parámetro que el área del orificio geométrico (GOA) (el área interna de la válvula teóricamente disponible para el paso de la corriente sanguínea) (104). El EOA es siempre menor y describe el área funcional (105). El EOA de hecho corresponde a la zona más pequeña del chorro que pasa a través de la prótesis a medida que sale de la válvula (vena contracta). Tanto la forma de la entrada y el tamaño del orificio afectan la relación entre GOA y EOA (coeficiente de contracción de flujo). Clínicamente, el coeficiente de contracción varía desde 0,90 hasta 0,71, lo que puede resultar en hasta una diferencia de 29% entre el EOA y GOA (106). El GOA teórico puede calcularse a partir del diámetro del orificio interno de la prótesis con stent proporcionada por los fabricantes de válvulas. En válvulas biológicas, el GOA se puede medir por planimetría desde ecocardiografía, TAC o imágenes RMC (46,65). El GOA teórico sobreestima groseramente el GOA por planimetría porque se asume que toda el área interna de la prótesis con stent está disponible para el flujo de sangre, que no es el caso. Los velos de la válvula de hecho ocupan una proporción sustancial del orificio del stent. Por otra parte, el GOA por planimetría sobreestima el EOA debido al fenómeno de la contracción del flujo descrito anteriormente (45,65). Es importante subrayar que, desde el punto de vista fisiopatológico, los gradientes de presión transvalvular se determinan esencialmente por el EOA (107). Por lo tanto, los gradientes se correlacionan mejor con EOA que con GOA.

El EOA de la válvula protésica es menos dependiente de flujo que la velocidad o gradiente transprotésico, y por lo tanto es a menudo un mejor índice de rendimiento hemodinámico intrínseco de la válvula (Tablas 1 y 2) (19). Sin embargo, este parámetro es más propenso a dificultades técnicas y errores de medición. Para ambas prótesis valvulares aórticas y mitrales, el EOA debe calcularse por el método de la ecuación de continuidad con el volumen sistólico medido en el TSVI o raramente el tracto de salida del ventrículo derecho área (TSVD) (Figura 7 y 8) (103, 108 109). EOA es un reflejo del área de sección transversal (CSA) mínima del chorro de flujo trans protésico (la vena contracta) y se calcula así:

$$EOA = CSA \times VTI_{LVOT} / VTI_{PrV}$$
$$= 0.785 \times (D_{LVOT})^2 \times VTI_{LVOT} / VTI_{PrV}$$

$$EOA = \frac{Stroke volume}{VTI_{PrV}}$$



Figura 7. Cálculo del área de orificio efectivo (EOA) de prótesis aórtica utilizando ecuación de continuidad. El diámetro del TSVI es medido en mesosístole desde la vista paraesternal eje largo en modo zoom, de borde interno a borde interno (A). El área de sección transversal (CSA) del TSVI es calculado a partir del diámetro del TSVI asumiendo que es circular (CSA= $\pi \times d2$ TSVI/4). El volumen sistólico a través de la prótesis es calculado multiplicando el CSA del TSVI por la integral tiempo velocidad (VTI) del TSVI (B). El EOA de la prótesis es entonces calculada dividiendo el volumen sistólico entre el VTIPrV del flujo trans protésico obtenido con doppler de onda continua (C).

donde el VTITSVI es la integral velocidad tiempo del flujo sanguíneo en el TSVI medida con Doppler pulsado (PW) en el TSVI justo proximal a la válvula aórtica (vistas apicales) o rara vez la válvula pulmonar (eje corto); y la VTIPrV es la integral velocidad tiempo a través de la válvula protésica determinado por Doppler continuo (CW). El sitio pulmonar para calcular el volumen sistólico se utiliza muy poco, pero es útil si el TSVI no puede ser evaluado (19).

El método de continuidad requiere que la velocidad utilizada para el cálculo del volumen sistólico sea la velocidad media espacial, que se obtiene moviendo el volumen de la muestra 0,5 a 1,0 cm de distancia del anillo de sutura protésico hacia el ápice VI (19). El principio es que el diámetro del TSVI y la velocidad se derivan de casi la misma localización anatómica. La posición de volumen de muestra es óptima si la señal contiene un buen borde espectral y el click de cierre de la prótesis (en caso de prótesis aórtica). El VTI se obtiene trazando el contorno de la señal de flujo Doppler. La velocidad pico puede utilizarse en lugar de la VTI en la ecuación de continuidad (19). El VTIPrV se registra desde la misma posición del transductor (vistas apical 5 o 3 cámaras, paraesternal derecha o supraesternal mediante ETT o en la posición transgástrica de 90° a 120° o transgástrica profunda "vista invertida" de 0° a 20° con ETE). La medición del diámetro del TSVI (vista magnificada del eje largo paraesternal con ETT o vista a 120° con ETE) es a menudo un reto en presencia de una prótesis aórtica debido a las reverberaciones y la sombra causada por los componentes de la prótesis. Se debe prestar particular atención para no confundir el borde interno del stent/anillo protésico con el borde interno del TSVI. Cualquier error en la medición del diámetro del TSVI será elevado al cuadrado en el cálculo del EOA. Para un diámetro del TSVI de 2,0 cm, un error del 10% en la medición (1,8 cm) resulta en un error del 19% en EOA calculado. Es importante hacer hincapié en que la sustitución del diámetro del TSVI por el tamaño de prótesis de etiqueta en la ecuación de continuidad no es un método válido para determinar el EOA de prótesis aórticas (109). Para prótesis aórtica, este método es también válido en presencia de regurgitación protésica concomitante. Sin embargo, para prótesis mitral, el método de la ecuación de continuidad no se puede aplicar cuando hay regurgitación mitral (RM) o aórtica (RA) concomitante mayor que leve. En algunos casos, se puede utilizar el método volumétrico cuando el método 2D-Doppler convencional no es factible/fiable. En las prótesis que funcionan normalmente, el EOA debe caer en la referencia normal para ese tipo y tamaño de válvula protésica (Tablas 7-8).

El método del tiempo de hemipresión (PHT) no es válido para la estimación del EOA de prótesis mitrales (103). El tiempo para que el gradiente transprotésico inicial disminuya a la mitad de su valor inicial no sólo está relacionado con el área de la válvula protésica, sino también al gradiente de presión al inicio de la diástole y a la compliance de aurícula y ventrículo izquierdos (19). No obstante, el PHT puede ser útil si se retrasa significativamente o muestra alargamiento significativo entre una visita de seguimiento y la otra a pesar de similar frecuencia cardíaca (14).

Indice velocidad Doppler (DVI)

El DVI puede ser útil para la detección de estenosis de la válvula protésica, particularmente cuando no se puede obtener una medida fiable del diámetro del TSVI para calcular el EOA por el método de la ecuación de continuidad (110). Este índice es menos dependiente del tamaño de la válvula debido a la relación lineal del tamaño de la válvula implantada con el tamaño del TSVI. Para prótesis aórtica, el DVI se calcula como el cociente entre la velocidad máxima del flujo proximal (o VTI) en el TSVI y la velocidad de flujo máximo transprotésico (o VTI). Para una prótesis aórtica que funciona normalmente, el DVI es típicamente > 0,30-0,35 (14).

$$DVI = \frac{peak V_{LVOT}}{peak V_{PrV}} \quad or \quad \frac{VTI_{LVOT}}{VTI_{PrV}}$$

Para válvulas protésicas mitrales, el cálculo del DVI es :

$$\mathsf{DVI} = \frac{\mathsf{VTI}_{\mathsf{PrV}}}{\mathsf{VTI}_{\mathsf{I},\mathsf{VOT}}}$$

Es normalmente menor a 2,2 para válvulas mecánicas mitrales

Parámetros de dinámica de eyección de flujo

Los parámetros de dinámica de eyección de flujo medidos con señal Doppler continuo de la velocidad de flujo transprotésico (Figura 7, panel C) son parámetros ángulo-independiente que también pueden ayudar a distinguir entre la función normal de la VCP (con o sin desajuste prótesis-paciente (PPM)) versus estenosis adquirida de la VCP (111).



Figura 8. Cálculo del área de orificio efectivo (EOA) de prótesis mitral utilizando ecuación de continuidad. El volumen sistólico a través de la válvula aórtica es calculado como se describe en la figura 7, paneles (A) y (B). el EOA de las prótesis mitrales se calcula dividiendo el volumen sistólico ventricular izquierdo entre el VTIPrV del flujo trans protésico obtenido con doppler de onda continua (C y D).

Tabla 7: Valores Normale	es de Referencia de las Area:	s de Orificio Efectivo de las	s Válvulas Protésicas Aórticas
--------------------------	-------------------------------	-------------------------------	--------------------------------

Tamaño valvular protésico (mm)	19	21	23	25	27	29
Valvulas bioprotesicas con stent						
Mosaic	1.1±0.2	1.2±0.3	1.4±0.3	1.7±0.4	1.8±0.4	2.0±0.4
Hancock II	-	1.2±0.2	1.3±0.2	1.5±0.2	1.6±0.2	1.6±0.2
Carpentier-Edwards Perimount	1.1±0.3	1.3±0.4	1.50±0.4	1.80±0.4	2.1±0.4	2.2±0.4
Carpentier-Edwards Magna	1.3±0.3	1.5±0.3	1.8±0.4	2.1±0.5	-	-
Biocor (Epic)	1.0±0.3	1.3±0.5	1.4±0.5	1.9±0.7	-	-
Mitroflow	1.1±0.2	1.2±0.3	1.4±0.3	1.6±0.3	1.8±0.3	-
Trifecta	1.4	1.6	1.8	2.0	2.2	2.4
Válvulas bioprotésicas sin stent						
Medtronic Freestyle	1.2±0.2	1.4±0.2	1.5±0.3	2.0±0.4	2.3±0.5	-
St. Jude Medical Toronto SPV	-	1.3±0.3	1.5±0.5	1.7±0.8	2.1±0.7	2.7±1.0
Prima Edwards	-	1.3±0.3	1.6±0.3	1.9±0.4	-	-
Válvulas mecánicas						
Medtronic-Hall	1.2±0.2	1.3±0.2	-	-	-	-
St. Jude Medical Standard	1.0±0.2	1.4±0.2	1.5±0.5	2.1±0.4	2.7±0.6	3.2±0.3
St. Jude Medical Regent	1.6±0.4	2.0±0.7	2.2±0.9	2.5±0.9	3.6±1.3	4.4±0.6
MCRI On-X	1.5±0.2	1.7±0.4	2.0±0.6	2.4±0.8	3.2±0.6	3.2±0.6
Carbomedics Standard and Top Hat	1.0±0.4	1.5±0.3	1.7±0.3	2.0±0.4	2.5±0.4	2.6±0.4
ATS Medical†	1.1±0.3	1.6±0.4	1.8±0.5	1.9±0.3	2.3±0.8	-

Área de orificio efectivo se expresa como valores promedio disponibles en la literatura. Se necesitan más estudios para validar estos valores de referencia. † Para la válvula médica ATS, los tamaños valvulares de etiqueta son: 18, 20, 22, 24, 26 mm. Son comunes altas velocidades en tamaño de prótesis 19 o 21. Adaptado con permiso de referencia 7.

abla 8. Valores normales de referencia del área efectiva del orificio para válvulas protésicas mitrales						
Tamaño de válvula protésica (mm)	25	27	29	31	33	
Válvulas biológicas con stent						
Medtronic Mosaic	1.5±0.4	1.7±0.5	1.9±0.5	1.9±0.5	-	
Hancock II	1.5±0.4	1.8±0.5	1.9±0.5	2.6±0.5	2.6±0.7	
Carpentier-Edwards Perimount Válvulas Mecánicas	1.6±0.4	1.8±0.4	2.1±0.5	-	-	
St. Jude Medical Standard †MCRI On-X	1.5±0.3 2.2±0.9	1.7±0.4 2.2±0.9	1.8±0.4 2.2±0.9	2.0±0.5 2.2±0.9	2.0±0.5 2.2±0.9	

El área del orificio efectivo es expresada como valores promedio disponibles en la literatura. Se necesitan más estudios para validar estos valores de referencia. † La prótesis valvular On-X tiene un solo tamaño de 27 a 29 y 31 a 33 mm. Además, el soporte y los discos son idénticos para todos los tamaños (25 a 33mm); sólo el tamaño del anillo es diferente. Adaptado con permiso de referencia 7.

En una válvula aórtica normal nativa o protésica, el contorno de la velocidad de flujo en Doppler continuo a través de la prótesis en general tiene una forma triangular, con un pico de velocidad temprano y un tiempo de aceleración (AT) corto (<100 ms) (es decir, el tiempo desde el inicio del flujo a la velocidad máxima, Figura 7, Panel C). Sin embargo, el tiempo de aceleración depende altamente de la frecuencia cardíaca. Para superar esta limitación, se recomienda indexar la aceleración al tiempo de eyección VI.

Recuperación de presión y alto gradiente localizado

Varios estudios han reportado que el Doppler puede sobreestimar el gradiente a través de las válvulas aórticas nativas, mecánicas o bioprotésicas si se compara con las mediciones de catéter (100, 112-115). Como la velocidad del flujo de sangre desacelera entre la válvula aórtica y la aorta ascendente, parte de la energía cinética se convierte de nuevo en energía de presión estática. Este fenómeno se denomina recuperación de presión. Parte de la energía cinética es disipada en calor como resultado de la turbulencia. Por lo tanto el gradiente neto entre el VI y la aorta ascendente (es decir, el gradiente medido por catéter) es menor que el gradiente máximo de presión medido por Doppler a nivel de la vena contracta. La relación entre el EOA de la válvula y el área de sección transversal de la cámara anterógrada, es decir, la aorta ascendente en el caso de válvulas aórticas nativas o protésicas, determina el grado de recuperación de presión. Por lo tanto, la recuperación de presión en general se convierte clínicamente relevante en pacientes con aortas pequeñas, es decir, con un diámetro de aorta a nivel de la unión sinotubular ≤30mm (100,112-115). En estos pacientes, es apropiado para considerar la recuperación de presión utilizar la fórmula simple propuesta por García et al. (112) para calcular el coeficiente de pérdida de energía: ELC=(EOA×AA/AA-EOA), donde AA es el área de sección transversal de la aorta medida alrededor de 1 cm posterior a la unión sino-tubular. El coeficiente de pérdida de energía debe ser indexado por área de superficie corporal (es decir, índice de pérdida de energía) para considerar el cambio en el gasto cardiaco relacionado con el tamaño corporal. La recuperación de presión generalmente no se produce en caso de prótesis mitral debido a que el tamaño de la cámara anterógrada (es decir, el VI) es grande en relación con el EOA de la prótesis.

El fenómeno de recuperación de la presión anterógrado está separado de un mecanismo similar responsable de los altos gradientes localizados dentro del orificio central de las válvulas mecánicas bivalvas (100,113,116,117). Esto puede dar lugar a sobreestimación de gradiente (promedio de 4% a 11% en comparación con el cateterismo) y la subestimación del EOA, independientemente de la posición de la prótesis (mitral o aórtica). Debido a que el orificio central es menor que los orificios laterales, la velocidad del flujo sanguineo puede ser localmente más alta dentro del influjo del orificio central y el Doppler de onda continua puede registrar esta alta velocidad. La prevalencia, la magnitud y los predictores de este fenómeno no se comprenden totalmente, pero probablemente se relaciona con el tamaño de la PHV (un tamaño más pequeño, mayor velocidad) y el diseño (relación entre el tamaño del orificio central y el de orificios laterales) y las condiciones de flujo (mayor flujo, mayor velocidad) (100,113,116,117). Teniendo en cuenta que la zona de alta velocidad localizada es muy pequeña y está situada en la entrada del orificio central, el registro de esta velocidad es muy inconsistente y puede variar de un paciente a otro e incluso de una visita a otra en un paciente dado, dependiendo de la dirección y la angulación del haz Doppler.

Regurgitación fisológica (flujo retrógrado)

Las válvulas mecánicas tienen un volumen normal de regurgitación que pueden incluir ya sea un flujo de retorno en relación con el movimiento hacia atrás del oclusor (s) (es decir, el volumen de cierre), un flujo de retorno de fuga a través de los componentes de la prótesis (volumen de fuga) o ambos (7,14, 80-82,94-96). Esta regurgitación "built-in" impide teóricamente estancamiento de la sangre y la formación de trombos por un efecto de lavado. Una regurgitación menor es pues normal en prácticamente todas las válvulas mecánicas. A diferencia de los chorros de regurgitación patológicos, los chorros normales de reflujo se caracterizan por ser simétricos y estrechos en su origen y de baja intensidad (es decir, por lo general tienen un color homogéneo sin aliasing significativo). También se caracterizan por la ausencia de cambios como aumento de la velocidad anterógrada, ampliación de cámaras cardíacas o hipertensión pulmonar. Es de destacar que una fuga leve central puede verse en las bioprótesis que funcionan normalmente (7,14).

Las prótesis mecánicas bola enjaulada tienen una pequeña cantidad de flujo regurgitante normal (volumen de cierre de 2 a 6 ml por latido). Las válvulas mecánicas monovalvas tienen un pequeño volumen regurgitante fisiológico (5 a 9 ml por latido) que incluye el volumen de cierre, así como fugas de reflujo a través de pequeños huecos alrededor del perímetro de la válvula. En las válvulas Medtronic Hall, también hay a menudo una pequeña cantidad de regurgitación alrededor del puntal central.

Las válvulas mecánicas bivalvas suelen tener una pequeña cantidad de regurgitación normal (5 a 10 ml por latido). En la imagen de flujo Doppler color, se pueden ver a menudo dos chorros principales de regurgitación procedentes de los ejes de los discos valvulares que puede romperse en una o más "crestas" y un chorro central más pequeño (Figura 2, panel G e I). También se pueden ver chorros más pequeños alrededor del borde de cierre de las valvas.

También se observa con frecuencia un pequeño grado de regurgitación central (en el punto de aposición o cerca a las comisuras) (<1 ml) en las válvulas bioprotésicas, y con más frecuencia en las válvulas de pericardio bovino. Las válvulas sin stent, incluyendo los homoinjertos y autoinjertos, son más propensos a tener chorros de regurgitación menores que las válvulas con stent.

Tabla 9 Definiciones de morbilidad luc	ao de la ciruaía de reemi	olazo valvular cardiaco
Tabla 2. Definiciones de morbinada la	go de la cirugia de recim	

Complicaciones Deterioro estructural de la válvula	Definición Deterioro o disfunción de la válvula operada causada por cambios intrínsecos de la válvula	 Ejemplos Válvula Mecánica - desgaste, fractura, desplazamiento Válvula Biológica - calcificación, desgarro de valva, deslizamiento de stent Ambas - alteración de los componentes de la prótesis valvular
Disfunción no structural	Cualquier anormalidad que no sea intrínseca de la válvula que resulte en estenosis o regurgitación de la válvula o hemólisis	 Atrapamiento por pannus, tejido o sutura Leak paravalvular Tamaño o posicionamiento inapropiado Leak residual u obstrucción luego del implante valvular Hemólisis intravascular clínicamente importante Dilatación de aorta o anillo aórtico causando regurgitación aórtica (para válvulas sin stent)
Trombosis Valvular Embolia	Cualquier trombosis no generada por infección que ocluya parte del paso del flujo sanguíneo, interfiera con el funcionamiento de la válvula o sea suficientemente grande para justificar tratamiento Evento embólico que ocurra en ausencia de infección	1. Stroke (Deficit neurológico >72 horas) o síntomas
	luego del periodo perioperatorio inmediato	 inespecíficos con imagen cerebral demostrando un evento isquémico agudo 2. TIA (síntomas reversibles totalmente de corta duración con imagen cerebral sin anormalidades) 3. Evento embólico no cerebral (sin infarto de miocardio perioperatorio)
Evento de sangrado Endocarditis	Cualquier episodio de sangrado mayor interno o externo que ocasione muerte, hospitalización, lesión permanente o requiera transfusion sanguínea Infección demostrada de la válvula cardiaca reemplazada	 Excluir sangrado asociado con trauma importante u operación Incluye sangrado inesperado importante asociado con trauma menor Demostrada por: 1. Reoperación con evidencia de absceso u otra complicación local 2. Evidencia de absceso, pus o vegetación en autopsia 3. Criterios de Duke positivos.

*Basado en la definicion de Akins CW y col. Referencia 122.

Puntos clave.

Toda VCP mecánica con funcionamiento normal causa algún grado de obstrucción del flujo sanguíneo, reflujo de cierre (necesario para cerrar la válvula), y reflujo de fuga (después del cierre de la válvula). Los parámetros cuantitativos de la función VCP incluyen la velocidad de flujo transprotésico (señal de velocidad más alta en las VCP) y gradientes de presión, EOA y DVI. A pesar de que existe una buena correlación entre las mediciones Doppler y las invasivas, es frecuente la sobreestimación de los gradientes de presión por Doppler en las VCP mecánicas. No se puede hacer comparación de la función hemodinámica de los diferentes diseños de válvula usando el tamaño de etiqueta. El tamaño de etiqueta no se puede utilizar como sustituto del diámetro

TSVI en el cálculo del EOA usando la ecuación de continuidad.

Disfunción de VCP

Disfunción valvular estructural

El deterioro estructural de la válvula resulta en estenosis o regurgitación a través de la válvula (7,118,119).

Para válvulas mecánicas, la disfunción hemodinámica puede ocurrir como resultado de la fractura del puntal, fractura del oclusor o escape,

pérdida de movilidad de los velos (no debido a trombo, pannus o vegetación) o diferencia en la bola (debido a la absorción de lípidos en la bola del modelo antiguo de las válvulas Starr-Edwards), separación del borde de sutura de la carcasa (7,118).

Para válvulas biológicas, la disfunción hemodinámica (estenosis o regurgitación) por lo general ocurre con calcificación o desgarro de las cúspides, y en ocasiones por fractura de la separación del borde de sutura del stent, o por deformación de la válvula.

Disfunción valvular no estructural y otras causas de disfunción valvular

La disfunción no estructural es cualquier anormalidad no intrínseca a la propia válvula e incluye dehiscencia o atrapamiento del oclusor por pannus, tejido o sutura (Tabla 9).(17,120)

La formación de trombos es la causa más frecuente de obstrucción de las prótesis mecánicas (~0,3 a 8% por paciente-año). Aunque menos frecuente y más insidioso, también se puede observar en las bioprótesis. La incidencia de la formación de pannus causando obstrucción protésica es similar en prótesis biológica y mecánica. Las prótesis mitral y tricúspide están asociadas respectivamente con 7,5 y 11,7 veces más riesgo de trombosis y el riesgo de la formación de pannus es 3 veces más grande en la posición mitral. Las prótesis de tamaño grande (>27 mm), las de disco basculante y las prótesis bivalva están asociadas con

respectivos 67%, 69% y 83% de reducción del riesgo de trombosis (120). La diferenciación entre trombosis y crecimiento excesivo de pannus sigue siendo un reto. La reciente aparición de disnea o de un evento embólico y una historia de anticoagulación subterapéutica son sugestivos de trombosis valvular obstructiva. El trombo tiende a ser móvil y globular con una densidad de eco suave (similar a la del miocardio) y puede estar adherido al oclusor de la válvula o al anillo de sutura o ambos (Figura 9). El pannus está fijado firmemente, tiene una densidad de eco como la carrcasa de la válvula) y está adherido al aparato valvular (carcasa de la válvula y ejes protectores) (Figura 10) (121). La situación se complica aún más debido a que el pannus puede inducir la formación de trombos. En la TC cardiaca, el trombo tiene valores de atenuación más bajos medidos por TC que el pannus, con un umbral sugerido de 200 HU para distinguir cualquiera (Tabla 10) (53,61).

Regurgitación patológica de las VCP

La regurgitación patológica puede ser central o paravalvular (11,16,20,21). La mayoría de las regurgitaciones patológicas centrales son vistas en las válvulas biológicas como un signo de degeneración estructural. Un jet patológico se ve con frecuencia primero cerca de la comisura en el sitio de una rotura temprana de una valva. Esto puede progresar en estudios seriados. La regurgitación a través de una válvula mecánica puede ser vista con interferencia mecánica al cerrarse, por ejemplo, por pannus, trombo, vegetación, o más raramente una cuerda. La desaparición de la regurgitación fisiológica y la aparición

de una nueva regurgitación central se observa típicamente en la trombosis aguda de las válvulas mecánicas.

La incidencia de regurgitación paravalvular es similar en las válvulas mecánicas y biológicas. La regurgitación paravalvular depende de numerosos factores, incluyendo la técnica quirúrgica, tamaño y composición del anillo de sutura, posición de la válvula (anular vs. supraanular) y la calidad de los tejidos del paciente. En posición mitral, esto se produce principalmente en las regiones posterior y anterior. La mayoría son evidentes en el estudio postoperatorio inmediato y se producen debido a problemas técnicos en el momento de la cirugía, incluyendo la presencia de tejido friable. La dehiscencia tardía es a menudo un signo de endocarditis infecciosa. Menos comúnmente, la integridad de la línea de sutura original podría verse comprometida por desgaste o deterioro del tejido circundante relacionado con la edad.

La localización de la regurgitación paravalvular puede ser difícil y sólo es posible asegurarla si un rastro de flujo puede ser visualizado por fuera del anillo de sutura. Aunque la regurgitación paraprotésica es anormal, pequeños jets no son infrecuentes, especialmente durante el examen postoperatorio temprano. Inmediatamente después del implante, la prevalencia de insuficiencia paravalvular oscila entre 5 y 20% (122). Sin embargo la mayoría de estas fugas son clínica y hemodinámicamente no significativas y, en ausencia de endocarditis, tienen un curso benigno. No hay evidencia de que esto aumente el riesgo de endocarditis, pero en ocasiones, pueden causar anemia hemolítica debido a la destrucción de glóbulos rojos (123).



Figura 9. Válvula mecánica en posición mitral y obstrucción por trombo. Incremento del gradiente medio de presión (MPG) transprotésico a través de una válvula mecánica en posición mitral (D), evaluada desde vista transesofágica y relacionada con la presencia de trombo (A y B, flechas blancas). Aceleración de flujo debido a obstrucción a nivel de la prótesis es vista con imagen de flujo color (flecha naranja, B). Otro ejemplo de masa trombótica en el lado auricular de la prótesis obstruyendo el orificio central (C, flecha blanca). Se resume una representación esquemática en E.



Figura 10. Válvula mecánica en posición aórtica y pannus. Aceleración de flujo en el flujo anterógrado es identificado con flujo color desde proyección apical transtorácica (A). Se documentan gradientes de presión elevados con doppler de onda continua desde la misma proyección, gradiente medio de presión (MPG) 36 mmHg (B). La ecoardiografía transesofágica 2D refuerza la sospecha de obstrucción protésica revelando una masa hiperecogénica en la prótesis (C y D, flechas blancas). La cinefluoroscopía muestra ángulos anormales de cierre y apertura para el tipo de prótesis (E y F). La tomografía computarizada cardiaca (CT) evidencia el crecimiento de pannus en la prótesis que bloquea el movimiento normal de los discos basculantes (G, H e I, flechas blancas). Se resume una representación esquemática en J.

Evaluación en imagenes de la disfunción de VCP

Se recomienda una evaluación tanto cualitativa como cuantitativa. El movimiento excesivo del anillo de sutura puede ser un indicio de dehiscencia valvular (7,122). Un movimiento de balanceo mayor a 15° en la excursión del anillo de sutura es anormal (14). Sin embargo, generalmente el balanceo en posición aórtica implica una gran dehiscencia, alrededor del 40% del anillo de sutura. Aunque poco probable en posición aórtica, el balanceo del anillo de sutura se puede producir como consecuencia de la retención de la valva nativa posterior, pero una verdadera dehiscencia es obvia a partir de la apertura de un espacio entre el anillo y el anillo de sutura y por la presencia de un jet sobrepuesto en el mapa de colores. El deterioro estructural de una válvula biológica se debe sospechar siempre que se incremente o desarrolle una regurgitación o estenosis valvular.

Cuando se sospecha obstrucción de una VCP, la evaluación con imágenes debe buscar: 1) engrosamiento de las valvas en prótesis biológicas, o la presencia de una masa que limita el movimiento de los oclusores en prótesis mecánicas; 2) disminución del movimiento del disco, bola, o valva; 3) restricción del flujo color en el orificio de la prótesis; 4) deterioro hemodinámico y consecuencias a nivel ventricular (ecocardiografía Doppler) (Tabla 11).

Generalmente, los mismos principios y métodos utilizados para la cuantificación de la regurgitación valvular nativa, detallados en un documento anterior, se pueden utilizar para las VCP, pero representan un mayor desafío (Figura 11 a 15) (20,21). De hecho, hay muy poca información sobre la aplicación y validación de estos parámetros en el contexto de las VCP (ejemplo, ancho de vena contracta, AORE, Vol Regurgitante). Por otra parte, la excentricidad frecuente de los chorros

de regurgitación, presencia de múltiples jets, y los efectos de sombra debido a los materiales protésicos hacen que la detección y cuantificación sea más difícil o limitada. Indicios indirectos de diversos parámetros doppler color pueden sugerir la presencia de regurgitación significativa (ejemplo, chorro turbulento en la parte superior de Al por debajo de la sombra acústica). Los jets transvalvulares deben distinguirse de la regurgitación paravalvular (Figura 16). En la actualidad, la integración de múltiples hallazgos cualitativos, semicuantitativos y cuantitativos es el enfoque recomendado para evaluar la regurgitación de las VCP (14).

Mismatch protesis paciente

El MPP se produce cuando el AEO de una prótesis que funciona con normalidad es demasiado pequeño en relación al tamaño del cuerpo del paciente (y por lo tanto a las exigencias del gasto cardíaco), resultando en gradientes anormalmente altos en el postoperatorio (ejemplo, gradiente medio >20 mmHg) (103,124). Por lo tanto, el MPP no es una disfunción intrínseca de la prótesis per se. La identificación del MPP y su diferenciación de la disfunción se logra mediante el cálculo del AEO indexada prevista: ejemplo, el valor de referencia normal del AEO para el modelo y tamaño de la prótesis (Tablas 7 y 8) dividido por el área de superficie corporal del paciente. La tabla 11 muestra los valores de corte del AEO indexado que se utilizan generalmente para identificar y cuantificar la gravedad del MPP.

Tabla 10. Diagnostico diferencial: pannus versus trombosis

	Pannus	Trombosis
Cronología	Mínimo 12 meses, frecuentemente >5 años de la fecha de cirugía	Occure en cualquier momento (si es tardío usualmente se asocia con pannus)
Relación con anticoagulación (RIN bajo)	Pobre relación	Fuerte relación
Localización	VM > VA	VT>>VM = VA
Morfología	 Masa pequeña Mayormente involucra sutura (Anillo) Crecimiento centrípeto Confinado al plano del disco Crecimiento por debajo del disco 	 Masa mayor que la del pannus Movimiento independiente Delgado anillo externo quizás visible Proyección dentro de Al para válvula en posición mitral Elementos móviles
Ecodensidad (intensidad del video)	Alta >0.7 (100% especificidad)	Baja (<0.4)
TC Cardiaca: valor de atenuación	>200 HU	<200 HU
Impacto sobre gradiente	VA > VM	VM > VA
Impacto en orificio valvular Impacto en movimiento del disco	VA > VM Si/no	VM > VA Si

VA: válvula aórtica, AI: aurícula izguierda, VM: válvula mitral, VT: válvula tricuspide

Tabla 11. Datos mínimos para la evaluación ecocardiográfica de PVC

Posición Aórtica Posición Mitral Velocidad pico Velocidad pico · Gradiente medio de presión Gradiente medio de presión • Integral Velocidad-Tiempo (ITV) • Integral Velocidad-Tiempo (ITV) • Índice de velocidad doppler (IVD) • Índice de velocidad doppler (IVD) • Área efectiva del orificio (AEO) por ecuación de continuidad · Área efectiva del orificio (AEO) por ecuación de continuidad Presencia, localización y severidad de la regurgitación Tiempo de hemipresión • + Tamaño y función de VI, hipertrofia de VI (un VI hiperdinamico es un Presencia, localización y severidad de la regurgitación signo útil indirecto de regurgitación aórtica severa), aorta (mayor + tamaño y función de VI, tamaño de AI, estimación de presión sistólica probabilidad de continuar dilatándose si esta dilatada al momento de de arteria pulmonar (un VI hiperdinamico es un signo útil indirecto de regurgitación mitral severa); (Hipertensión pulmonar puede ser un la cirugía) • + Otras válvulas: apariencia, grado de estenosis y regurgitación signo de disfunción mitral) • + Otras válvulas: apariencia, grado de estenosis y regurgitación Posición Pulmonar Posición Tricuspidea Velocidad pico Velocidad pico Gradiente medio de presión Gradiente medio de presión · Presencia, localizacion y severidad de la regurgitacion • Integral Velocidad-Tiempo (ITV) • + Tamaño y función de VD, estimación de presión sistólica de arteria • Índice de velocidad doppler (IVD) • Tiempo de hemipresión pulmonar • + Otras válvulas: apariencia, grado de estenosis y regurgitación · Presencia, localización y severidad de la regurgitación • + Tamaño y función de VD, tamaño de AD, tamaño de VCI, flujo venoso hepático, estimación de presión sistólica de arteria pulmonar • + Otras válvulas: apariencia, grado de estenosis y regurgitación

VCI: vena cava inferior, VI: ventriculo izquierdo, AD: auricular derecha, VD: ventriculo derecho Un MPP moderado puede ser bastante frecuente tanto en posición aórtica (20-70%) como mitral (30-70%), mientras que la prevalencia de MPP se-

vero ronda del 2% al 10% en ambas posiciones (125). El MPP se asocia con empeoramiento hemodinámico, regresión lenta y menos completa de la hipertrofia del VI y de la hipertensión pulmonar, peor clase funcional, capacidad de ejercicio y calidad de vida, mayores eventos cardiacos y menor supervivencia (126-128). El MPP también predispone a una degeneración más rápida de las válvulas biológicas luego del reeemplazo valvular aórtico (129,130).

medida del AEO está dentro de 1 desviación estándar o dentro de 0,25 cm2 del AEO de referencia normal; ii) la medida indexada del AEO es inferior a los puntos de corte antes mencionados; iii) la morfología de las valvas y movilidad de la válvula son normales; iv) el MPP está presente precozmente después de la cirugía y en todos los ecocardiogramas posteriores.

Otros resultados que avalan la presencia de MPP son (Tabla 12): i) la



Figura 11. Regurgitación protésica aórtica. Un ejemplo de jet de regurgitación patológico intraprotésico desde una vista transesofágica a 120°. El ancho de expansión del jet en el tracto de salida ventricular izquierdo (línea roja) es comparado con el ancho del tracto de salida (línea blanca). Nótese, parte del flujo regurgotante no es visto debido al efecto de sombra de la válvula protésica.

Sin embargo existen algunas advertencias específicas en la evaluación del MPP: i) el uso del AEO indexado por la superficie corporal puede sobrestimar la gravedad del MPP en pacientes obesos (índice de masa corporal ≥30 kg/m2) (131). Por lo tanto, se recomienda el uso de valores de corte más bajos del AEO indexado para identificar MPP moderado y severo en sujetos obesos (Tabla 12) (132). La indexación del AEO por la masa libre de grasa medida por bioimpedancia puede proporcionar una posible alternativa interesante, pero necesita ser validado por otros estudios; ii) aunque el MPP es la causa más frecuente de altos gradientes luego del reemplazo valvular, es importante destacar que, en presencia de estados de bajo flujo, el MPP puede estar asociado con un gradiente normal o bajo. Como en la estenosis de la válvula nativa, los estados de bajo flujo se asocian a menudo con seudonormalización de las velocidades y gradientes transvalvulares que conducen a la subestimación del MPP o estenosis de la válvula protésica. La ecocardiografía de estrés puede ser útil en este contexto para diferenciar un verdadero MPP o estenosis de una válvula normofuncionante; iii) una gran proporción de pacientes con prótesis valvulares aórticas o mitrales, de hecho, coexisten con MPP y estenosis o regurgitación adquirida. Los criterios presentados en la Tabla 12 están relacionados con MPP puro sin disfunción concomitante. En presencia de estenosis adquirida, el AEO está significativamente por debajo de estos valores y la morfología/movilidad de la valva es generalmente anormal. El AEO indexado es el único parámetro validado para identificar y cuantificar MPP en presencia de estenosis concomitante. Si hay dudas, la TC o cinefluoroscopía pueden apoyar a la ecocardiografía en el diagnóstico del MPP puro mostrando un funcionamiento normal de la valva, ausencia de masas y un pequeño GOA - geometría del área del orificio (Figura 17 y 18) (130).



Figura 12. Regurgitación paraprotésica severa de una válvula mecánica en posición aórtica evaluada por ecocardiografía transesofágica (ETE) 2D y 3D. Desde una proyección a 120° modificada se puede observar el jet regurgitante paraprotésico con flujo color (A, B y C). Nótese que una clara zona de convergencia del jet regurgitante y una bien definida vena contracta (B, flechas amarillas) pueden ser observados. El radio del área de supoerficie de isovelocidad proximal (PISA) (C, línea roja) puede ser medido y con el método PISA se pueden calcular el área del orificio regurgitante (EROA) y el volumen regurgitante (R Vol) (D). Desde la proyección transtorácica, hay un flujo reverso holodiastólico en la aorta torácica descendente (Desc Ao) con velocidad telediastólica (EDVel >20cm/s, E). El PHT es corto (F).



Figura 13. Regurgitación severa intraprotésica de una bioprótesis en posición mitral (A). Notar el jet turbulento anterógrado (B, flecha blanca) debido al alto volumen de sangre (flujo anterógrado normal + volumen regurgitante) atravesando la prótesis. Por consiguiente, la velocidad pico del flujo diastólico temprano está incrementada (E=2,6m/s) relacionado con el incremento de flujo (E). Con doppler flujo color y desplazando la línea de base en dirección al jet regurgitante, se puede observar una clara zona de convergencia del jet regurgitante y una muy bien definida vena contracta (C, flechas amarillas). Se puede medir el radio del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA)(D, línea blanca) y con el método PISA se pueden calcular el área del orificio regurgitante efectivo (EROA) y el volumen regurgitante (R Vol)(F). Además, el análisis del patrón de flujo de venas pulmonares mostrando reversión de la onda S sistólica, es indicativo de regurgitación severa. Dicha regurgitación desde vista transesofágica 2D y 3D (G y H).

Puntos clave.

El missmatch protesis-paciente (MPP) debe distinguirse de la disfunción de las VCP. El MPP está presente tempranamente luego de la cirugía y en todos los ecocardiogramas posteriores. El diagnóstico ecocardiográfico de la formación de pannus es a menudo un diagnóstico de exclusión, pero se puede detectar mejor por TC. En la actualidad, la integración de múltiples hallazgos cualitativos, semicuantitativos y cuantitativos es el enfoque recomendado para evaluar la regurgitación de las VCP.

Seguimiento y monitoreo

Los pacientes que han sido sometidos recientemente a un reemplazo valvular no deben ser considerados como curados y requieren cuidado

y, cuando sea necesario, seguimiento frecuente (133). Idealmente, un ETT completo basal se debe obtener en la primera visita postoperatoria generalmente después de 4-6 semanas cuando la herida del pecho ha sanado, el edema de la pared torácica se ha resuelto, y la función sistólica del VI se ha recuperado. Sin embargo, si el paciente va a ser transferido para su atención a otro hospital y no puede regresar, es mejor llevar a cabo el estudio antes del alta. No se recomienda realizar estudios de rutina en pacientes asintomáticos con válvulas mecánicas normofuncionantes, o hasta 5 (ESC) a 10 (ACC/AHA) años después de la implantación para valvulas biológicas que funcionan normalmente (4,5). Sin embargo, se sugiere que un ETT de rutina se debe realizar anualmente para: 1) válvulas biológicas de nuevo diseño



Figura 14. Evaluación ecocardiográfica de severa regurgitación bioprotésica en posición tricuspídea (A). Con doppler flujo color y desplazando la línea de base en dirección al jet regurgitante, se puede observar una clara zona de convergencia del jet regurgitante y una muy bien definida vena contracta (B, C y D). Se puede medir el radio del área de superficie de isovelocidad proximal (PISA)(D, línea blanca) y con el método PISA se pueden calcular el área del orificio regurgitante efectivo (EROA) y el volumen regurgitante (R Vol)(E). Además, el análisis del patrón de flujo de venas hepáticas mostrando reversión de la onda S sistólica (F), es indicativo de regurgitación severa.

de las que no se han establecido los datos de durabilidad; 2) pacientes con dilatación de la aorta en el momento de la cirugía; 3) pacientes después de la sustitución de la válvula mitral (para comprobar el desarrollo de insuficiencia tricuspídea (IT) y disfunción del VD). La ecocardiografía también está indicada si se desarrollan síntomas o en caso de signos que sugieran disfunción o alteración valvular (ejemplo, engrosamiento de una bioprótesis, lo cual puede representar un signo precoz de disfunción valvular estructural). Cuando el ETT/ETE no es concluyente, pueden indicarse imágenes adicionales (cinefluoroscopía, TC cardiaca, RM).

Enfoque valvular especifico

Válvula protésica aórtica

Evaluación basal y estudios seriados

Los hallazgos clínicos y de ecocardiografía Doppler deben ser informados al evaluar la función de una prótesis valvular aórtica (Tablas 4 y 10) (7,14). Ellos incluyen: 1) medición de la presión arterial; 2) evaluación de la morfología y función valvular; 3) estimación del gradiente de presión y velocidad del flujo, DVI y AEO de la prótesis; 4) valoración de la gravedad de la regurgitación (fisiológica/ patológica/ central/ paravalvular) si está presente; 5) evaluación del tamaño y función del ventrículo izquierdo; 6) estimación de la presión pulmonar. El valor medido del TSVI y la ventana acústica que proporciona la mayor velocidad del chorro aórtico deben ser documentadas. Los valores deben ser comparados con los datos Doppler normales disponibles para cada tamaño y subtipo de válvula protésica y la presencia de MPP debe reportarse. La necesidad, tipo y motivo de otros enfoques de imágenes requeridas durante el seguimiento deben ser citados. Cualquier cambio en los parámetros de función y morfología de la prótesis aórtica debe ser documentado.

Evaluación por imagenes

Se debe realizar el esfuerzo para obtener una imagen de todas las porciones de la prótesis valvular aórtica. Esto incluye la zona periférica a la prótesis, anillo de sutura, cúspides, stents y oclusor/es. La ecocardiografía es la primera línea de imagen, pero tanto la cinefluoroscopía, TC cardíaca u ocasionalmente la RMC se pueden utilizar cuando la ecocardiografía no es concluyente (ver arriba) (15,21,29,40,49,63). En el ETT, se deben utilizar todas las vistas estándar. Las imagenes de Doppler color se utilizan para confirmar la presencia de flujo anterógrado normal y para demostrar los jets de lavado esperados (7,14). El Doppler color se usa para descartar la presencia de jets patológicos valvulares o paravalvulares. Toda la circunferencia del anillo de sutura de la válvula debe ser evaluada. El movimiento de las cúspides u oclu



Figura 15. Ejemples de regurgitación pulmonar intraprotésica moderada (A) y severa (B) después de una procedimiento Ross. El doppler color muestra un jet de regurgitación intraprotésica central con un ancho delgado de vena contracta y el doppler de onda continua (CWD) revela una señal incompleta débil (A), al contrario de un ancho mayor de vena contracta y una señal intensa en CWD y un PHT corto en caso de una regurgitación severa (B).

sores es valorada desde las vistas paraesternal eje largo y corto, apical 3 y 5 cámaras. Los stents de las válvulas biológicas suelen visualizarse bien en la vista de eje largo paraesternal. La orientación cuidadosa del haz de ultrasonido paralelo a la dirección de la abertura del oclusor puede reducir la sombra acústica a través del plano de la válvula y mejorar la visualización del mismo. Esto es particularmente útil para las vistas apicales. El origen de la regurgitación aórtica protésica (paravalvular vs. central) es mejor observarlo desde el eje corto paraesternal. Los jets de regurgitación paravalvular ubicados posteriormente son, sin embargo, a menudo total o parcialmente enmascarados en la vista de eje paraesternal largo o corto debido a la sombra causada por el stent de la válvula protésica. Las vistas apicales deben ser examinadas cuidadosamente para detectar de manera adecuada y cuantificar estos chorros posteriores. En ETE, la vista de referencia es la medio esofágica con una rotación de aproximadamente 45° y 120° para obtener una vista en eje corto y largo de la válvula, mostrando el cierre y apertura de las valvas aórticas o movimiento de los oclusores, y la presencia de IAo (15,134).

La vista de eje largo (ETT y ETE) permite la visualización del TSVI, anillo aórtico, las cúspides aórticas, los senos de Valsalva, la unión sino-tubular y los primeros centímetros de la aorta tubular. En ETE la vista transgástrica profunda a 0° es la que se utiliza para evaluar el TSVI, la prótesis y la parte proximal de la aorta. Con ETE, los jets de regurgitación anterior pueden ser insuficientemente detectado o subestimados en algunas vistas, debido al fenómeno de sombra acústica. Los jets localizados medial o lateralmente a la prótesis aórtica son a menudo difíciles de visualizar en las vistas estándar con ETT y ETE, siendo necesario obtener vistas intermedias o fuera de eje para revelar estos jets. La ecocardiografía 3D, especialmente por ETE, es ideal para adquirir imágenes de toda la prótesis aórtica, la totalidad del anillo de sutura y la extensión de cualquier leak paravalvular (22-24).

Morfología y función valvular

La disfunción protésica aórtica, sea estenosis y/o regurgitación, se asocia generalmente con una morfología y/o motilidad anormal de la válvula. Las imágenes pueden revelar la etiología de la disfunción, mostrando la degeneración valvar (engrosamiento (>3 mm), calcificación, movilidad anormal) para las bioprótesis, movimiento anormal del oclusor/disco para las prótesis mecánicas, o un movimiento excesivo del anillo de sutura. Si las cúspides están engrosadas o el sistema oclusor ha reducido su apertura, es probable que la válvula este obstruída. A la inversa, siempre que el pannus sea excluído, si las cúspides son delgadas y los oclusores abren con normalidad entonces es probable que la válvula sea normal. Las suturas o pequeñas hebras de fibrina pueden ser visibles. Precozmente tras el implante, un hematoma aórtico y edema pueden ser observados en las válvulas sin stent.

Obstrucción adquirida de la prótesis aórtica

Evaluación Doppler

La evaluación con ultrasonido Doppler (onda continua y pulsada) de



Figura 16. Ejemplos de regurgitación aórtica paraprotésica (A, regurgitación leve; B, regurgitación moderada a severa) evaluada por ecocardiografí transesofágica 3D multiplanar.

las VCP en posición aórtica se obtiene desde las posiciones apicales y se completan con las vistas paraesternal derecha, supraesternales y subcostal (para obtener las velocidades más altas). La señal de Doppler CW a través de una prótesis aórtica normal por lo general muestra una velocidad pico >2 m/s en la sístole temprana con un tiempo de aceleración corto, es decir, el tiempo desde el inicio del flujo a la velocidad máxima (AT <80 ms), y con una forma triangular (30,87,111). El aumento de los grados de obstrucción se asocia con el incremento del gradiente medio transaórtico y las velocidades máximas se producen al final de la sístole, con un AT más prolongado en relación a la duración de la eyección del VI y una señal Doppler más redondeada (Figura 19). Los gradientes y velocidades transaórtico están influenciados por el tamaño de la prótesis, el volumen sistólico, y la presencia de MPP o por cualquier obstrucción. Por ejemplo, el aumento del gradiente medio se puede observar en prótesis pequeñas y en pacientes con MPP moderado o grave mientras que en pacientes con severa estenosis protésica, los gradientes pueden sólo estar ligeramente elevados si coexiste severa disfunción del VI (estados de bajo flujo). Para superar estas limitaciones, otros parámetros Doppler han sido propuestos: el AT y la relación entre el AT y el tiempo de eyección (ET). Un AT >100 ms y una relación AT/ET >0,37 sugieren la presencia de estenosis protésica aórtica con bastante exactitud (30,111). La ventaja de estos parámetros es que son independientes del ángulo de interrogación

	Leve o clínicamente no significativo	Moderado	Sever
VALVULA PROTESICA AORTICA			
AEO indexado (proyectado o medido)			
IMC <30 kg/m ²	>0.85	0.85-0.66	≤0.65
$IMC \ge 30 \text{ kg/m}^2$	>0.70	0.70-0.56	≤0.55
AEO medido vs. valor de referencia normal*	Referencia ±1SD	Referencia ±1SD	Referencia ±1SD
Diferencia (AEO medido - AEO referencia) (cm²)*	<0.35	<0.35	<0.35
Estructura y motilidad valvular	Usualmente normal	Usualmente normal	Usualmente norma
VALVULA PROTESICA MITRAL			
AEO indexado (proyectado o medido)			
IMC <30 kg/m ²	>1.2	1.2-0.91 1.0-0.76	≤0.90 <0.75
$IMC \ge 30 \text{ kg/m}^2$	21.0	1.0 0.70	20.75
AEO medido vs. valor de referencia normal *	Referencia ±1SD	Referencia ±1SD	Referencia ±1SD
Diferencia (AEO medido - AEO referencia) (cm²)*	<0.35	<0.35	<0.35
Estructura y motilidad valvular	Usualmente normal	Usualmente normal	Usualmente norma

*Los criterios propuestos para estos parámetros están validados para un volumen sistólico normal o casi normal (50-90 mL) Ver Tablas 7 y 8 para obtener los valores normales de referencia del área efectiva del orificio para los diferentes modelos y tamaños de prótesis AEO: área efectiva del orificio; IMC: índice masa corporal; SD: desvio standard.



Figura 17. Ejemplo de PPM en un paciente con una válvula mecánica en posición mitral. Existe una aceleración del flujo anterógrado a través de la prótesis visto con flujo color en C. Los gradientes de presión transprotésicos son elevados (Gradiente medio de presión en 11mmHg, D). Aplicando la ecuación de continuidad (A, B y D), como se explica en la Figura 7, el EOA de esta prótesis es 1.2cm2 (0.64cm2/m2), sugiriendo junto con el alto gradiente de presión y el DVI incrementado, una obstrucción valvular o un PPM. Sin embargo, la cinefluoroscopía (E y F) muestra ángulos normales de cierre y apertura, confirmando la presencia de PPM.



Figura 18. Ejemplo de PPM en un paciente con una válvula mecánica en posición aórtica. Existe una aceleración del flujo anterógrado a través de la prótesis visto con flujo color en C. Los gradientes de presión transprotésicos son elevados (Gradiente medio de presión en 42 mmHg, D). Aplicando la ecuación de continuidad (A, B y D), como se explica en la Figura 7, el EOA de esta prótesis se encontró en 1.01cm2 (0.52cm2/m2), sugiriendo junto con el alto gradiente de presión y el DVI bajo, una obstrucción valvular o un PPM. Sin embargo, la cinefluoroscopía (E y F) muestra ángulos normales de cierre y apertura, confirmando la presencia de PPM.

Doppler en relación con la dirección del flujo. Por otra parte, la limitación de estos parámetros es que están influenciados por la función sistólica y cronotropismo del VI. Una estenosis protésica aórtica significativa generalmente se asocia con el aumento de la velocidad pico y gradiente medio transprótesico durante la ecocardiografía de estrés (≥ 3 m/s, o ≥ 20 mmHg) (35,135). El cambio respecto a estudios anteriores es otro parámetro específico de estenosis protésica; un aumento del gradiente medio >10 mmHg o una caída del AEO >25 % durante el seguimiento sugieren obstrucción clínicamente significativa.

La medición del AEO y el DVI (VTITSVI/VTIPrV) ofrecen una evaluación menos dependiente del flujo para la obstrucción de la válvula aórtica protésica (19). El cálculo del AEO (volumen sistólico/VTIPrV) por ecuación de continuidad requiere una estimación precisa del volumen sistólico, que depende de la valoración estricta del diámetro y velocidad del TSVI (ambos derivados de la misma localización anatómica), y de la velocidad del jet aórtico (14,25). Aunque los valores deben ser comparados con los datos normales para cada tipo y tamaño de prótesis, un AEO <0,8 cm2 y un DVI <0,25 elevan la sospecha de estenosis protésica aórtica significativa.

Evaluación integral

La detección ecocardiográfica y clasificación de la obstrucción de la prótesis valvular incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula aórtica, así como mediciones Doppler cualitativas y cuantitativas de la gravedad de la obstrucción. Otras modalidades de imágenes también se pueden utilizar para evaluar la motilidad, estructura y función de la válvula. La interpretación de los datos se debe realizar de acuerdo con la fecha de sustitución valvular, las características de la prótesis y las condiciones hemodinámicas. La Tabla 13 enumera los parámetros de imagen utilizados para evaluar la función protésica aórtica. Cuando todos los parámetros son normales, la probabilidad de disfunción es muy baja. Por el contrario, cuando la mayoría de los parámetros son anormales, la certeza de obstrucción protésica aórtica aumenta.

Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión

Una elevada velocidad o gradiente transprótesico por sí sola no es una prueba de obstrucción valvular y puede ser secundario a MPP, condiciones de alto flujo (por ejemplo, postoperatorio, anemia, sepsis), regurgitación protésica mitral oculta, regurgitación protésica aórtica, fenómeno de recuperación rápida de presión, errores técnicos o a un jet de alta velocidad central en las válvulas mecánicas bidisco (7). La dependencia de los gradientes de presión con el flujo destaca la necesidad de un enfoque escalonado incluyendo la estimación del AEO y el DVI. El algoritmo para la interpretación de estos elevados gradientes proviene de una recopilación de enfoques propuestos anteriormente (Figura 20) (7,14,102,122,136). Luego de haber excluidos los posibles errores técnicos, el primer paso es comparar el AEO con



Figura 19. Obstrucción valvular protésica aórtica. Perfiles hemodinámicos de una prótesis en posición aórtica con función normal (panel izquierdo) vs obstruida (panel derecho). La válvula con función normal muestra velocidad pico de flujo transprotésico bajo, gradientes de presión bajos, un gran EOA y un tiempo de aceleración corto (tiempo desde el inicio de flujo aórtico hasta la velocidad pico, AT < 100ms), mientras que la prótesis obstruida muestra gradientes medios de presión elevados, velocidad pico alta, un pequeño EOA y AT incrementado (AT > 100ms).

el valor de referencia normal del AEO para el tipo y tamaño de prótesis implantada. Si el AEO es inferior al valor de referencia normal, y sobre todo cuando hay una reducción del AEO e DVI o un aumento en el gradiente medio respecto a estudios previos, la presencia de un movimiento protésico anormal en el contexto de un DVI <0,25 y AT/ ET >0.37 sugiere obstrucción de la válvula protésica. Si el AEO medido es cercano al valor de referencia normal, se puede calcular el AEO indexado (AEO/ASC) utilizando el AEO medido o, alternativamente, el valor de referencia normal del AEO para la válvula implantada (o sea, el AEO indexado proyectado). Si el resultado es <0,85 cm²/m2, se puede asumir que el MPP está presente y que, dependiendo de su grado de severidad, puede ser parcial o totalmente responsable del elevado gradiente. En este contexto, es importante tener en cuenta que ambos fenómenos, es decir, MPP y disfunción intrínseca pueden coexistir. Debe recordarse, que el MPP está presente en el postoperatorio inmediato y en todos los ecocardiogramas posteriores, por lo que nuevos cambios en los gradientes de presión a menudo representan una disfunción intrínseca adicional.

Regurgitación aórtica patológica

Evaluación con doppler color

Utilizando el Doppler color, el chorro de regurgitación en el VI durante la diástole se puede visualizar desde múltiples vistas. Los primeros estudios que definían la gravedad de la IAo se centraron en la caracterización del flujo color del jet (14,20). Los métodos que midieron el área o longitud del jet tienen grandes limitaciones, debido a varia-

ciones hemodinámicas, configuración del ecógrafo, características de la cámara receptiva, excentricidad del jet, choque del chorro en las paredes de la cámara, y la variabilidad en la percepción de los operadores (137). El área del jet o su longitud por Doppler color, están débilmente correlacionados con el grado de IAo protésica, por lo tanto no se recomiendan para la cuantificación de la regurgitación protésica aórtica (20). Las relaciones del diámetro del jet regurgitante/ diámetro del TSVI desde la vista paraesternal de eje largo y área del jet/área del TSVI desde la vista paraesternal de eje corto justo debajo de la prótesis se pueden utilizar para estimar la severidad en los casos de regurgitación central (Figura 11). Una relación del diámetro del jet/diámetro del TSVI >65 % sugiere regurgitación severa (138). Sin embargo, utilizando este parámetro, la gravedad de la regurgitación puede ser sobreestimada en caso de chorros excéntricos o forma de media luna y subestimada en caso de jets que chocan contra la pared del TSVI o la valva mitral anterior.

Para la evaluación semicuantitativa de lAo paravalvular, se requiere una imagen cuidadosa del cuello del chorro en una vista de eje corto, en el plano anular, para definir con precisión su extensión circunferencial, que se puede expresar como un porcentaje de la circunferencia total de anillo de sutura (<10%= leve; 10 a 29%= moderado; ≥30%= grave) (Fi-gura 16) (14,122,139). Este método sin embargo presenta limitaciones en jet excéntricos o defectos con forma irregular. El balanceo de la prótesis se asocia generalmente con una dehiscencia >40 % y regurgitación severa (140). El ancho del jet paravalvular en su origen en múltiples vistas es también de utilidad para evaluar la severidad.

 Tabla 13. Clasificación de la obstrucción de la válvula protésica aórtica

	Normal	Posible obstrucción	Obstrucción significativa
Cualitativos			
Estructura y movilidad valvular	Normal	Frecuentemente anormal $^{\beta}$	Anormal ^β
Forma del flujo transvalvular‡	Triangular, pico precoz	Triangular a intermedio	Redondeado, simétrico
Semicuantitativos			
Tiempo de aceleración (ms) [‡]	<80	80-100	>100
Relación Tiempo de aceleración / Tiempo de eyección de VI	<0.32	0.32-0.37	>0.37
Índice de velocidad doppler*	≥0.35	0.25-0.35	<0.25
Cuantitativos			
Dependiente de flujo			
Velocidad pico (m/s) ^{*†}	<3	3-4	≥4
Gradiente medio (mmHg)*†	<20	20-35	≥35
Incremento del gradiente medio durante eco stress	<10	10-20	>20
Incremento del gradiente medio durante el seguimiento	<5	5-9	≥10
Independiente de flujo			
Área efectiva del orificio (cm²)*1	>1.1	0.8-1.1	<0.8
AEO medido vs. valor normal de referencia*	Referencia ±1SD	< Referencia -1SD	< Referencia -2SD
Diferencia (AEO medido - AOE de referencia (cm²)*	<0.25	0.25-0.35	>0.35

* El criterio propuesto para estos parámetros están validados para un volumen sistólico normal o cercano a lo normal (50-90 mL) y a un flujo (200-300 mL/s).

† Estos parámetros son más afectados por estados de alto o bajo flujo incluyendo bajo gasto cardiaco de VI y regurgitación aórtica concomitante.

‡ Estos parámetros son afectados por función del VI y frecuencia cardiaca.

¶ Este parámetro es dependiente del tamaño del tracto de salida del VI.

β Válvula mecánica anormal: oclusor que se encuentra inmóvil o con movilidad reducida, trombo o pannus; Válvula biológica anormal: valva engrosada/calcificada, trombo o pannus.

Ver Tabla 7 para obtener los valores de referencia del área efectiva del orificio para los diferentes modelos y tamaños de prótesis. SD: desvío standard.

Debido a la sombra causada por el anillo o stent protésico, el ancho de la vena contracta (el chorro regurgitante a medida que atraviesa el orificio aórtico o el área regurgitante efectivo) puede ser difícil de medir correctamente en la vista de eje largo e inexacto en caso de múltiples jets, forma irregular del orificio o extensión radial de chorros paravalvulares (63). Cuando sea posible, la medición del ancho de vena contracta es útil para diferenciar IAo protésica leve de severa. Utilizando un límite de Nyquist de 50-60 cm/s, un ancho de vena contracta de menos de 3 mm se correlaciona con insuficiencia aortica leve, mientras que un ancho >6 mm indica insuficiencia severa.

La evaluación cuantitativa basada en la superficie del área de isovelocidad proximal (PISA) en general es difícil de aplicar a la prótesis aórtica mecánica (141,142). Cuando es posible, sobre todo en bioprótesis con regurgitación central, la imagen de la zona de convergencia del flujo es generalmente obtenida desde las vistas apical 3 o 5 cámaras o paraesternal eje largo. El radio del PISA se mide en diástole utilizando la primera capa de aliasing (20). El volumen regurgitante y el área efectiva del orificio regurgitante se obtienen utilizando las fórmulas habituales. Un AEO \geq 30 mm² o un Vol Reg \geq 60 ml indican insuficiencia aortica protésica severa.

Los parámetros por Doppler espectral son útiles para evaluar la IAo protésica porque son menos sensibles a la posición protésica, sombreado y artefactos asociados. El Doppler CW del chorro de IAo ge-

neralmente se obtiene mejor desde la vista de 5 cámaras apical. Debe realizarse el mayor esfuerzo para obtener el ángulo Doppler correcto con el fin de minimizar los errores relacionados con la mala alineación del haz de ultrasonido. Para los chorros excéntricos, la mejor señal puede ser obtenida desde la ventana paraesternal derecha. El tiempo de hemipresión de la señal del jet regurgitante con Doppler CW es útil cuando el valor es <200 ms, lo que sugiere IAo severa, o >500 ms, en concordancia con IAo leve. Sin embargo, los valores intermedios (200-500 ms) son menos específicos, ya que están influenciados por otras variables como la frecuencia cardíaca, presiones y compliance del VI, así como la rapidez de instauración de la IAo (es decir, en IAo aguda, el THP generalmente se acorta, independientemente de la severidad de la regurgitación) (143,144). Para visualizar el flujo reverso diastólico en aorta descendente, 1) el volumen de muestra se coloca inmediatamente distal al origen de la arteria subclavia izquierda; 2) el Doppler de onda pulsada se alinea a lo largo del eje mayor de la aorta; 3) el filtro Doppler se disminuye para permitir la detección de velocidades bajas (<10 cm/s) y la magnitud de la escala de velocidad se establece en 60-80 cm/s para una medición más precisa de la velocidad del flujo de fin de diástole. Con leves grados de regurgitación, hay una breve inversión del flujo limitado a la protodiástole. A medida que el grado de regurgitación aumenta, la duración y la velocidad del flujo reverso durante la diástole también se incrementan. La presencia de un flujo

Figura 20. Algoritmo de evaluación de gradiente transvalvular aórtico elevado. Ao, diámetro de aorta ascendente; AT/ET, tiempo de aceleración/ tiempo eyectivo; EOA, área de orificio efectivo; PPM, disbalance prótesis paciente. *Sólo válvulas bidisco, tamaño de PHV aórtica pequeño (19 a 21 mm). **Considerar infraestimación del diámetro del TSVI y/o VTI TSVI. ***Recalcular EOA utilizando volumen sistólico del TSVD. #Si la motilidad de valvas/discos no está clara con ETT, considerar cinefluoroscopía o TC cardiaca. ##Considerar sobreestimación del diámetro del TSVI y/o VTI TSVI.

reverso holodiastólico en la aorta torácica descendente es indicativo de IAo al menos moderada; se sospecha IAo severa cuando la velocidad telediastólica es >20 cm/s (145). La principal limitación de este parámetro es que está altamente influenciado por la compliance de aorta y VI. Los pacientes añosos con aorta rígida pueden tener inversión del flujo holodiastólico con IAo trivial o leve.

El volumen regurgitante puede estimarse como la diferencia entre el volumen sistólico a nivel del TSVI (o volumen sistólico total del VI derivado de 2D/3D) y el flujo en el anillo mitral o en el TSVD. Este método no puede utilizarse si existe una regurgitación mitral o pulmonar concomitante mayor que grado leve, respectivamente. Este método consume mucho tiempo y se asocia con varios obstáculos, el más importante es la medición exacta del anillo mitral o diámetro del TSVD. En general, una fracción regurgitante (vol regurgitante dividido por el volumen sistólico a nivel del TSVI) mayor del 50% indica lAo protésica grave (16,20).

El impacto de la IAo protésica sobre el VI depende de la cronicidad y

severidad de la regurgitación, así como cualquier disfunción ventricular pre-existente. En ausencia de otras condiciones, la dilatación del ventrículo izquierdo es sensible para IAo crónica significativa mientras que un tamaño normal ventricular casi excluye la IAo crónica grave. Del mismo modo, si los volúmenes del VI no logran disminuir luego del reemplazo valvular por IAo o tiende a aumentar después de la sustitución de la válvula por EAo y en particular si el ventrículo se encuentra hiperdinámico, se debe sospechar un leak hemodinámicamente significativo. Por el contrario, la dilatación del VI puede estar ausente

en la IAo severa aguda (16,20).

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de la IAo protésica incluye la integración de datos provenientes de imágenes en 2D/3D de la raíz aórtica, válvula aórtica, y el ventrículo, así como mediciones Doppler de la severidad de la regurgitación (Tabla 14). Se debe hacer el esfuerzo para

Tabla 14. Clasificación de la regurgitación de la válvula protésica aórtica

	Leve	Moderada	Severa
Cualitativos			
Estructura y movilidad valvular	Generalmente normal	Generalmente anormal †	Generalmente anormal ⁺
Ancho del jet color de IAo*	Pequeño	Intermedio	Grande (>65% del diámetro del TSVI)
Jet de IAo con Doppler CW	Incompleto o débil	Denso	Denso
Flujo diastólico reverso en aorta descendente	Breve, flujo reverso protodiastolico	Intermedio	Flujo reverso holodiastolico (velocidad fin de diástole >20 cm/s)
Semicuantitativos			
Tiempo de hemipresion (ms) [‡]	>500	200-500	<200
Extensión circunferencial de la regurgitación paravalvular (%)¶	<10	10-29	≥30
Ancho vena contracta (mm)	<3	3-6	>6
Cuantitativos			
EROA (mm²)	<10	10-29	≥30
Vol Regurgitante (mL) ^β	<30	30-59	≥60
Fracción Regurgitante (%)	<30	30-50	>50
+ tamaño del VI ^{\$}			

* Parámetro aplicable a jets centrales y menos exacto en jets excéntricos

+ Válvula mecánica anormal: oclusor inmóvil, dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular); Válvula biológica anormal: valvas engrosadas/calcificación o prolapso, dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular)

‡ Este parámetro esta influenciado por la compliance del ventrículo izquierdo.

§ Aplicable a regurgitación valvular protésica aórtica crónica o en postoperatorio tardío en ausencia de otras causas.

¶ Aplicable solamente a regurgitación paravalvular

β Puede estimarse por la diferencia del volumen sistólico en el TSVI menos el volumen sistólico en el tracto de salida del VD (si no existe regurgitación pulmonar mayor que leve) o en anillo mitral (si no existe regurgitación mitral mayor que leve)

IAo: regurgitación aórtica, EROA: área orificio regurgitante efectivo, Vol regurgitante: Volumen regurgitante, THP: Tiempo de hemipresión.

cuantificar el grado de regurgitación, excepto ante la presencia de lAo protésica leve o menor. La medición del ancho de la vena contracta y el cálculo del AORE, volumen regurgitante y fracción regurgitante, se recomiendan siempre que sea posible. Parámetros complementarios contribuyen a consolidar la gravedad de la IAo y deben ser utilizados ampliamente en particular cuando existe discordancia entre el grado cuantificado de regurgitación y el contexto clínico. Estos parámetros deben ser interpretados según la cronicidad de la IAo protésica y el remodelado del VI. En caso de resultados discrepantes persistentes y después de eliminar errores técnicos, o cuando la ecocardiografía no es concluyente, otras modalidades de imagen pueden ser utilizadas en centros con experiencia.

Válvula protésica mitral

Evaluacion basal y estudios seriados

Como en el caso de la prótesis aórtica, el informe ecocardiográfico debe ser integral (Tablas 4 y 10), incluyendo 1) tipo y tamaño de la válvula protésica, 2) presión arterial, 3) morfología y función de la válvula (incluyendo la medida del ángulo de cierre de válvulas mecánicas bidisco cuando sea posible), 4) velocidades y gradientes de presión protésica (THP, DVI, AEO), 5) la frecuencia cardíaca a la que los gradientes fueron medidos, 6) presencia de regurgitación (localizacion, severidad), 7) tamaño y función del VI, 8) tamaño de AI, 9) presión pulmonar (7,14). El AEO calculado debe compararse con los valores de referencia para el tipo de válvula protésica. Debe ser reportada la presencia de MPP. De requerirse otros métodos de imagenes, se debe registrar el

tipo y motivo de su utilización. Cualquier cambio en las características de las prótesis mitrales debe ser documentado.

Evaluación por imágenes

Todos los componentes de la prótesis mitral deben ser evaluados (anillo de sutura, cúspides, oclusor/es, áreas circundantes). El ETT es la imagen de primera elección, mientras que el ETE se recomienda en caso de disfunción sospechada o confirmada (15,21,27,29,134). Si es necesario, la cinefluoroscopía, TC cardíaca o RMC se pueden utilizar como herramientas complementarias (véase más arriba) (39,42,64). En el ETT, las vistas paraesternal de eje largo y corto, y todas las vistas apicales con múltiple angulación e incluso cortes fuera de eje son necesarias para escanear todo el anillo de sutura, el aparato subvalvular mitral, y el movimiento de valvas/oclusores. El stent de la válvula biológica es frecuentemente bien visualizado desde la vista apical de 4 cámaras. Las imágenes con Doppler color se utilizan para demostrar el flujo normal anterógrado, los jets de lavado esperados, y la presencia de regurgitación patológica. Los efectos de la sombra acústica pueden imposibilitar la obtención de imágenes adecuadas del lado auricular de las prótesis mitrales, especialmente en las mecánicas (Figura 5 Panel A y B) (85,86). La visualización puede mejorarse cuando el haz de ultrasonido se orienta paralelo a la dirección de la apertura del oclusor. La vista subcostal puede ser útil para mostrar jets paraprotésicos ya que se minimiza el efecto de sombreado. El ETE es con frecuencia superior al ETT en la detección y determinación de la ubicación y mecanismo de regurgitación protésica mitral (146-148). El ETE proporciona una mejor visualización de la Al y jet de regurgitación mitral, pero la sombra acústica limita la observación desde el

Figura 21. Leak paravalvular debido a dehiscencia de prótesis valvular mitral. Dehiscencia como hendidura de una bioprótesis en posición mitral desde vista transesofágica, con doppler color 3D mostrando la presencia de severa regurgitación paravalvular localizada posteriormente e involucrando 25% de la circunferencia de la prótesis desde septum anterior hasta la pared posterior de la aurícula izquierda (LA) (B y D). Representación esquemática de la orientación de la prótesis vista desde el enfoque auricular izquierdo 3D en A y C (después de la reorientación con la aorta arriba).

lado ventricular (Figura 5, panel C y D). Los chorros de regurgitación se visualizan mejor en la vista de 4 cámaras a nivel esofágico bajo con rotación de la sonda a vistas de 2 y 3 camaras junto con anteflexión y retroflexión. Si se alinea correctamente en el centro del sector, la vista de eje corto transversa transgástrica es útil para obtener imágenes de toda la circunferencia del anillo de sutura y valvular. La vista de eje largo (ETT/ETE) se utiliza para medir el TSVI (ver arriba), mientras que la vista de eje corto permite determinar la extensión circunferencial de cualquier fuga paravalvular. La ecocardiografía 3D, especialmente por ETE, es ideal para obtener imágenes de toda la prótesis mitral, todo el anillo de sutura y el grado de regurgitación paravalvular (Figura 21).

Morfología y función valvular

Las imágenes pueden determinar la etiología de la obstrucción o regurgitación, evidenciando la degeneración valvar (engrosamiento, calcificación, motilidad anormal) en bioprótesis, movimiento de balanceo del anillo de sutura o motilidad anormal del sistema oclusor en las prótesis mecánicas. El oclusor de válvulas mecánicas debe abrirse de forma rápida y completamente, así, una apertura reducida es un signo confiable de obstrucción siempre que la función del VI este conservada. En las válvulas bivalvas normales, puede haber una ligera oscilación de las valvas durante la diástole y un cierre ligeramente asincrónico. La dehiscencia de la válvula mitral se produce principalmente en la región posterior o lateral y muy rara vez en localizacion anterior. La orientación anatómica de los oclusores normalmente debería ser igual a la apertura de la válvula nativa; esto conserva el patrón de flujo de entrada y vórtices intraventriculares que resultan importantes para el llenado del VI. Esto es de particular importancia para las prótesis monodisco donde el mayor orificio dirige el flujo anteriormente en lugar de hacia atrás. En prótesis biológicas, las valvas deben ser delgadas y completamente móviles, sin prolapso. Como ocurre en posición aórtica, es normal ver suturas, hebras de fibrina, o ecos que se asemejan a burbujas en el VI. Valvas muy calcificadas (Figura 22) y reducción del movimiento del oclusor son los signos más confiables de obstrucción. En una válvula mecánica bidisco, la obstrucción parcial puede ser evidente cuando un disco se mueve claramente menos que el otro. Si el oclusor no puede visualizarse, la obstrucción se puede sospechar cuando existe un fallo del mapa de color para llenar el orificio de la prótesis (estrecho jet de entrada de alta velocidad con aliasing) en todas las vistas. En las bioprótesis, el jet puede ser estrecho a nivel de las valvas inmóviles, pero puede expandirse rápidamente para llenar el espacio hacia los extremos del stent. Una severa disfunción del VI también puede provocar una apertura reducida de la válvula, pero en este caso estará asociada con una señal color de entrada delgada, de baja velocidad.

Obstrucción adquirida de la prótesis mitral Evaluación con Doppler

La evaluación con ultrasonido Doppler (CW y onda pulsada) de las prótesis en posición mitral se realiza desde la posición apical con ETT y desde la vista de 4 cámaras esofágica inferior con ETE. Vistas fuera de eje pueden ser necesarias para una correcta alineación del haz de ultrasonido con la dirección del flujo.

Figura 22. Bioprótesis mitral degenerativa y gradiente elevado. Bioprótesis disfuncional vista con ecocardiografía transesofágica (ETE) 2D y 3D. Imagen con flujo color 2D (A) y 3D (B) de una prótesis mostrando regurgitación intraprotésica anormal (flecha amarilla en ETE 2D y flecha roja en ETE 3D). La imagen de flujo color 2D del flujo anterógrado muestra un aliasing significativo a nivel de la prótesis indicativo de alta velocidad en el perfil de flujo (C). La apertura incompleta de una de las cúspides (anterior) es vista desde el 3D (D, flecha blanca). E y F muestran el área del oriicio anatómico (AOA) obtenido por planimetría y el EOA obtenido por ecuación de continuidad. Ambos confirman obstrucción significativa.

La velocidad del flujo diastólico precoz de entrada mitral (velocidad E) en la mayoría de las prótesis mecánicas bidisco que funcionan con normalidad es <1,9 m/s, pero puede ser de hasta 2,4 m/s en prótesis con un pequeño mismatch (87,149-151). El gradiente medio transmitral normal es generalmente <5-6 mmHg (152). A medida que aumenta el grado de estenosis aumentan las velocidades y gradientes transmitral. Sin embargo, el tamaño de la prótesis, la función ventricular y auricular, la compliance y presión relativa de cámara, y la presencia de MPP o de cualquier obstrucción pueden influir en las velocidades transprotésica mitral. La presencia de taquicardia conduce a un acortamiento del llenado diastólico y a un aumento de la velocidad E (19). Del mismo modo, una IM significativa, que conduce a un estado de sobrecarga de volumen, aumenta las velocidades de flujo transmitral. Todo esto resalta la necesidad de comparar los valores en forma seriada en el mismo paciente en el tiempo (14). En ausencia de estas condiciones, una velocidad transmitral precoz \geq 2,5 m/s y un gradiente medio de presión a través de la prótesis ≥10 mmHg sugieren la presencia de una obstrucción protésica mitral severa (14). La obstrucción significativa de una prótesis mitral se asocia generalmente con el aumento del gradiente medio (≥12 mmHg) durante la ecocardiografía de estrés (Figura 23) (33,135). Un cambio de los valores respecto al postoperatorio inmediato también apoya la obstrucción protésica mitral adquirida. Un aumento del gradiente medio >5 mmHg con frecuencia cardíaca similar es sugestiva de obstrucción de la válvula.

Un THP <130 ms es a menudo consistente con una función normal protésica mitral mientras que una THP >200 ms en ecocardiogramas secuenciales sugiere la presencia de estenosis significativa. Como el THP está influenciado por la frecuencia cardíaca, y la compliance de AI y VI, los pacientes con taquicardia o compliance reducida auriculoventricular pueden mostrar un THP normal a pesar de presentar estenosis significativa de la válvula protésica. El THP no debe ser obtenido en caso de bloqueo auriculoventricular de primer grado cuando se fusio-

nan las velocidades E y A o cuando el período de llenado diastólico es corto. Incrementos leves en el THP (130-200 ms) deben interpretarse con precaución (149,151).

El AEO y el DVI (VTIPrV/VTITSVI) son parámetros menos dependientes de flujo. El AEO se calcula utilizando la ecuación de continuidad (volumen sistólico/VTIPrV), que no es válida en caso de IM o IAo mayor a grado leve. En caso de IAo, el TSVD se puede utilizar como un enfoque alternativo. Por el contrario, el AEO obtenido por THP no es válido en la válvula mitral protésica (103,108). La interpretación correcta del DVI requiere la ausencia de regurgitación aórtica significativa. Aunque los valores deben ser referenciados con los datos normales para cada tipo de prótesis y tamaño, un AEO <1 cm2 y un DVI >2,5 deben hacer sospechar obstrucción significativa de una prótesis mitral (14).

Evaluacion integrativa

La evaluación ecocardiográfica de la obstrucción mitral protésica incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula mitral, así como las medidas Doppler cualitativas y cuantitativas de la gravedad de la obstrucción (Figura 24). Otras modalidades de imagen, cuando estén indicadas, se pueden utilizar para evaluar, de forma alternativa, el movimiento, estructura y funcion de la válvula. Por ejemplo, en caso de una trombosis protésica silente, que se caracteriza por gradientes normales o ligeramente elevados, la identificación del movimiento anormal de un disco en una válvula mitral bidisco puede requerir el uso de cinefluoroscopía o TC cardíaca (45). La interpretación de los datos debería realizarse de acuerdo con la fecha de sustitución valvular, características de la prótesis y condiciones hemodinámicas. La Tabla 15 enumera los parámetros de imagen utilizados para evaluar la función de las prótesis mitrales. Cuando todos los parámetros son normales, la probabilidad de mal funcionamiento de la válvula es muy bajo, mientras que la disfunción es probable si la mayoría de ellas son anormales (149).

Figura 23. Disfunción protésica de válvula mitral y ecocardiografía de ejercicio. Una elevación significativa del gradiente medio de presión (MPG) durante la ecocardiografía de ejercicio en una prótesis mecánica en posición mitral (C) en un paciente con gradientes en reposo levemente incrementados (A), quejándose de disnea al esfuerzo. Durante el ejercicio (D), hay un incremento significativo en el gradiente de presión transtricuspídeo (TTPG) comparado con el reposo (B) que es paralelo al incremento en los gradientes de presión a través de la prótesis mitral.

Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión

En una prótesis mitral, un gradiente medio de 6 mmHg o más puede indicar una obstrucción patológica, presencia de estados hiperdinámicos (por ejemplo, el período postoperatorio, anemia, sepsis), taquicardia, MPP, regurgitación, errores técnicos o un jet de alta velocidad localizado centralmente en las válvulas mecánicas bidisco (7,14,102,122,136). Para solucionar la dependencia entre flujo y gradiente de presión, se necesita un enfoque gradual incluyendo la estimación del AEO e DVI (Figura 24). Después de haber excluido posibles errores técnicos, el AEO se compara con el valor de referencia normal del mismo para el tipo y tamaño de prótesis implantada. Si el AEO es inferior al valor de referencia normal, y sobre todo cuando hay una disminución del AEO y DVI durante el seguimiento, la presencia de un movimiento protésico anormal (o sospechado por un flujo color anormal) en el contexto de un DVI >2,2 y THP ≥130 ms sugiere obstrucción de la válvula protésica. Un THP <130-200 ms en un paciente con un elevado gradiente transprotésico no es un signo de obstrucción patológica, sino más bien un signo de alto flujo a través de la prótesis, sobre todo cuando la movilidad de las valvas/discos es normal. En esta situación, se pueden obtener velocidades más bajas tras una cuidadosa alineación del haz Doppler evitando esta aceleración central. Si el AEO está próximo al valor de referencia, se puede calcular el AEO indexado (AEO/ASC) con el AEO medido o proyectado (valor normal de referencia). Si el indexado es $\leq 1.2 \text{ cm}^2/\text{m}^2$, se puede suponer que existe MPP y que, dependiendo de su grado de severidad, puede ser parcial o totalmente responsable del elevado gradiente. En este contexto, es importante tener presente que ambos fenómenos, MPP y disfunción intrínseca, pueden coexistir. Es de destacar, que el MPP está presente en el postoperatorio inmediato y en todos los ecocardiogramas posteriores, por lo que nuevos cambios en los gradientes de presión a menudo representan disfunción intrínseca adicional. En el otro caso (AEO >1,2 cm²/m2), si la movilidad valvular se considera que es normal o si es indeterminada y el DVI es <2,2, se debe sospechar regurgitación transvalvular o paravalvular o estados de alto flujo.

Regurgitación mitral patológica

Evaluación con Doppler color

La valoración de la gravedad de la IM protésica también es un gran desafío. El volumen del jet regurgitante está determinado por el tamaño del orificio regurgitante, el gradiente de presión a través del orificio, y la duración de la sístole (20).

Las imágenes de flujo color con la forma más común para evaluar la severidad de la IM. Se supone que a medida que la gravedad de la IM aumenta, el tamaño y el alcance del chorro en la Al también lo hacen (153). Sin embargo, la relación entre el área del jet y la gravedad de la IM presenta un amplio rango de variabilidad. Por eso, este enfoque es susceptible de muchos errores y no se recomienda para evaluar la gravedad de la IM (20). Sin embargo, la detección de un gran jet excéntrico, turbulento y que alcanza la pared posterior de la Al está a favor de una IM protésica significativa. Por el contrario, los jet pequeños y delgados que aparecen justo detrás de las valvas suelen indicar IM leve (154).

Con Doppler color, las fugas paravalvulares tienen un aspecto típico

Figura 24. Algoritmo para la evaluación de alto gradiente transvalvular mitral. DVI, índice velocidad doppler; EOA, área d orificio efectivo; PPM, disbalance prótesis paciente. *Sólo válvulas bidisco. **Considerar infraestimación del diámetro del TSVI y/o VTI TSVI. #Si la motilidad de valvas/ discos no está clara con ETT, considerar cinefluoroscopía o TC cardiaca. ##Considerar sobreestimación del diámetro del TSVI y/o VTI TSVI.

de un jet que ingresa a la Al por fuera del anillo de la prótesis y, con frecuencia se proyecta hacia la aurícula con una dirección excéntrica. Para la evaluación semicuantitativa de la IM paravalvular, se debe obtener con cuidado imágenes del cuello del chorro en una vista de eje corto, en el plano del anillo de sutura, para definir con precisión su extensión circunferencial, que se puede expresar como el porcentaje de la circunferencia total del anillo (<10 %= leve; 10 a 29 %= moderado; \geq 30 % grave) (155). El balanceo de la prótesis se asocia generalmente con dehiscencia >40 %, y por ende, a regurgitación severa.

La vena contracta es el área del chorro cuando sale del orificio regurgitante; refleja así el área del orificio regurgitante. El ancho de la vena contracta es útil para distinguir IM protésica leve de severa. Se debe medir en las vistas de eje largo paraesternal o apical 4 cámaras. Una vena contracta <3 mm indica regurgitación mitral protésica leve mientras que si es \geq 7 mm será severa (151). Debido a la sombra causada por el material protésico, el ancho de vena contracta puede ser difícil de evaluar. Es inexacto en caso de múltiples jets u orificio con forma irregular (14,20).

El método de PISA es factible, especialmente en válvulas biológicas (Figura 13). La obtención de imágenes de la zona de convergencia del flujo generalmente se obtiene a partir de la vista apical de 4 cámaras,

aunque otras vistas se pueden utilizar si la dirección del flujo regurgitante es paralela (153,156). El área de interés debe ser optimizada mediante la reducción de la profundidad y del límite de Nyquist aproximadamente a 15-40 cm/s. El radio del PISA debe medirse en mesosistole utilizando el primer aliasing. El volumen regurgitante y el área efectiva del orificio regurgitante se obtienen utilizando las fórmulas habituales. Cualitativamente, la presencia de flujo de convergencia a un límite de Nyquist de 50 a 60 cm/s debe alertar sobre la presencia de IM grave. Los grados de severidad de la regurgitación mitral se clasifican como leve, moderado o grave, y se subclasifica al grupo de regurgitación moderado en "leve a moderado" (EROA, de 20 a 29 mm o una Vol Reg de 30 a 44 ml) y "moderado a severo" (EROA de 30 a 39 mm² o Vol Reg de 45 a 59 ml). Cuantitativamente, la IM protésica se considera severa si el AORE es 40 mm² y el Vol Reg 60 ml. El método de PISA presenta ventajas y limitaciones, que ya han sido abordados. Resumidamente, el método de PISA se basa en el supuesto de una hemiesfera simétrica de la distribución de la velocidad proximal a la lesión regurgitante circular, que no podrá aplicarse a jets excéntricos, múltiples chorros, u orificio regurgitante elíptico o compleio (20). También la sombra acústica puede dificultar la visualización adecuada del PISA.

Tabla 15. Clasificación de la obstrucción de la válvula protésica mitral

	Normal	Posible obstrucción	Obstruction significativa
Cualitativos			
Estructura y movimiento valvular	Normal	Frecuentemente anormal $^{\beta}$	Anormal ^β
Semicuantitativos			
Tiempo de hemipresion (ms) [‡]	<130	130-200	>200
Índice de velocidad Doppler *¶&	<2.2	2.2-2.5	>2.5
Cuantitativos			
Dependiente de flujo			
Velocidad pico (m/s) ^{*+1}	<1.9	1.9-2.5	≥2.5
Gradiente medio (mmHg) ^{*†¶}	≤5	6-10	≥10
Incremento del gradiente medio durante eco stress	<5	5-12	>12
Incremento del gradiente medio en el seguimiento	<3	3-5	>5
Independiente de flujo			
Área efectiva del orificio (cm²)*§	≥2	1-2	<1
Área efectiva del orificio vs. Valor normal de referencia ^{*§}	Referencia ±1SD	<referencia -1sd<="" td=""><td><referencia -2sd<="" td=""></referencia></td></referencia>	<referencia -2sd<="" td=""></referencia>
Diferencia (AEO medido - AEO referencia) (cm ²)*	<0.35	<0.35	<0.35

β Valvulas mecanicas anormales; oclusor inmovil o con restriccion en su movilidad, trombos o pannus; válvulas biológicas anormales: engrosamiento/calcificación de cúspides, trombos o pannus

* Los criterios propuestos para estos parámetros estan validados para un volumen diastólico normal o casi normal (ejemplo, volumen sistolico: 50-90 mL) y una frecuencia cardiaca (50-80 lpm).

† Estos parámetros son más afectados por el flujo y frecuencia cardiaca

‡ Este parámetro es influenciado por frecuencia cardiaca, compliance de Al y VI. No deberia usarse durante taquicardia, bloqueo auriculoventricular de primer grado o situaciones que lleven a fusión de velocidades A y E o acorten el tiempo de llenado diastólico.

§ Estos parámetros no son validos cuando existe regurgitación aórtica o mitral mayor que leve

¶ Estos parámetros también son anormales en presencia de regurgitación protésica mitral significativa

& Este parámetro depende del tamaño del tracto de salida del VI. En fibrilacion auricular, el VTI de prótesis mitral y el VTI del TSVI deben medirse en ciclos cardiacos similares.

Ver Tabla 8 para obtener los valores normales de referencia del área efectiva del orificio para los diferentes tamaños y modelos de prótesis. THP: tiempo de hemipresión; SD: desvío standard

Los parámetros Doppler se pueden utilizar para agregar datos a la severidad de la regurgitación. En ausencia de obstrucción mitral protésica, el aumento en la velocidad del flujo transprotésico que ocurre al incrementarse la gravedad de la IM puede ser detectado como mayores velocidades de flujo durante el llenado diastólico temprano (aumento de la velocidad E). En ausencia de estenosis mitral, una velocidad pico E >1,5 m/s con doppler PW sugiere IM protésica severa. Por el contrario, una dominancia de la onda A (contracción auricular) excluye básicamente una IM grave. La presencia de un flujo sistólico retrógrado (Doppler PW posicionado 1 cm adentro de la vena pulmonar) en una o más de las venas pulmonares es otro parámetro específico para IM significativa (Figura 13)(157). Una señal de IM densa que completa toda la señal Doppler CW también indica IM más severa que una señal débil. Cuando es truncada (muescas) con un contorno triangular y una velocidad pico temprana (romo), indica que la presión en Al esta elevada o existe una gran onda de presión dentro de Al debido a IM grave. En IM excéntrica, puede ser difícil registrar el contorno completo del jet con Doppler CW.

El volumen regurgitante puede calcularse restando el volumen sistólico en el TSVI (o el volumen sistólico del VD si existe IAo mayor que leve) del volumen sistólico transmitral (o volumen sistólico del VI total derivado por 2D/3D). Este enfoque requiere de mucho tiempo y se asocia con varios inconvenientes. En general, una fracción regurgitante mayor del 50% indica IM protésica severa.

El impacto de la IM protesica sobre el VI, Al y las presiones pulmonares depende de la cronicidad y severidad de la regurgitación, así como la preexistencia de alguna miocardiopatía. En ausencia de otras condiciones, la dilatación del VI y Al son sensibles para IM crónica significativa mientras que un tamaño normal excluye a la IM crónica severa.

Del mismo modo, si los volúmenes del VI no logran disminuir después del reemplazo valvular mitral por IM o tienden a aumentar después de la sustitución por estenosis mitral y en particular si el VI es hiperdinámico, una fuga hemodinámicamente significativa se debe sospechar entre otros factores. Por el contrario, la dilatación de AI y VI pueden estar ausentes en caso de IM severa aguda.

Dado que la detección directa de la IM protésica no siempre es posible con ETT, la presencia de regurgitación protésica mitral oculta debe sospecharse cuando los siguientes signos están presentes: 1) presencia de flujo de convergencia en el lado ventricular de la prótesis durante la sístole; 2) presencia de flujo color turbulento dentro de Al distal a la sombra acústica; 3) incremento de la velocidad E mitral, gradiente, y/o DVI; 4) inexplicada o nuevo empeoramiento de la hipertensión arterial pulmonar; y VI dilatado e hipercinético. El THP a menudo es normal en la IM protésica a menos que exista una estenosis concomitante (149,158). El ETE debe realizarse sistemáticamente siempre que exista la sospecha clínica o de IM oculta por ETT (134).

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de la IM protésica incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula y el ventrículo, así como las medidas Doppler de la gravedad de la regurgitación (Tabla16). Se debe hacer un esfuerzo para cuantificar el grado de regurgitación, excepto cuando la IM protésica sea leve o menor. Se recomienda, cuando sea posible, la medición del ancho de la vena contracta y el cálculo del AEO, volumen y fracción regurgitante. Parámetros complementarios ayudan a consolidar la gravedad de la IM y deben ser utilizados ampliamente en particular cuando existe discordancia entre el grado cuantificado de regurgitación y el contexto Tabla16. Criterios imagenológicos para clasificación de la severidad de la regurgitación protésica mitral

	Leve	Moderado	Severa	
Cualitativos				
Estructura y movilidad valvular	Usualmente normal	Usualmente anormal †	Usualmente anormal †	
Jet color del flujo de IM*	Pequeño	Intermedio	Jet central grande o jet excéntrico, turbulento y que alcanza la pared posterior de Al	
Flujo de convergencia #	Ausente o pequeño	Intermedio	Grande **	
Señal CW del jet de IM	Débil/Parabólico	Denso/Parabólico	Denso/triangular	
Semicuantitativos				
Flujo en vena pulmonar	Dominancia sistólica	Reducción sistólica‡	Flujo sistólico reverso††	
Flujo de entrada mitral	Variable	Variable	Velocidad pico ≥1.9 m/s; Gradiente medio ≥5 mmHg	
Índice de velocidad doppler (VTI _{PrMV} /VTI _{LVOT})	<2.2	2.2-2.5	>2.5	
Ancho VC (mm)	<3	3-5.9	≥6	
Extensión circunferencial de la regurgitación paravalvular (%)	<10%	Intermedio	≥30%	
Cuantitativos ‡‡				
EROA (mm²)	<20	20-39	≥40	
Volumen Regurgitante (mL)	<30	30-59	≥60	
Fracción Regurgitante (%)β	<30	30-50	>50	
+ tamaño VI y Al ^s y presión sistólica arteria pulmonar				

* Parámetro aplicable a jet centrales y menos seguro en jet excéntricos; † Válvulas mecánicas anormales: oclusor inmovil, dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular); válvulas biológicas anormales: engrosamiento/calcificación de cuspides (regurgitación paravalvular); válvulas biológicas anormales : engrosamiento/calcificación de cúspides

A un límite de Nyquist de 50-60 cm/s; ** radio de PISA <0,4 y ≥0,9 cm para jet centrales respectivamente, con un límite de Nyquist basal de 40 cm/s

tt El flujo reverso sistólico en venas pulmonares es específico pero no sensible para IM severa

§ Aplicable a regurgitación valvular protésica mitral crónica, en postoperatorio tardío en ausencia de otras etiologías e IM aguda

‡ Sin otras razones de reducción sistólica (fibrilación auricular, elevación de presiones en AI)

β Puede ser estimado por método de PISA si es posible o bien calculando la diferencia entre el volumen sistólico medido a nivel del anillo mitral y el volumen sistolico en el TSVI (si no existe regurgitación aórtica mayor que leve)

¶ Aplicable sólo para regurgitación paravalvular

‡‡ Estos parámetros cuantitativos están menos validados que para la IM nativa

clínico. Estos parámetros deben interpretarse de acuerdo con la cronicidad de la IM prótesica y el remodelado del VI. Si los resultados son todavía discrepantes y después de eliminar errores técnicos, o cuando la ecocardiografía no es concluyente, otras modalidades de imagen pueden ser utilizados en centros con experiencia para evaluar el movimiento, estructura y función de la válvula.

Válvula protésica tricúspide

Evaluación basal y estudios seriados

El informe ecocardiográfico incluye la documentación de 1) tipo y tamaño de la válvula protésica, 2) presión arterial, 3) morfología y función de la válvula, 4) los gradientes de presión y velocidades protésicas (AEO, IVD), 5) frecuencia cardíaca a la que los gradientes fueron medidos, 6) presencia de regurgitación (ubicación, severidad), 7) tamaño y función del VD, 8) tamaño de AD, 9) dimensiones y cambios respiratorios de la vena cava inferior, 10) presión pulmonar (Tablas 4 y 10) (7,14). El AEO calculado debe compararse con los valores de referencia para el tipo de válvula protésica. Cuando sea necesario, debe ser informado el tipo y motivo del uso de otros métodos de imágenes. Cualquier cambio en las características de la prótesis tricúspide debe ser documentado.

Evaluación por imágenes

Debido a la posición anterior de la prótesis tricúspide, la evaluación de esta válvula con ETT generalmente es superior al ETE (81). Las tres vistas principales en ETT que permiten la visualización de la válvula tricúspide son la paraesternal (vista de eje largo de tracto de entrada de VD, vista de eje corto a nivel de la válvula aórtica), apical 4 cámaras y subcostal. Todas las vistas, en especial las del apex necesitarán múltiples angulaciones para obtener vistas óptimas del VD y válvula tricúspide. Las vistas del tracto de entrada del VD y subcostal son muy útiles para evaluar el flujo color a través de la prótesis tricúspide, porque la interferencia de la sombra acústica es menor que en las vistas apicales (14,20). Con ETE las vistas estándar de la prótesis tricúspide incluyen la medio-esofágica de 4 cámaras y bicava modificada, la vista medio esófagica de entrada-salida, y la vista transgástrica de entrada-salida del VD.

Morfología y función valvular

Las imágenes pueden identificar la etiología de la disfunción protésica incluyendo obstrucción o regurgitación debido a degeneración de bioprótesis (engrosamiento, calcificación, movilidad anormal), movimiento basculante del anillo de sutura o movimiento anormal de los oclusores en prótesis mecanicas.

Obstrucción adquirida de la prótesis tricúspide

Evaluación Doppler

La evaluación con ultrasonido Doppler (CW y onda pulsada) de la prótesis tricúspide se obtiene desde múltiples vistas. Varias posiciones del transductor e incluso vistas fuera de eje se utilizan para alinear correctamente el haz de ultrasonido lo más paralelo al flujo. La determinación de la severidad de la estenosis tricúspide protésica ha sido validada en un número limitado de pacientes.

La velocidad diastólica precoz tricúspidea (velocidad E) en la mayoría de las prótesis normofuncionantes es <1,9-2m/s (159,160). El gradiente medio transtricuspideo normal es a menudo <6-9 mmHg, dependiendo del tipo de prótesis. El incremento del grado de obstrucción se asocia con aumento de las velocidades y gradientes transtricuspídeos. Sin embargo, las velocidades varían con la respiración, frecuencia cardíaca, compliance y presiones de cámara, y la presencia de cualquier obstrucción. Para reducir al mínimo las variaciones del

flujo con la respiración, se recomienda un promedio mínimo de 5 ciclos (durante el final de la espiración o respiración tranquila)tanto si el paciente está en ritmo sinusal o fibrilación auricular. En ausencia de taquicardia o IT significativa, una velocidad pico precoz tricúspide \geq 1,9-2 m/s y un gradiente medio \geq 6-9 mmHg son sugerentes de una posible obstrucción protésica tricuspídea (161-163).

Un THP corto suele ser compatible con función normal de una prótesis tricúspide mientras que un THP significativamente prolongado en ecocardiogramas secuenciales sugiere una posible estenosis. Como este parámetro está influenciado por la frecuencia cardíaca y compliance de cavidades derechas, el THP debe interpretarse con precaución (161-162).

Tanto el AEO como el DVI (VTIPrV/VTITSVI) son parámetros menos dependientes de flujo. El DVI se puede utilizar para distinguir estenosis de regurgitación, porque en ambos casos el gradiente se incrementa. Un DVI \geq 3,2 para prótesis biológicas y \geq 2 para prótesis mecánicas bivalvas en posición tricúspide, en ausencia de IAo, sugieren posible estenosis tricúspidea (81,163). El AEO derivado por THP no ha sido validado en prótesis tricúspides. El AEO se calcula mediante la ecuación de continuidad (volumen sistólico/VTIPrV), que no es válido en caso de IAo mayor que grado leve. En caso de IAo, el TSVD se puede utilizar como un enfoque alternativo. Es de destacar, que no existe un valor de corte validado para el AEO.

Figura 25. Evaluación ecocardiográfica de bioprótesis en posición tricuspidea. Prótesis con función normal en A-F. Prótesis disfuncionantes con signos de estenosis severa en G y H. Las flechas blancas en A-C indican los pilares del marco de la prótesis visto por ecocardiografía transtorácica 2D (A) y ecocardiografía transesofágica 3D (B, posición cerrada; C, posición abierta). Los parámetros hemodinámicos [velocidad diastólica tempranam tiempo de hemipresión (PHT), índice velocidad doppler (DVI), y gradiente medio de presión (MPG)] son todos normales (E y F). La ecogenicidad iincrementada de la bioprótesis (flecha roja, G), sugiere disfunción protésica y los parámetros hemodinámicos anormales confirman la disfunción protésica (H).

Tabla 17. Clasificación de la obstrucción protésica tricuspidea

	Normal	Posible obstrucción *
Cualitativos		
Estructura y motilidad valvular	Normal	$Frecuentemente\ anormal^{\beta}$
Semicuantitativos		
Tiempo de hemipresión (ms)		
	<130	≥130
Indice velocidad Doppler	< 2	≥2
Cuantitativos		
Dependientes de flujo		
Velocidad pico (m/s) ⁺	< 1.9	≥ 1.9
Gradiente medio (mmHg) [†]	<6	≥ 6

* Debido a la variación respiratoria, promedio de 3-5 ciclos en ritmo sinusal.

β Engrosamiento o inmovilidad de valvas

† Puede incrementarse también con regurgitación valvular

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de la obstrucción protésica tricúspidea incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula tricúspide, así como medidas Doppler de la gravedad de la estenosis (Figura 25). Otras modalidades de imágenes, cuando estén indicadas, se pueden utilizar para evaluar alternativamente el movimiento, estructura y función de la válvula. La interpretación de los datos se debe realizar de acuerdo con la fecha de sustitución de la válvula, características de la prótesis y condiciones hemodinámicas. La Tabla 17 enumera los parámetros utilizados para evaluar la función de las protesis tricúspide. A más parámetros anormales, mayor será la probabilidad de disfunción protésica.

Diagnóstico diferencial de alto gradiente de presión

En una prótesis tricúspide, un gradiente medio >6 mmHg puede indicar obstrucción patológica, presencia de estados hiperdinámicos (por ejemplo, período postoperatorio, anemia, sepsis), taquicardia, MPP, regurgitación, errores técnicos o elevada velocidad del jet central localizado (sólo para válvulas mecánicas bivalvas) (122,124). Ante la presencia de movilidad normal de valvas/discos, THP normal o ligeramente prolongado, e DVI normal, se debe sospechar MPP, gradiente elevado localizado en válvulas mecánicas bivalvas (rehacer el examen Doppler evitando la velocidad central del jet), regurgitación protesica o estados de alto flujo. Por el contrario, la presencia de un movimiento anormal protésico en el contexto de un DVI elevado, THP prolongado, y aumento progresivo del gradiente medio durante el seguimiento sugieren obstrucción de la válvula protésica.

Regurgitación tricuspidea patológica

Evaluación con Doppler color

La clasificación de la gravedad de la IT protésica es en principio, similar a la IM protésica. Sin embargo, debido a que las mediciones para determinar la gravedad de la IT son menos sólidas que las de IM, los algoritmos para relacionar los parámetros derivados de flujo color para la severidad de la IT están menos desarrollados.

Las imágenes en color son útiles para buscar la presencia de IT. Se asume que un jet color grande que se extienden profundamente dentro de AD representa una mayor IT que los pequeños y delgados chorros que se ven justo por detrás de la válvula tricúspide. Como en la IM, este método presenta muchos errores y está limitado por varios factores técnicos y hemodinámicos (163,164). Las imágenes de flujo color no se recomiendan para evaluar la gravedad de la IT. Sin embargo, la detección de un jet excentrico, grande, turbulento que alcanza la pared posterior de la AD está a favor de una IT severa (14,20). Por el contrario, los pequeños jets centrales y delgados suelen indicar IT leve. Cabe señalar que las prótesis biológicas normales puede tener una IT leve en el postoperatorio temprano.

El ancho de la vena contracta de la IT se visualiza tipicamente en la vista apical de 4 cámaras utilizando la misma configuración que para la IM. Se recomienda promediar las mediciones de al menos dos o tres latidos. Una vena contracta ≥7 mm está a favor de una regurgitación severa, mientras que un diámetro <6 mm puede ser IT leve o moderada (165). Debido a la sombra causada por el material protésico, el ancho de la vena contracta puede ser difícil de evaluar. Es inexacto en caso de múltiples jet o cuando la forma del orificio es irregular.

A pesar de proporcionar una evaluación cuantitativa, el método de PISA no ha sido validado en el marco de la prótesis tricúspide. Sin embargo, en ausencia de distorsión de la zona de convergencia de flujo, el método de PISA se puede aplicar para cuantificar el grado de IT protésica (14,20). Los parámetros Doppler se pueden utilizar para adicionar elementos que permitan corroborar la severidad de la regurgitación. Igual que en la IM, la gravedad de la IT afectara el llenado diastólico temprano tricúspide (velocidad E). En ausencia de estenosis tricúspide, una elevacion de la velocidad pico E tricúspide (1,9 a 2,1 cm/s o mayor), aunque no es específica, es un hallazgo frecuente en IT severa. La presencia de un flujo reverso holosistólico (Doppler PW) en las venas hepáticas es otro parámetro específico para IT significativa (164,166). Una señal de IT densa y completa con Doppler CW también indica regurgitacion más severa que una señal débil. Cuando la señal esta truncada (muescas) con un contorno triangular y una velocidad pico temprano (romo), indica una onda de presión regurgitante prominente en AD debido a IT severa. En caso de IT excéntrica, puede ser difícil obtener una señal completa del jet con Doppler CW.

Los métodos cuantitativos con Doppler PW no se han validado para cuantificar la gravedad de la IT protésica.

El impacto de la regurgitación protésica tricuspídea sobre las cavidades derechas depende de la cronicidad y severidad de la insuficiencia, así como de condiciones pre existentes. En ausencia de otras situaciones, el agrandamiento de aurícula y ventrículo derechos (con aplanamiento septal diastólico) y dilatación de la vena cava inferior con cambios mínimos durante la respiración son sensibles para IT crónica significativa mientras que un tamaño normal practicamente la excluye. Cuando estos hallazgos están ausentes, la presencia de IT significativa debe ser replanteada.

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de IT protésica incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula, cavidades derechas, movimiento septal y vena cava inferior, así como mediciones Doppler de la gravedad de la regurgitación (Tabla 18). El consenso de expertos recomienda clasificar la gravedad de la IT mediante el uso del ancho de vena contracta, excepto en presencia de regurgitación leve o trivial. Parámetros complementarios ayudan a consolidar la gravedad de la IT. Estos parámetros deben ser interpretados según la cronicidad de la regurgitación protésica y el remodelado del VD. En caso de discrepancias o resultados no concluyentes del eco, otras modalidades de imagen se pueden utilizar en centros con experiencia para evaluar el movimiento, estructura y función de la válvula.

Válvula protésica pulmonar

Evaluación basal y estudios seriados

El informe ecocardiográfico incluye la documentación de 1) el tipo y tamaño de la válvula protésica, 2) morfología y función de la válvula, 3) los gradientes de presión y velocidades del flujo protésico, 4) pre

Tabla 18. Clasificación de severidad de la regurgitación valvular protésica tricuspidea

	Leve	Moderado	Severo
Cualitativos			
Estructura y motilidad valvular	Generalmente normal	Generalmente anormal†	Generalmente anormal †
Jet color de IT *	Pequeño	Intermedio	Jet central muy grande o jet excéntrico que incide en pared
Flujo de convergencia #	Ausente o pequeño	Intermedio	Grande**
Señal CW del jet de IT	Debil/Parabólico	Denso/Parabólico	Denso/Pico precoz
Semicuantitativos			
Flujo venas hepáticas	Dominancia sistolica	Reducción sistólica	Flujo sistólico reverso ‡
Flujo de entrada Tricuspídeo	Variable	Variable	Gradiente de presión elevado
Ancho VC (mm)	ND	<7	>7
Cuantitativos			
EROA (mm²)	ND	ND	ND
Vol Regurgitante (mL)	ND	ND	ND
Fracción Regurgitante (%)	ND	ND	ND
+ dimensiones AD-VD-VCI [§]			

* Parámetro applicable a jets centrales y menos exacto en jets excéntricos; † Dehiscencia (regurgitación paravalvular), engrosamiento/calcificación de la válvula (regurgitación paravalvular); válvulas biológicas anormales: engrosamiento/calcificación de cúspides

A un límite de Nyquist de 50-60 cm/s; limite de Nyquist basal de 28 cm/s

‡ El flujo reverso sistólico en venas pulmonares es específico pero no sensible para IM severa

§ Aplicable a insuficiencia valvular protésica tricuspidea crónica, en postoperatorio tardío

! Sin otras razones de reducción sistólica (fibrilación auricular, elevada presión en AD)

Figura 26. Bioprótesis degenerativa en posición pulmonar. Gran turbulencia en flujo anterógrado se relaciona con la presencia tanto de estenosis cuanto de regurgitación protésica significativa (A). La velocidad de flujo anterógrado y el gradiente medio de presión (MPG) están incrementados (B). Se observan una intensa señal doppler de onda continua y un corto PHT, relacionados con la presencia de regurgitación intraprotésica concomitante (D). El gradiente sistólico transtricuspídeo es medido en C. sencia de regurgitación (localizacion, severidad), 5) tamaño y función del VD, 6) presión pulmonar, 7) dimensiones de arteria pulmonar (Tablas 4 y 10) (7,14). Cuando sea necesario, debe ser informado el tipo y motivo del uso de otros métodos de imágenes. Se debe informar cualquier cambio en las características de las prótesis en posición pulmonar.

Evaluación por imágenes

Debido a que la válvula pulmonar se localiza anterior y superiormente, con frecuencia es difícil de visualizarla completamente tanto con ETT o ETE (20). Con ETT, la válvula pulmonar se visualiza desde la vista de eje corto paraesternal a nivel de la válvula aórtica, vista del TSVD, y

Tabla 19. Clasificación de la obstrucción de la válvula protésica pulmonar

	Normal	Posible obstrucción
Cualitativos		
Estructura y motilidad valvular	Normal	Usualmente anormal ^β
Flujo color	Normal	Estrechamiento anterógrado
Semicuantitativos		
Tiempo de hemipresión (ms)	<230	≥230
Cuantitativos		
Dependientes de flujo		
Velocidad pico (m/s) ^{*†}	< 3.2 Bioprótesis, < 2.5 Homoinjerto	≥ 3.2 Bioprótesis, ≥ 2.5 Homoinjerto
Gradiente medio (mmHg)	<20 Bioprótesis,	≥ 20 Bioprótesis
	<15 Homoinjerto	≥ 15 Homoinjerto

β Engrosamiento o inmovilidad de valvas

* El criterio es valido para un flujo (200-300 mL/s) y un volumen sistólico normal o cercano a lo normal (50-90 mL).

† El incremento de la velocidad máxima en los estudios seriados es el parámetro más fiable

Tabla 20. Clasificación de la regurgitación de la válvula protésica pulmonar

subcostal. Inclinando el transductor ligeramente en dirección craneal se puede obtener un panorama más claro tanto de la válvula pulmonar como de la arteria pulmonar proximal. En ETE, la válvula pulmonar se obtiene desde la vista esofágica alta entre 50 a 90°, cerca del nivel de la vista de eje corto de la válvula aórtica (se encuentra aproxima damente a 30°). Retirar un poco la sonda desde el nivel de la válvula aórtica a 50-90° puede facilitar la visualización de la válvula pulmonar, arteria pulmonar principal, y su bifurcación. También se pueden obtener imágenes desde una vista transgástrica profunda en un plano a 120°. El Doppler color se utiliza para detectar cualquier aceleración de flujo o regurgitación. El ETE 3D permite la evaluación mas exacta de la estructura y función de la prótesis biológica pulmonar, y mejora la precisión y el seguimiento de la valvuloplastía percutánea (170).

Morfología y función valvular

La disfunción protésica pulmonar, sea estenosis o regurgitación, generalmente se asocia con morfología anormal de la válvula (calcificaciones, pannus, trombo) y/o movilidad (movimiento de balanceo del anillo de sutura, movimiento anormal del sistema oclusor).

Obstrucción adquirida de la prótesis pulmonar Evaluación Doppler

Tanto con Doppler pulsado como continuo a nivel de la válvula pulmonar, se miden las velocidades a través de la misma. Deben registrarse varios latidos teniendo en cuenta las pequeñas variaciones de la velocidad durante el ciclo respiratorio. La forma de embudo del TSVD y la posible estenosis concomitante de las ramas pulmonares limitan la exactitud de la ecuación de continuidad para calcular el AEO. Actualmente, los conductos de válvula pulmonar son de uso común y es importante conocer el tipo de degeneración que estos dispositivos pueden mostrar (cercano a estenosis), lo que puede causar un aumento de los gradientes (14,22).

La evidencia actual sobre la determinación de la obstrucción pulmonar protésica es limitada. Hallazgos Doppler que hacen sospechar estenosis de la prótesis valvular pulmonar incluyen: estrechamiento del

	Leve	Moderado	Severo
Cualitativos			
Estructura y movimiento valvular	Usualmente normal	<u>Usualmente</u> anormal †	Usualmente anormal ⁺
Ancho del jet color de IP*££	Pequeño	Intermedio	Grande (>50-65% del diámetro del TSVD)
Señal del jet de IP con Doppler CW	Incompleto or débil	Denso	Denso
Velocidad de desaceleración del jet de IP	Lento	Variable	Empinado, flujo diastólico de finalización temprana ‡
Flujo reverso diastólico en Arteria Pulmonar	Ausente	Presente	Presente
Flujo pulmonar vs. sistémico por doppler PW	Ligeramente incrementado	Intermedio	Muy incrementado
Semicuantitativos			
Tiempo de hemipresion (ms) **	ND	ND	<100 ms
Cuantitativos	ND	ND	ND
L tamaño dol VD [§]			

* Parámetros applicables a jet centrales y menos seguro en jet excéntricos

+ Válvula mecánica anormal: oclusor inmóvil, dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular); Válvula biológica anormal: valvas engrosa-

das/calcificación o prolapso, dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular)

‡ La desaceleración abrupta no es específica de IP severa

- ** El tiempo de hemipresión se acorta cuando se incrementa la presión diastolica del VD
- § Se aplica a las crónicas, a menos que exista otra causa de dilatación del VD, incluyendo la dilatación residual postquirúrgico

££ A un límite de Nyquist de 50 a 60 cm/s; parámetro aplicable a jet centrales y no a excéntricos

flujo color anterogrado, velocidad pico transvalvular >3,2 m/s para bioprótesis (gradiente medio \geq 20 mmHg) o >2,5 m/s para los homoinjertos (gradiente medio \geq 15 mmHg), aumento de la velocidad máxima en los estudios seriados, elevación de la presión sistólica del VD y nuevo deterioro de la función del VD (Figura 26). Cuando coexiste estenosis de las ramas pulmonares, se prefiere el Doppler PW sobre el CW para medir el gradiente transprotésico (siempre que no exista aliasing) (168,169).

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de la obstrucción protésica pulmonar incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula pulmonar, así como mediciones Doppler de la gravedad de la estenosis. Otras modalidades de imagen, cuando están indicadas, se pueden utilizar para evaluar alternativamente la estructura, función y movilidad de la válvula. La tabla 19 enumera los parámetros utilizados para evaluar la función de las prótesis pulmonares.

Regurgitación pulmonar patológica

Evaluación con Doppler color

Existen pocos datos sobre la evaluación de la regurgitación pulmonar protésica (RP). La detección de RP protésica se basa casi exclusivamente en imágenes de flujo color. La RP se diagnostica mediante la documentación de un jet diastólico en el TSVD dirigido hacia el VD. La RP protésica significativa se distingue de la regurgitación leve por un flujo de mayor duración (holodiastólico) y más ancho (170). Sin embargo, en RP severa, cuando las presiones entre VD y arteria pulmonar diastólica se igualan en la diástole precoz, el área del jet en color puede ser breve e inexacto (dependencia de gradiente de presiones) (171). La evaluación de la gravedad de la RP protésica se estima generalmente por el diámetro del chorro en su origen (172-174). El diámetro maximo del jet color (ancho) se mide en diástole inmediatamente debajo de la válvula pulmonar (en la union del TSVD y anillo pulmonar) en las vistas de eje corto paraesternal o subcostal. Aunque esta medida sufre de una alta variabilidad inter-observador, un chorro que ocupa >50-65% del ancho del TSVD medido en el mismo fotograma sugiere RP grave.

La detección de flujo reverso con Doppler color en las arterias pulmonares es un signo específico de RP al menos moderada a severa (14,20).

Aunque el ancho de vena contracta es probablemente un método más preciso que el ancho del jet para evaluar la gravedad de la RP por doppler color, faltan estudios para su validación. En algunos pacientes, la zona de convergencia de flujo puede ser evaluada. Sin embargo, ningún estudio ha examinado la precisión clínica de este método para cuantificar la gravedad de la RP.

Un THP corto (<100 ms) (onda sinusoidal de la señal Doppler CW debido a la rápida desaceleración con terminación del flujo en meso o telediástole) y una señal densa del Doppler CW del jet de RP no son específicos, pero compatibles con RP protésica severa (175,176). El THP no sólo depende de la gravedad de la RP, sino también de la presión intrapulmonar diastólica y propiedades diastólicas del VD, con un menor THP cuando la fisiología del VD es restrictiva.

En teoría, la evaluación con Doppler PW del flujo anterógrados y retrógrado a nivel del anillo pulmonar y la arteria pulmonar se ha utilizado para el cálculo del volumen y fracción regurgitante. El anillo pulmonar se debe medir cuidadosamente durante la sístole precoz (2-3 fotogramas después de la onda R en el ecg), justo por debajo de la válvula. Esta técnica está sujeta a errores en la medición y no esta validada para este propósito. Una fracción regurgitante <30% es sugestiva de RP leve mientras que si es >50% puede ser compatible con RP severa (174).

La evidencia de dilatación del VD con aplanamiento del septum interventricular en diástole y el movimiento paradójico resultante es sugerente, pero no específico, de RP severa. Sin embargo, su ausencia sugiere RP de grado leve o aguda. Es de destacar que la dilatación se puede observar en otras condiciones (no específica) o puede estar ausente en RP aguda grave.

Evaluación integral

La evaluación ecocardiográfica de la RP prótesica incluye la integración de los datos de imágenes 2D/3D de la válvula pulmonar y VD, así como las mediciones Doppler de la gravedad de la regurgitación (Tabla 20). Como para todas las lesiones regurgitantes, se deben utilizar todas las modalidades. En caso discrepancias o resultados no conclusivos del eco, la RMC se puede utilizar en centros con experiencia.

Conflictos de interés: ninguno declarado

Referencias

- Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *Lancet* 2006;**368**: 1005–11.
- Dunning J, Gao H, Chambers J, Moat N, Murphy G, Pagano D et al. Aortic valve surgery: marked increases in volume and significant decreases in mechanical valve use—an analysis of 41227 patients over 5 years from the Society for Cardiothoracic Surgery in Great Britain and Ireland National database. J Thorac Cardiovasc Surg 2011;142:776–82.
- Go AS, Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, Blaha MJ et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. *Circulation* 2014;**129**:399–410.
- Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F, Antunes MJ, Baron-Esquivias G, Baumgartner H et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Eur Heart J 2012;33:2451–96.
- Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Guyton RA et al. AHA/ACC Guideline for the management of patients with valvular heart disease. J Am Coll Cardiol 2014;63:2438–88.
- Jamieson WR. Update on technologies for cardiac valvular replacement, transcatheter innovations, and reconstructive surgery. Surg Technol Int 2010;20: 255–81.
- Pibarot P, Dumesnil JG. Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management. *Circulation* 2009;119:1034–48.
- Nappi F, Spadaccio C, Chello M, Acar C. The Ross procedure: underuse or undercomprehension? J Thorac Cardiovasc Surg 2015;149:1463–4.
- Phan K, Tsai Y-C, Niranjan N, Bouchard D, Carrel TP, Dapunt OE et al. Sutureless aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis. Ann Cardiothorac Surg 2015;4:100–11.
- Kodali SK, Williams MR, Smith CR, Svensson LG, Webb JG, Makkar RR et al. Twoyear outcomes after transcatheter or surgical aortic-valve replacement. N Engl J Med 2012;366:1686–95.
- Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Gonçalves A, Hahn RT et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. *Eur Heart J* 2011;**32**:2189–214.
- Christakis GT, Buth KJ, Goldman BS, Fremes SE, Rao V, Cohan G et al. Inaccurate and misleading valve sizing: a proposed standard for valve size nomenclature. Ann Thorac Surg 1998;66:1198–203.
- Chambers JB, Oo L, Narracott A, Lawford PM, Blauth CI. Manufacturer's labelled size in six bileaflet mechanical aortic valves: a comparison of orifice size and biological equivalence. J Thorac Cardiovasc Surg 2003;125:1388–93.
- Zoghbi WA, Chambers JB, Dumesnil JG, Foster E, Gottdiener JS, Grayburn PA et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and Doppler ultrasound. J Am Soc Echocardiogr 2009;22:975–1014.
- Flaschkampf FA, Wouters PF, Edvardsen T, Evangelista A, Habib G, Hoffman P et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: EACVI update 2014. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014;15:353–65.
- Lancellotti P, Price S, Edvardsen T, Cosyns B, Neskovic AN, Dulgheru R et al. The use of echocardiography in acute cardiovascular care: recommendations of the European Association of Cardiovascular Imaging and the Acute Cardiovascular Care Association. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2015;16:119–46.
- Habib G, Lancellotti P, Antunes MJ, Bongiorni MG, Casalta JP, Del Zotti F et al. ESC 2015 guidelines on management of infective endocarditis. *Eur Heart J* 2015;36: 3075–128.
- Muratori M, Montorsi P, Teruzzi G, Celeste F, Doria E, Alamanni F et al. Feasibility and diagnostic accuracy of quantitative assessment of mechanical prostheses leaflet motion by transthoracic and transesophageal echocardiography in suspected prosthetic valve dysfunction. Am J Cardiol 2006;97:94–100.
- Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur J Echocardiogr* 2009;**10**:1–25.
- 20. Lancellotti P, Tribouilloy C, Hagendorff A, Popescu BA, Edvardsen T, Pierard LA et al. Recommendations for the echocardiographic assessment of native valvular

regurgitation: an executive summary from the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;**14**:611–44.

- Cosyns B, Garbi M, Separovic J, Pasquet A, Lancellotti P, Education Committee of the European Association of Cardiovascular Imaging Association (EACVI). Update of the Echocardiography Core Syllabus of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI). Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:837–9.
- Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. Eur Heart J Cardiovasc Imag 2012;13:1–46.
- Sugeng L, Shernan SK, Weinert L, Shook D, Raman J, Jeevanandam V et al. Realtime three-dimensional transesophageal echocardiography in valve disease: comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:1347–54.
- Ansingkar K, Nanda NC, Aaluri SR, Mukhtar O, Puri VK, Kirklin JT et al. Transesophageal three-dimensional color Doppler echocardiographic assessment of valvular and paravalvular mitral prosthetic regurgitation. *Echocardiography* 2000; 17:579–83.
- Anwar AM, Nosir YF, Alasnag M, Chamsi-Pasha H. Real time three-dimensional transesophageal echocardiography: a novel approach for the assessment of prosthetic heart valves. *Echocardiography* 2014;**31**:188–96.
- Tsang W, Weinert L, Kronzon I, Lang RM. Three-dimensional echocardiography in the assessment of prosthetic valves. *Rev Esp Cardiol* 2011;64:1–7.
- Singh P, Manda J, Hsiung MC, Mehta A, Kesanolla SK, Nanda NC et al. Live/real time three-dimensional transesophageal echocardiographic evaluation of mitral and aortic valve prosthetic paravalvular regurgitation. *Echocardiography* 2009;26: 980-7.
- Kronzon I, Sugeng L, Perk G, Hirsh D, Weinert L, Garcia Fernandez MA et al. Realtime 3-dimensional transesophageal echocardiography in the evaluation of postoperative mitral annuloplasty ring and prosthetic valve dehiscence. J Am Coll Cardiol 2009;53:1543–7.
- Mukhtari O, Horton CJ Jr, Nanda NC, Aaluri SR, Pacifico A. Transesophageal color Doppler three-dimensional echocardiographic detection of prosthetic aortic valve dehiscence: correlation with surgical findings. *Echocardiography* 2001;**18**: 393–7.
- Faletra FF, Moschovitis G, Auricchio A. Visualisation of thrombus formation on prosthetic valve by real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography. *Heart* 2009;95:482.
- Goldstein SA, Taylor AJ, Wang Z, Weigold WG. Prosthetic mitral valve thrombosis: cardiac CT, 3-dimensional transesophageal echocardiogram, and pathology correlation. J Cardiovasc Comput Tomogr 2010;4:221–3.
- Ozkan M, Gürsoy OM, Astarcıoğlu MA, Gündüz S, Cakal B, Karakoyun S et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in the assessment of mechanical prosthetic mitral valve ring thrombosis. *Am J Cardiol* 2013; 112:977–83.
- Gürsoy OM, Karakoyun S, Kalçık M, Özkan M. The incremental value of RT threedimensional TEE in the evaluation of prosthetic mitral valve ring thrombosis complicated with thromboembolism. *Echocardiography* 2013;30:198–201.
- De Cicco G, Lorusso R, Colli A, Nicolini F, Fragnito C, Grimaldi T et al. Aortic valve periprosthetic leakage: anatomic observations and surgical results. Ann Thorac Surg 2005;79:1480–5.
- Pibarot P, Dumesnil JG, Jobin J, Lemieux M, Honos G, Durand LG. Usefulness of the indexed effective orifice area at rest in predicting an increase in gradient during maximum exercise in patients with a bioprosthesis in the aortic valve position. Am J Cardiol 1999;83:542–6.
- Garbi M, Chambers J, Vannan MA, Lancellotti P. Valve stress echocardiography: a practical guide for referral, procedure, reporting, and clinical implementation of results from the HAVEC group. JACC Cardiovasc Imaging 2015;8:724–36.
- 37. Lancellotti P, Pellika P, Budts W, Chaudhry F, Donal E, Dulgheru R et al. Recommendations for the clinical use of stress echocardiography in non-ischemic heart disease: Joint Document of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) and the American Society of Echocardiography (ASE). Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2016; in press.
- Cianciulli T, Lax J, Beck M, Cerruti F, Gigena G, Saccheri M et al. Cinefluoroscopic assessment of mechanical disc prostheses: its value as a complementary method to echocardiography. J Heart Valve Dis 2005;14:664–73.
- Montorsi P, Cavoretto D, Repossini A, Bartorelli A, Guazzi M. Valve design characteristics and cine-fluoroscopic appearance of five currently available bileaflet prosthetic heart valves. Am J Cardiac Imaging 1996;10:29–41.
- Montorsi P, Cavoretto D, Parolari A, Muratori M, Alimento M, Pepi M. Diagnosing prosthetic mitral valve thrombosis and the effect of the type of prosthesis. Am J Cardiol 2002;90:73-6.
- Muratori M, Montorsi P, Maffessanti F, Teruzzi G, Zoghbi WA, Gripari P et al. Dysfunction of bileaflet aortic prosthesis: accuracy of echocardiography versus fluoroscopy. JACC Cardiovasc Imaging 2013;6:196–205.

- Habets J, Symersky P, van Herwerden LA, de Mol B, Spijkerboer AM, Mali WT et al. Prosthetic heart valve assessment with multidetector-row CT: imaging characteristics of 91 valves in 83 patients. Eur Radiol 2011;21:1390–6.
- von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Röttgen R, Schulz-Menger J. Complementary assessment of aortic bioprosthetic dysfunction using cardiac magnetic resonance imaging and computed tomography. J Heart Valve Dis 2012;21:20–2.
- Manghat NE, Rachapalli V, Van LR, Veitch AM, Roobottom CA, Morgan-Hughes GJ. Imaging the heart valves using ECG-gated 64-detector row cardiac CT. Br J Radiol 2008;81:275–90.
- 45. Chenot F, Montant P, Goffinet C, Pasquet A, Vancraeynest D, Coche E et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using multidetector CT: comparison with transthoracic echocardiography. *Radiology* 2010;**255**:377–85.
- Suchá D, Symersky P, Vonken EJ, Provoost E, Chamuleau SA, Budde RP. Multidetector-row computed tomography allows accurate measurement of mechanical prosthetic heart valve leaflet closing angles compared with fluoroscopy. J Comput Assist Tomogr 2014;38:451–6.
- Tarzia V, Bortolussi G, Rubino M, Gallo M, Bottio T, Gerosa G. Evaluation of prosthetic valve thrombosis by 64-row multi-detector computed tomography. J Heart Valve Dis 2015;24:210–3.
- O'Neill AC, Martos R, Murtagh G, Ryan ER, McCreery C, Keane D et al. Practical tips and tricks for assessing prosthetic valves and detecting paravalvular regurgitation using cardiac CT. J Cardiovasc Comput Tomogr 2014;8:323-7.
- Hara M, Nishino M, Taniike M, Makino N, Kato H, Egami Y et al. Impact of 64 multidetector computed tomography for the evaluation of aortic paraprosthetic regurgitation. J Cardiol 2011;58:294–9.
- Teshima H, Hayashida N, Fukunaga S, Tayama E, Kawara T, Aoyagi S et al. Usefulness of a multidetector-row computed tomography scanner for detecting pannus formation. Ann Thorac Surg 2004;77:523–6.
- Habets J, Tanis W, Mali WT, Chamuleau SA, Budde RP. Imaging of prosthetic heart valve dysfunction. Complementary diagnostic value of TEE and MDCT? JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:956–61.
- O'Neill AC, Kelly RM, McCarthy CJ, Martos R, McCreery C, Dodd JD. Thrombosed prosthetic valve in Ebstein's anomaly: Evaluation with echocardiography and 64-slice cardiac computed tomography. World J Cardiol 2012;4:240–1.
- 53. Tanis W, Habets J, van den Brink RB, Symersky P, Budde RP, Chamuleau SA. Differentiation of thrombus from pannus as the cause of acquired mechanical prosthetic heart valve obstruction by non-invasive imaging: a review of the literature. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;**15**:119–29.
- Chung MS, Yang DH, Kim DH, Kang JW, Lim TH. Subvalvular pannus formation causing aortic stenosis in patients with a normal prosthetic aortic valve: computed tomography finding. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015;**16**:458.
- 55. Tanis W, Suchá D, Laufer W, Habets J, van Herwerden LA, Symersky P et al. Multidetector-row computed tomography for prosthetic heart valve dysfunction: is concomitant non-invasive coronary angiography possible before redo-surgery? *Eur Radiol* 2015;**25**:1623–30.
- Habets J, van den Brink RB, Uijlings R, Spijkerboer AM, Mali WP, Chamuleau SA et al. Coronary artery assessment by multidetector computed tomography in patients with prosthetic heart valves. *Eur Radiol* 2012;**22**:1278–86.
- 57. Girard SE, Miller FA Jr, Orszulak TA, Mullany CJ, Montgomery S, Edwards WD et al. Reoperation for prosthetic aortic valve obstruction in the era of echocardiography: trends in diagnostic testing and comparison with surgical findings. J Am Coll Cardiol 2001;**37**:579–84.
- Hoffmann MH, Shi H, Manzke R, Schmid FT, De Vries L, Grass M et al. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate. Radiology 2005;234:86–97.
- Konen E, Goitein O, Feinberg MS, Eshet Y, Raanani E, Rimon U et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. Am J Roentgenol 2008;191:26–31.
- 60. Picano E, Vañó E, Rehani MM, Cuocolo A, Mont L, Bodi V et al. The appropriate and justified use of medical radiation in cardiovascular imaging: a position document of the ESC Associations of Cardiovascular Imaging, Percutaneous Cardiovascular Interventions and Electrophysiology. *Eur Heart J* 2014;35:665–72.
- Habets J, Meijer TS, Meijer RC, Mali WP, Vonken EJ, Budde RP. CT attenuation measurements are valuable to discriminate pledgets used in prosthetic heart valve implantation from paravalvular leakage. Br J Radiol 2012;85:e616–21.
- Raman SV, Cook SC. Cardiovascular computed tomography and MRI in clinical practice: aortopathy. J Cardiovasc Med 2007;8:35–540.
- 63. Ribeiro HB, Le Ven F, Larose E, Dahou A, Nombela-Franco L, Urena M et al. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment and quantification of aortic regurgitation in patients undergoing transcatheter aortic valve implantation. *Heart* 2014;**100**:1924–32.
- Simprini LA, Afroz A, Cooper MA, Klem I, Jensen C, Kim RJ et al. Routine cine-CMR for prosthesis-associated mitral regurgitation: a multicenter comparison to echocardiography. J Heart Valve Dis 2014;23:575–82.

- Suchá D, Symersky P, Tanis W, Mali WP, Leiner T, van Herwerden LA et al. Multimodality imaging assessment of prosthetic heart valves. *Circ Cardiovasc Imaging* 2015;8:e003703.
- Fujita N, Chazouilleres AF, Hartiala JJ, O'Sullivan M, Heidenreich P, Kaplan JD et al. Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. J Am Coll Cardiol 1994;23:951–8.
- Han Y, Peters DC, Salton CJ, Bzymek D, Nezafat R, Goddu B et al. Cardiovascular magnetic resonance characterization of mitral valve prolapse. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:294–303.
- von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Bohl S, Buschmann EE, Abdel-Aty H et al. Feasibility of cardiovascular magnetic resonance to assess the orifice area of aortic bioprostheses. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:397–404.
- Buchner S, Debl K, Poschenrieder F, Feuerbach S, Riegger GA, Luchner A et al. Cardiovascular magnetic resonance for direct assessment of anatomic regurgitant orifice in mitral regurgitation. *Circ Cardiovasc Imaging* 2008;**1**:148–55.
- Pennekamp W, Geyhan N, Soeren P, Volkmar N. Determination of flow profiles of different mechanical aortic valve prostheses using phase-contrast MRI. J Cardiovasc Surg 2011;52:277–84.
- Adegbite O, Kadem L, Newling B. Purely phase-encoded MRI of turbulent flow through a dysfunctional bileaflet mechanical heart valve. MAGMA 2014;27: 227-35.
- Houlind K, Eschen O, Pedersen EM, Jensen T, Hasenkam JM, Paulsen PK. Magnetic resonance imaging of blood velocity distribution around St. Jude medical aortic valves in patients. J Heart Valve Dis 1996;5:511–7.
- Clavel MA, Pibarot P. Assessment of low-flow, low-gradient aortic stenosis: multimodality imaging is the key to success. *EuroIntervention* 2014;**10**(Suppl. U): U52–60.
- Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M, Hendel RC, Carr JC et al. ACCF/ACR/ SCCT/SCMR/ASNC/ NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. J Am Coll Cardiol Radiol 2006;48:1475–97.
- Baikoussis NG, Apostolakis E, Papakonstantinou NA, Sarantitis I, Dougenis D. Safety of magnetic resonance imaging in patients with implanted cardiac prostheses and metallic cardiovascular electronic devices. *Ann Thorac Surg* 2011;91: 2006–11.
- Shellock FG. Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 Tesla. J Cardiovasc Magn Reson 2001;3:317–24.
- Pizzi MN, Roque A, Fernández-Hidalgo N, Cuéllar-Calabria H, Ferreira-González I, Gonzàlez-Alujas MT et al. Improving the diagnosis of infective endocarditis in prosthetic valves and intracardiac devices with 18F-FDG-PET/ CT-Angiography: initial results at an infective endocarditis referral center. *Circula*tion 2015;**132**:1113–26.
- Dweck MR, Jones C, Joshi NV, Fletcher AM, Richardson H, White A et al. Assessment of valvular calcification and inflammation by positron emission tomography in patients with aortic stenosis. *Circulation* 2012;**125**:76–86.
- Blauwet LA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO, Evans KN, Herges RM et al. Comprehensive echocardiographic assessment of normal mitral Medtronic Hancock II, Medtronic Mosaic, and Carpentier-Edwards Perimount bioprostheses early after implantation. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:656–66.
- Blauwet LA, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO et al. Comprehensive echocardiographic assessment of mechanical tricuspid valve prostheses based on early postimplantation echocardiographic studies. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:414–24.
- Badano L, Mocchegiani R, Bertoli D, DeGaetano G, Carratino L, Pasetti L et al. Normal echocardiographic characteristics of the Sorin-Bicarbon bileaflets prosthetic heart valve in mitral and aortic position. J Am Soc Echocardiogr 1997;10: 632–43.
- David TE, Armstrong S, Sun Z. Clinical and haemodynamic assessment of the Hancock II bioprosthesis. Ann Thorac Surg 1992;54:661–7.
- Van den Brink RBA. Evaluation of prosthetic heart valves by transoesophageal echocardiography: problems, pitfalls, and timing of echocardiography. Semin Sardiothorac Vasc Anesth 2006;10:89–100.
- Alton M, Pasierski TJ, Orsinelli DA, Eaton GM, Pearson AC. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography in evaluation of 47 Starr-Edwards prosthetic valves. J Am Coll Cardiol 1992;20:1503–11.
- Daniel WG, Mugge A, Grote J, Hausmann D, Nikutta P, Laas J et al. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography for detection of abnormalities of prosthetic and bioprosthetic valves in the mitral and aortic positions. *Am J Cardiol* 1993;**71**:210–5.

- Rosenhek R, Binder T, Maurer G, Baumgartner H. Normal values for Doppler echocardiographic assessment of heart valve prostheses. J Am Soc Echo 2003; 16:1116–27.
- Orsinelli D, Pasierski TJ, Pearson A. Spontaneously appearing microbubbles associated with prosthetic cardiac valves detected by transesophageal echocardiography. Am Heart J 1994;**128**:990–6.
- Johansen P, Manning K, Tarbell J, Fontaine A, Deutsch S, Nygaard H. A new method for evaluation of cavitation near mechanical heart valves. *J Biomech Eng* 2003; **125**:663–70.
- Rodriguez RA, Nathan HJ, Ruel M, Rubens F, Dafoe D, Mesana T. A method to distinguish between gaseous and solid cerebral emboli in patients with prosthetic heart valves. *Eur J Cardiothorac Surg* 2009;**35**:89–95.
- Hutchinson K, Hafeez F, Woods TD, Chopra PS, Warner TF, Levine RL et al. Recurrent ischemic strokes in a patient with Medtronic-Hall prosthetic aortic valve and valve strands. J Am Soc Echocardiogr 1998;11:755–7.
- Ionescu AA, Newman GR, Butchart EG, Fraser AG. Morphologic analysis of a strand recovered from a prosthetic mitral valve: no evidence of fibrin. J Am Soc Echocardiogr 1999;12:766–8.
- Rozich JD, Edwards WD, Hanna RD, Laffey DM, Johnson GH, Klarich KW. Mechanical prosthetic valve-associated strands: pathologic correlates to transesophageal echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2003;16:97–100.
- Hixson CS, Smith MD, Mattson MD, Morris EJ, Lenhoff SJ, Salley RK. Comparison of transesophageal color flow Doppler imaging of normal mitral regurgitant jets in St. Jude Medical and Medtronic Hall cardiac prostheses. J Am Soc Echocardiogr 1992;5:57–62.
- Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, Oelert H, Meyer J. Refurgitant flow in apparently normal valve prosthesis: improved detection and semi-quantitative analysis by transesophageal two-dimensional color-coded Doppler echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 1990;3:187–95.
- Yoganathan AP, Reamer HH, Corcoran WH, Harrison EC, Shulman IA, Parnassus W. The Starr-Edwards aortic ball: flow characteristics, thrombus formation, and tissue overgrowth. *Artif Organs* 1981;6:6–17.
- Pibarot P, Dumesnil JG, Briand M, Laforest I, Cartier P. Hemodynamic performance during maximum exercise in adult patients with the ross operation and comparison with normal controls and patients with aortic bioprostheses. *Am J Cardiol* 2000;86:982-8.
- Quinones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2002;15:167–84.
- Badano L, Zamorano JL, Pavoni D, Tosoratti E, Baldassi M, Zakja E et al. Clinical and haemodynamic implications of supra-annular implant of biological aortic valves. J Cardiovasc Med 2006;7:524–32.
- Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro. A manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation* 1990;82:1467–75.
- Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery an in vitro study. J Am Soc Echocardiogr 2000;13:39–50.
- Bach DS. Echo/Doppler evaluation of hemodynamics after aortic valve replacement. Principles of interrogation and evaluation of high gradients. J Am Coll Cardiol Imag 2010;3:296–304.
- Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443–8.
- 104. Garcia D, Pibarot P, Landry C, Allard A, Chayer B, Dumesnil JG 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**:756–65.
- Flaschkampf FA, Weyman AE, Guerrero JL. Influence of orifice geometry and flow rate on effective valve area: an in vitro study. J Am Coll Cardiol 1991;15:1173–80.
- 106. Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, Song JK, Solheim J, VanAuker M 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;40:1479–86.
- Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier PC, Métras J, Lemieux MD. Patient prosthesis mismatch can be predicted at the time of operation. Ann Thorac Surg 2001;71:S265-8.
- Bitar JN, Lechin ME, Salazar G, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment with the continuity equation of St. Jude medical mechanical prostheses in the mitral valve position. *Am J Cardiol* 1995;**76**:287–93.
- 109. Pibarot P, Honos GN, Durand LG, Dumesnil JG. Substitution of left ventricular outflow tract diameter with prosthesis size is inadequate for calculation of the aortic prosthetic valve area by the continuity equation. J Am Soc Echocardiogr 1995;8:511-7.

- 110. Smadi O, Garcia J, Pibarot P, Gaillard E, Hassan I, Kadem L. Accuracy of Dopplerechocardiographic parameters for the detection of aortic bileaflet mechanical prosthetic valve dysfunction. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;**15**:142–51.
- Zekry SB, Saad RM, Ozkan M, Al Shahid MS, Pepi M, Muratori M et al. Flow acceleration time and ratio of acceleration time to ejection time for prosthetic aortic valve function. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;**4**:1161–70.
- 112. 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;41:435–42.
- 113. Vandervoort PM, Greenberg NL, Pu M, Powell KA, Cosgrove DM, Thomas JD. Pressure recovery in bileaflet heart valve prostheses. Localized high velocities and gradients in central and side orifices with implications for Doppler-catheter gradient relation in aortic and mitral position. *Circulation* 1995;**92**:3464–72.
- Aljassim O, Svensson G, Houltz E, Bech-Hanssen O. Doppler-catheter discrepancies in patients with bileaflet mechanical prostheses or bioprostheses in the aortic valve position. Am J Cardiol 2008;**102**:1383–9.
- 115. Bach DS, Schmitz C, Dohmen G, Aaronson KD, Steinseifer U, Kleine P. In vitro assessment of prosthesis type and pressure recovery characteristics: Doppler echocardiography overestimation of bileaflet mechanical and bioprosthetic aortic valve gradients. J Thorac Cardiovasc Surg 2012;**144**:453–8.
- Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery - an in vitro study. J Am Soc Echocardiogr 2000;13:39–50.
- Evin M, Pibarot P, Guivier-Curien C, Tanne D, Kadem L, Rieu R. Localized transvalvular pressure gradients in mitral bileaflet mechanical heart valves and impact on gradient overestimation by Doppler. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:791–800.
- Ye Z, Shiono M, Sezai A, Inoue T, Hata M, Niino T et al. Reoperation for a patient 25 Years after a Starr-Edwards ball mitral valve was installed. Ann Thorac Cardiovasc Surg 2002;8:311–5.
- 119. Akins CW, Miller DC, Turina MI, Kouchoukos NT, Blackstone EH, Grunkemeier GL *et al.* Guidelines for reporting mortality and morbidity after cardiac valve interventions. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;**135**:732–8.
- Rizzoli G, Guglielmi C, Toscano G, Pistorio V, Vendramin I, Bottio T et al. Reoperations for acute prosthetic thrombosis and pannus: an assessment of rates, relationship and risk. Eur J Cardiothorac Surg 1999;16:74–80.
- 121. Roudaut R, Serri K, Lafitte S. Thrombosis of prosthetic heart valves: diagnosis and therapeutic considerations. *Heart* 2007;**93**:137–42.
- Pibarot P, Dumesnil JG. Doppler echocardiographic evaluation of prosthetic valve function. *Heart* 2012;98:69–78.
- 123. Genoni M, Franzen D, Tavakoli R, Seiffert B, Graves K, Jenni R et al. Does the morphology of mitral paravalvular leaks influence symptoms and hemolysis? J Heart Valve Dis 2001;10:426–30.
- 124. Pibarot P, Dumesnil JG. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch in the aortic valve position and its prevention. J Am Coll Cardiol 2000; 36:1131–41.
- Pibarot P, Dumesnil JG. Valve prosthesis-patient mismatch, 1978 to 2011: from original concept to compelling evidence. J Am Coll Cardiol 2012;60:1136–9.
- 126. Head S, Mokhles M, Osnabrugge R, Pibarot P, Mack MJ, Takkenberg J et al. The impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis of 34 observational studies comprising 27,186 patients with 133,141 patient-years. Eur Heart J 2012;33: 1518–29.
- 127. Takagi H, Yamamoto H, Iwata K, Goto SN, Umemoto T. A meta-analysis of effects of prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement on late mortality. *Int* J Cardiol 2012;**159**:150–4.
- 128. Pibarot P, Weissman NJ, Stewart WJ, Hahn RT, Lindman BR, McAndrew T et al. Incidence and sequelae of prosthesis-patient mismatch in transcatheter versus surgical valve replacement in high-risk patients with severe aortic stenosis-A PARTNER trial cohort A analysis. J Am Coll Cardio 2014;64:1323–34.
- Flameng W, Herregods MC, Vercalsteren M, Herijgers P, Bogaerts K, Meuris B. Prosthesis-patient mismatch predicts structural valve degeneration in bioprosthetic heart valves. *Circulation* 2010;**121**:2123–9.
- Mahjoub H, Mathieu P, Larose E, Dahou A, Senechal M, Dumesnil JG et al. Determinants of aortic bioprosthetic valve calcification assessed by multidetector CT. *Heart* 2015;**101**:472–7.
- 131. Mohty D, Dumesnil JG, Echahidi N, Mathieu P, Dagenais F, Voisine P et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: influence of age, obesity, and left ventricular dysfunction. J Am Coll Cardiol 2009;53:39–47.
- 132. Kappetein AP, Head SJ, Genereux P, Piazza N, Van Mieghem NM, Blackstone EH et al. Updated standardized endpoint definitions for transcatheter aortic valve implantation: the Valve Academic Research Consortium-2 consensus document. Eur J Cardiothorac Surg 2012;42:S45–60.

- Lancellotti P, Rosenhek R, Pibarot P, lung B, Otto CM, Tornos P et al. ESC Working Group on Valvular Heart Disease position paper—heart valve clinics: organization, structure, and experiences. Eur Heart J 2013;34:1597–606.
- Bach DS. Transesophageal echocardiographic (TEE) evaluation of prosthetic valves. Cardiol Clin 2000;18:751–71.
- Chambers J, Rimington H, Rajani R, Hodson F, Blauth C. Hemodynamic performance on exercise: comparison of a stentless and stented biological aortic valve replacement. J Heart Valve Dis 2004;13:729–33.
- Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch; an update. Curr Cardiol Rep 2011;13:250–7.
- Rallidis LS, Moyssakis IE, Ikonomidis I, Nihoyannopoulos P. Natural history of early aortic paraprosthetic regurgitation: a five-year follow-up. Am Heart J 1999;138: 351–7.
- Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler colour flow mapping. J Am Coll Cardiol 1987;9:952–9.
- Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG et al. Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery. N Engl J Med 2010;363:1597–607.
- Effron MK, Popp RL. Two-dimensional echocardiographic assessment of bioprosthetic valve dysfunction and infective endocarditis. J Am Coll Cardiol 1983;2: 597–606.
- 141. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Fett SL, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ. Application of the proximal flow convergence method to calculate the effective regurgitant orifice area in aortic regurgitation. J Am Coll Cardiol 1998;32:1032–9.
- 142. Pouleur AC, de Waroux JB, Goffinet C, Vancraeynest D, Pasquet A, Gerber BL et al. Accuracy of the flow convergence method for quantification of aortic regurgitation in patients with central versus eccentric jets. Am J Cardiol 2008;**102**: 475–80.
- 143. Samstad SO, Hegrenaes L, Skjaerpe T, Hatle L. Half time of the diastolic aortoventricular pressure difference by continuous wave Doppler ultrasound: a measure of the severity of AR? Br Heart J 1989;61:336–43.
- 144. Griffin BP, Flachskampf FA, Siu S, Weyman AE, Thomas JD. The effects of regurgitant orifice size, chamber compliance, and systemic vascular resistance on aortic regurgitant velocity slope and pressure half-time. Am Heart J 1991;**122**:1049–56.
- 145. Tribouilloy C, Avinée P, Shen WF, Rey JL, Slama M, Lesbre JP. End diastolic flow velocity just beneath the aortic isthmus assessed by pulsed Doppler echocardiography: a new predictor of the aortic regurgitant fraction. Br Heart J 1991;65: 37–40.
- 146. Foster GP, Isselbacher EM, Rose GA, Torchiana DF, Akins CW, Picard MH. Accurate localization of mitral regurgitant defects using multiplane transesophageal echocardiography. Ann Thorac Surg 1998;65:1025–31.
- 147. Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, Leone T, D'Angeli I, D'Orazio S et al. Assessment of severity of mechanical prosthetic mitral regurgitation by transoesophageal echocardiography. *Heart* 2004;**90**:539–44.
- Sprecher DL, Adamick R, Adams D, Kisslo J. In vitro color flow, pulsed and continuous wave Doppler ultrasound masking of flow by prosthetic valves. J Am Coll Cardiol 1987;9:1306–10.
- 149. Fernandes V, Olmos L, Nagueh SF, Quinones MA, Zoghbi WA. Peak early diastolic velocity rather than pressure half-time is the best index of mechanical prosthetic mitral valve function. Am J Cardiol 2002;89:704–10.
- 150. Goetze S, Brechtken J, Agler DA, Thomas JD, Sabik JF III, Jaber WA. In vivo shortterm Doppler hemodynamic profiles of 189 Carpentier- Edwards Perimount pericardial bioprosthetic valves in the mitral position. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:981–7.
- 151. Malouf JF, Ballo M, Connolly HM, Hodge DO, Herges RM, Mullany CJ et al. Doppler echocardiography of 119 normal-functioning St Jude Medical mitral valve prostheses: a comprehensive assessment including time-velocity integral ratio and prosthesis performance index. J Am Soc Echocardiogr 2005;18:252–6.
- Panidis IP, Ross J, Mintz GS. Normal and abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. J Am Coll Cardiol 1986;8:317–26.
- 153. Chaliki HP, Nishimura RA, Enriquez-Sarano M, Reeder GS. A simplified, practical approach to assessment of severity of mitral regurgitation by Doppler color flow imaging with proximal convergence: validation with concomitant cardiac catheterization. *Mayo Clin Proc* 1998;**73**:929–35.
- 154. Flachskampf FA, Hoffmann R, Franke A, Job FP, Schöndube FA, Messmer BJ et al. Does multiplane transesophageal echocardiography improve the assessment of prosthetic valve regurgitation? J Am Soc Echocardiogr 1995;8:70–8.
- Becerra JM, Almeria C, de Isla LP, Zamorano J. Usefulness of 3D transoesophageal echocardiography for guiding wires and closure devices in mitral perivalvular leaks. *Eur J Echocardiogr* 2009;**10**:979–81.
- 156. Enriquez-Sarano M, Miller FA, Hayes SN, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Effective mitral regurgitant orifice area: clinical use and pitfalls of the proximal isovelocity surface area method. J Am Coll Cardiol 1995;25:703–9.
- 157. Enriquez-Sarano M, Dujardin KS, Tribouilloy CM, Seward JB, Yoganathan AP, Bailey KR et al. Determinants of pulmonary venous flow reversal in mitral

regurgitation and its usefulness in determining the severity of regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;**83**:535–41.

- Olmos L, Salazar G, Barbetseas J, Quinones MA, Zoghbi WA. Usefulness of transthoracic echocardiography in detecting significant prosthetic mitral valve regurgitation. Am J Cardiol 1999;83:199–205.
- Connolly HM, Miller FA, Taylor CL, Naessens JM, Seward JB, Tajik AJ. Doppler hemodynamic profiles of 82 clinically and echocardiographically normal tricuspid valve prostheses. *Circulation* 1993;88:2722–7.
- 160. Kobayashi Y, Nagata S, Ohmori F, Eishi K, Nakano K, Miyatake K. Serial Doppler echocardiographic evaluation of bioprosthetic valves in the tricuspid position. *J Am Coll Cardiol* 1996;**27**:1693–7.
- Blauwet LA, Miller FA. Echocardiographic assessment of prosthetic heart valves. Prog Cardiovasc Dis 2014;57:100–10.
- Aoyagi S, Nishi Y, Kawara T, Oryoji A, Kosuga K, Ohishi K. Doppler echocardiographic evaluation of St. Jude Medical valves in the tricuspid position. J Heart Valve Dis 1993;2:279–86.
- 163. Blauwet LA, Danielson GK, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM et al. Comprehensive echocardiographic assessment of the hemodynamic parameters of 285 tricuspid valve bioprostheses early after implantation. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:1045–59.
- 164. Gonzalez-Vilchez F, Zarauza J, Vazquez de Prada JA, Martín Durán R, Ruano J, Delgado C et al. Assessment of tricuspid regurgitation by Doppler color flow imaging: angiographic correlation. Int J Cardiol 1994;44:275–83.
- 165. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Quantification of tricuspid regurgitation by measuring the width of the vena contracta with Doppler color flow imaging: a clinical study. J Am Coll Cardiol 2000;36:472–8.
- Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;**93**:1160–9.
- 167. Ahmed MI, Escañuela MG, Crosland WA, McMahon WS, Alli OO, Nanda NC. Utility of live/real time three-dimensional transesophageal echocardiography in

the assessment and percutaneous intervention of bioprosthetic pulmonary valve stenosis. *Echocardiography* 2014;**31**:531–3.

- Rosti L, Murzi B, Colli AM, Festa P, Redaelli S, Havelova L et al. Mechanical valves in the pulmonary position: a reappraisal. J Thorac Cardiovasc Surg 1998;115:1074–9.
- 169. Waterbolk TW, Hoendermis ES, den HI, Ebels T. Pulmonary valve replacement with a mechanical prosthesis. Promising results of 28 procedures in patients with congenital heart disease. *Eur J Cardiothorac Surg* 2006;**30**:28–32.
- 170. Maciel BC, Simpson IA, Valdes-Cruz LM, Recusani F, Hoit B, Dalton N et al. Color flow Doppler mapping studies of 'physiologic' pulmonary and tricuspid regurgitation: evidence for true regurgitation as opposed to a valve closing volume. J Am Soc Echocardiogr 1991;4:589–97.
- 171. Kobayashi J, Nakano S, Matsuda H, Arisawa J, Kawashima Y. Quantitative evaluation of pulmonary regurgitation after repair of tetralogy of Fallot using real-time flow imaging system. Jpn Circ J 1989;**53**:721–7.
- Williams RV, Minich LL, Shaddy RE, Pagotto LT, Tani LY. Comparison of Doppler echocardiography with angiography for determining the severity of pulmonary regurgitation. Am J Cardiol 2002;89:1438–41.
- Puchalski MD, Askovich B, Sower CT, Williams RV, Minich LL, Tani LY. Pulmonary regurgitation: determining severity by echocardiography and magnetic resonance imaging. *Congenit Heart Dis* 2008;3:168–75.
- Goldberg SJ, Allen HD. Quantitative assessment by Doppler echocardiography of pulmonary or aortic regurgitation. Am J Cardiol 1985;56:131–5.
- 175. Lei MH, Chen JJ, Ko YL, Cheng JJ, Kuan P, Lien WP. Reappraisal of quantitative evaluation of pulmonary regurgitation and estimation of pulmonary artery pressure by continuous wave Doppler echocardiography. *Cardiology* 1995;86: 249–56.
- 176. Silversides CK, Veldtman GR, Crossin J, Merchant N, Webb GD, McGrindle BW et al. Pressure Halftime predicts hemodynamically significant pulmonary regurgitation in adult patients with repaired tetralogy of Fallot. J Am Soc Echocardiogr 2003; 16:1057–62.